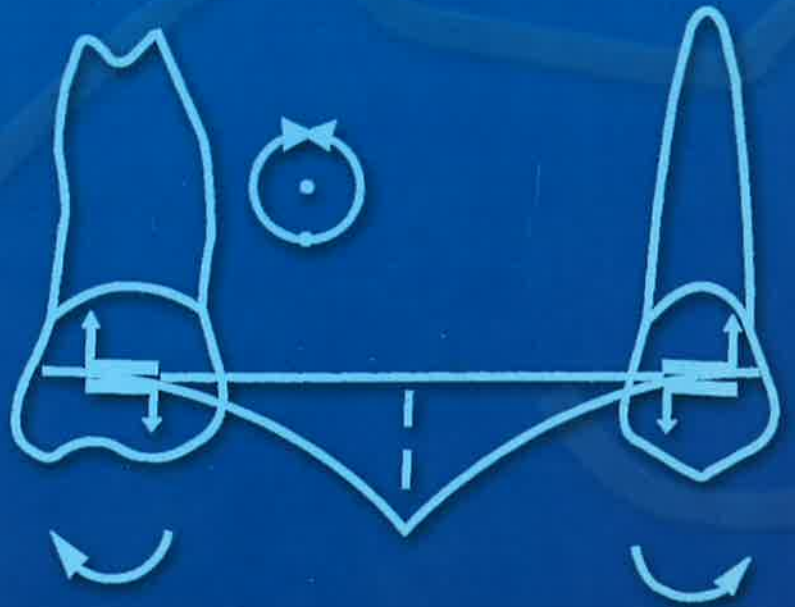


Yahya TOSUN

SABİT ORTODONTİK APAREYLERİN BİYOMEKANİK PRENSİPLERİ



© 1999 Doç. Dr. Yahya TOSUN

Bu kitabın tüm yayın hakları yazarına aittir. Kitabın tamamı ya da herhangi bir bölümü yazarının önceden yazılı izni olmadan elektronik, optik, mekanik ya da diğer yollarla kaydedilemez, basılamaz, çoğaltılamaz. Aynı şekilde kitap içerisinde yer alan resim ve şekiller de yazarın yazılı izni olmadan aynen ya da değiştirilerek kopyalanamaz, basılamaz.

Dizgi ve Baskı

Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir
1999

İsteme Adresi

Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Bornova - İzmir

Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri

Doç. Dr. Yahya TOSUN

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü

ve

Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Tekstil Bölümü

Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Hanife ÜNAL'ın

katkılarıyla

***Sevgili Anneme
ve
Babamın değerli hatırasına***

ÖNSÖZ

Günümüzde, Türkiye'de uygulanan ortodontik tedavi kalitesi, bu konuda ileri gitmiş birçok batı ülkesiyle kıyaslanabilecek boyuttadır ve son yıllarda gelişen malzemelerin de katkısıyla her geçen gün hızla yükselmektedir. Buna karşılık, ülkemizdeki en büyük eksikliklerden biri kendi dilimizdeki ortodonti yayınlarının son derece kısıtlı olmasıdır. Özellikle çağdaş ortodontik tedavilerin temelini oluşturan sabit tedavi teknikleri konusunda çok az sayıda yayın bulunmaktadır. Bu kitabın yazılmasının en önemli nedeni, ülkemizde bu konudaki açığı kapatmaya katkıda bulunacak ve mesleğe yeni başlayanlara deneme yanılma yoluyla zaman ve enerji kaybettirmeden konuya daha bilinçle yaklaşmalarına yardımcı olacak bir kaynak yaratmaktır.

Bilindiği gibi ortodontide ilk aşama tanı ve tedavi planlaması ikinci aşama ise tedavidir. Tedavi, planlamanın-olguya has özellikler de göz önünde tutularak hayata geçirilmesidir. Biomekanik uygulama, tedavi planlaması tarafından belirlenmiş hedeflere ulaşabilmek için kullanılan bir araçtır ve eğer başarıyla uygulanırsa hedefe varılabilir. Tedavinin başarılı olabilmesi için planlama ne kadar önemliyse biyomekanik uygulama da o kadar önemlidir. Planlama ne kadar iyi yapılırsa yapılsın uygulama başarılı olmadığı takdirde o tedavinin sonucunun da iyi olacağından bahsetmek olanaksızdır. Tecrübelerimiz göstermiştir ki, klinikte geçen sürenin bir kısmını hastanın ortodontik sorunlarını çözmek için harcıyorsak bu sürenin önemli bir bölümünü de kendi yarattığımız mekanik sorunları çözmek için harcıyoruz. Bu nedenle, hatayı en aza düşürmek ve yan etkileri ortadan kaldırmak gerekir. Kısacası, uygulamada başarılı olmanın yolu iyi bir temel biyomekanik bilgisinden geçer.

Klinikte, dişlere braketler yerleştirip bunların da içinden bir tel geçirdiğimizde dişlerde kısa sürede dizilme oluştuğunu hepimiz çok iyi biliyoruz. Hatta bu işlemleri ortodonti uzmanı olmayan bazı meslektaşlarımız da büyük bir cesaretle uygulamaktalar. Ancak burada önemli olan rasgele bir manipülasyon değil o işlemin neyi hedeflediğinin bilincinde olabilmektir. İşte bu kitabın ana amaçlarından biri de ortodontik telin braketler içine yerleştirildiği andan itibaren ne gibi olaylarla karşılaşılacağına kehanetinde bulunmak yerine, tedavi planlamasının bize emrettiği hedeflere en kısa yoldan, bilinçle ve en etkin şekilde nasıl ulaşılacağı konusunda okuyucuya bir fikir vermektir.

Bu kitabın bir diğerk amacı da- edgewise, Begg ya da straight wire gibi belirli bir sabit tekniği anlatmak yerine- bu tekniklerin uygulanması esnasında kullanılan çeşitli mekaniklerin özüne inmek ve özellikle ortodonti pratiğine yeni başlayan meslektaşlarımıza sabit ortodontik apareylerin çalışma prensipleri konusunda bir düşünme tarzı kazandırmaktır. Aslında, bu kitapta anlatılanlar dünyada ilk defa ortaya atılan fikirler değil, tam tersi, çoğumuzun bildiği ve günlük hayatta kullandığı biyomekanik konularıdır. Yapılmak istenen, bunlara farklı bir bakış açısı getirmekten başka bir şey değildir.

"Ortodontinin geleceği ne olacak" sorusuna cevap ararken akla ilk gelen, ortodontik apareylerin (adı aparey olacaksa) planlamasının (dizaynının) nasıl olacağı ve hemen bununla bağlantılı olarak, kullanılacak materyallerin neler olacağı gibi sorulardır. Eğer, gelecekte diş hareketlerini gerçekleştirerek için düzenekler kullanılacaksa bunlar, şüphesiz yine dişler üzerine bir şekilde monte edilen elemanlardan meydana gelecektir. Hangi materyalden yapılırlarsa yapılsınlar ve nasıl düzenekler olurlarsa olsunlar bunların, dişler üzerine kuvvet çiftleri uygulayabilecek şekilde planlanmış olmaları gerekir. Edgewise braket sisteminin- Begg de dahil- diğer sistemlere göre dünyada çok daha fazla kabul görmesinin, uzun yıllardır yaygın şekilde kullanılmasının ve ortodontik malzeme üreticileri tarafından son yıllarda bile üzerine büyük boyutta yatırımlar yapılmasının en büyük nedeni, kuvvet çiftini dişlere en iyi aktarabilen braket sistemi olmasından başka birşey değildir. Eskiden multilooplu bir ark ile elde edilen sonuç, bugünün tel ve braket materyalleriyle çok daha kısa sürede, daha etkili ve hastaya daha az rahatsızlık verecek şekilde elde edilebilmektedir. Yakın gelecekte de yine benzer tel ve braket sistemlerini kullanmaya devam edeceğimize göre teknolojinin gelişen ürünlerini tanıyıp anlamak ve onlardan daha iyi faydalanmak şarttır. Son yıllarda ortodontik materyal teknolojisinde gözlenen büyük ilerlemeler ve buna bağlı olarak değişikliğe uğrayan ortodontik kavramlar karşısında ortodontist, kendisine en uygun yöntemi seçmeyi bilmelidir. Bunun yolu iyi bir materyal ve mekanik bilgisinden geçer.

Son derece dinamik bir yaşama sahip olan ortodontist için biyomekanik prensipler gibi teorik konularla ilgilenmek can sıkıcı olabilir. Çoğumuz, pratikte hemen faydalı olacak noktaları öğrenme, geri kalan teorik kısımlarıyla zaman harcamama eğilimindeyiz. Dahası, bazı meslektaşlar arasında, fizik kurallarının ağız içindeki mekanizmalar için her zaman geçerli olmayacağı yönünde yaygınlaşmış bir kanı da bulunmaktadır. Oysa bu tamamen yanlıştır. Unutulmamalıdır ki ağızda kullanılan düzenekler mekaniktir ve temel fizik prensipleri ağız içinde de geçerlidir. Bu yanlış inanışın kaynağı, biyolojik bir ortam olan ağızda kurulan mekanizmaları etkileyen kemik yapı, kök uzunluğu, yaş, ısı, ortam pH'ı, kötü alışkanlıklar, tükürük, oklüzal kuvvetler gibi çok sayıda bilinmeyen ve standardize edilemeyen faktörün bulunması ve fizik kuralları konusundaki bilgi eksikliği olsa gerektir. Doğal olarak, uygulamaların her olguda aynı cevabı vereceğini düşünmek mümkün değildir. Klinikten de çok iyi bildiğimiz gibi, birbirine yaş, cinsiyet, maloklüzyon şiddeti gibi noktalarda tıpatıp benzer iki bireyin (bazen ikizlerin), aynı mekanizmaya verdikleri cevaplar farklı

olabilmektedir. Zaten ortodontik tedaviyi güç ve aynı oranda da zevkli kılan faktörlerden biri de bu değişkenlik ve belirsizlikler değil midir? Buradan çıkarılması gereken anafikir, biyomekanik prensiplerin herkes için aynı olduğu ancak cevapların kişiden kişiye değişebildiğidir. Teorik olarak ta olsa, fizik prensiplerinin iyi bilinmesi, ağızda kurulan mekanizmaların nasıl çalıştığının daha iyi anlaşılması ve yaklaşık sonuçlarının ne olacağı yönünde klinisyene yol gösterecektir. Bu nedenle ilk bölümde bu kurallar ele alınmaktadır.

Kitapta, okuyucuyu sıkmadan mümkün olduğunca pratik örnekler verilerek ve çizimlerle açıklama yapılmaya çalışılmıştır. Ayrıca, anlatımda akıcılığı bozmadan mümkün olduğu ölçüde Türkçe terimlere yer verilmeye gayret edilmiştir. Eğer yabancı kaynaklı bir kelimenin Türkçede tam anlamını bulan ve cümlenin anlam ve akıcılığını bozmayan karşılığı varsa Türkçe kelime tercih edilmiştir (örneğin: "vertikal chin cap" yerine "dikey çenelik", "slot" yerine "oluk" terimi kullanılmıştır. Ancak, "overjet, overbite, loop" gibi ortodonti literatürüne yerleşmiş ve Türkçede ortodontik olarak tam karşılığı bulunmayan, bulunsa bile akıcılığı bozacağı düşünülen kelimeler olduğu gibi alınmıştır. Ortodonti literatüründe fazlaca yer almayan ve mühendisliği ilgilendiren kavram ve terimler Türkçede kullanıldığı şekliyle alınmış ancak bunların İngilizce karşılıkları parantez içinde verilmiştir. Sözü edilen kavram ve terimlerin açıklamaları kitabın sonunda Terimler Sözlüğü başlığı altında bir bütün halinde verilmiştir.

Bu kitabın hazırlanmasında, E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalındaki tüm öğretim üye ve yardımcılarının büyük destekleri vardır. Bu nedenle başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Erdal IŞIKSAL olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma, kitabın yazılım döneminde, her aşamada, gerek bilgisi gerekse eleştirileriyle destek ve yol gösterici olan Prof. Dr. Hanife ÜNAL'a, kitabın en iyi şartlarda basılması için büyük destek veren dekanımız Prof. Dr. Haluk BAYLAS'a, yazım ve basım aşamalarındaki yardımlarından dolayı Dt. Işık KELEK'e, dizginin ve baskının kalitesi için büyük çaba gösteren Ege Üniversitesi Basımevi Müdürü Sayın Olcay SUTÜVEN ve dizgiyi gerçekleştiren Sayın Nermin KARAHALİL'in şahsında tüm matbaa çalışanlarına en içten teşekkürlerimi sunarım. Kitabın okuyucuya faydalı olabilmesi için baştan itibaren sırayla okunmasını önermekteyim. Dileğim, verilen bilgilerin, özellikle ortodonti dünyasına yeni adım atanlara yol gösterici olabilmesidir.

Doç. Dr. Yahya TOSUN

İÇİNDEKİLER

Giriş

BÖLÜM 1: Fiziksel Prensipler

Newton yasaları	1
Vektörler	1
Vektörlerin toplanması	2
Bir vektörün bileşenlere ayrılması	3
Kuvvet	3
Şiddetlerine göre kuvvetler	3
Süresine göre kuvvetler	4
Kuvvetin sürekliliği	4
Sürekli kuvvetler	5
Kesikli kuvvetler	6
Aralıklı kuvvetler	6
Direnç merkezi	6
Dönme merkezi	6
Moment	7
Yön kabulü	7
Kuvvet çifti	8
Kuvvetlerin etki çizgisi boyunca kaydırılabilme özelliği	8
Statik denge kuralları	8
Serbest cisim analizi	8
Diş hareketleri	10
Devrilme hareketi	10
KontROLSUZ ve kontrollü devrilme hareketleri	10
Translasyon hareketi	11
Dönme hareketi	11
Eşdeğer kuvvet sistemleri	11
M/F oranı	12
Destek kemik kaybına uğramış dişlerde M/F oranı	14
Loop şekillerinin M/F oranına etkisi	15

BÖLÜM 2: Ortodontik kuvvetin oluşturulması ve sabit apareylerin planlanması

Ortodontide kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri	20
Materyallerin elastik davranışı	20
Elastiklik	21
Katılık (yük/esneme oranı)	23
Tellerin katılığını etkileyen faktörler	24
Dayanıklılık	27
Çalışma aralığı	27
Geri yaylanma özelliği	28
Şekil alabilme özelliği	29
Kirişler	29
Yorgunluk	31
Korozyon	32
Korozyon şekilleri	32
Teller	33
Paslanmaz çelik teller	34
Yapımı	35
Fiziksel özellikleri	36
Looplar	36
Çok sarımlı paslanmaz çelik teller	37
Krom kobalt alaşımları (Elgiloy)	38
NiTi Teller	39
Yapımı	39
Metalurjik özellikleri	39
Süperelastiklik	40
Süperelastik tellerin klinik performansları yönünden değerlendirilmesi	42
NiTi tellerin klinikte yeniden kullanımı ve bunun tellerin fiziksel özellikleri üzerine etkisi	43
NiTi tellerin tel ile braket arasındaki sürtünme direnci üzerine etkisi	43
TMA Teller	43
Fiber optik- plastik teller	45
Kompozit teller	46
Klinikte tel seçimi	46
Tel alaşımlarının karşılaştırılması	49
Değişken çap ortodontisi	51
Değişken modül ortodontisi	53
Sonuç	56
Sabit ortodontide kullanılan kuvvet elemanları	58
Yaylar	58
Elastikler	61
Elastik zincirler	62
Ağız içi lateks elastikler	63
Ağız içi elastiklerin çeşitleri	66
Çeneler arası elastikler	67

Yaylar ile elastiklerin karşılaştırılması	72
Braketler	72
Braket materyalleri	72
Paslanmaz çelik braketler	73
Seramik braketler	74
Plastik braketler	76
Braketlerin üretim teknikleri	76
Paslanmaz çelik braketler	76
Çekme	76
Döküm	77
Sinterleme	77
Paslanmaz çelik braketlerin yeniden kazanılması	77
Yeniden kazanma yöntemleri	77
Yeniden kazanma işleminin braketler üzerindeki etkileri	81
Braket boyutları ve şekli üzerine etkisi	81
Braketin dişe yapışma gücü üzerine etkisi	82
Tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri üzerine etkisi	82

BÖLÜM 3: İki Diş Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Düz arkların mekaniği	89
Sınıf I ilişki	91
Sınıf II ilişki	93
Sınıf III ilişki	94
Sınıf IV ilişki	94
Sınıf V ilişki	94
Sınıf VI ilişki	95
V bükümlü arkların mekaniği	95
V bükümlü arkların Begg tekniğinde uygulanması	101
Basamaklı arkların mekaniği	102
Artistik bükümler	103
Tweed ankraj kuvvetlendirme	104
Molar offset, toe-in	105
Straight wire mekaniği	105
Lace back	107
Sonuç	110

BÖLÜM 4: Sürtünmeli ve Sürtünmesiz Sistemler

Sürtünmeli sistem	113
Sürtünme	114
Tel ile braket arasındaki sürtünme ilişkisinin incelenmesi	115
Klinikte sürtünmeyi etkileyen faktörler	118
Braketle ilgili faktörler	120
Braket materyali	121
Braketin genişliği	129
Braketin şekli	130

Ark teliyle ilgili faktörler	130
Tel materyali	130
Tel çapı ve kesiti	130
Ligatürün sürtünme üzerine etkisi	131
Kuvvetin uygulanma şeklinin sürtünme üzerine etkisi	131
Tel ile braket arasındaki açının sürtünme üzerine etkisi	132
Biyolojik faktörler	134
Sonuç	135
Sürtünmesiz sistem	136
Bölümlü ark tekniğinin felsefesi	136
Klinikte sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerin karşılaştırılması	137

BÖLÜM 5: Ağızdışı Aparentler

Önden arkaya doğru kuvvet uygulayan ağız dışı aparentler	143
Sagittal düzlemde inceleme	146
Frontal düzlemde inceleme	149
Transversal düzlemde inceleme	149
Diş kavsinin bütünü üzerine kuvvet uygulanması	151
Ağızdışı aparentlerle asimetrik kuvvetler uygulanması	151
Asimetrik kollu ağız dışı aparentler	152
Ağız dışı aparentlerin değişik amaçlarla kullanılması	153
Kahn spur headgear	153
Kanin çengelleri	154
Arkadan öne doğru kuvvet uygulayan ağız dışı aparentler	154

BÖLÜM 6: Ankraj Kontrolü ve Seviyeleme

Ankraj kuvvetlendirme yöntemleri	159
Diş sayısının artırılması	159
Ağızdışı kuvvetler	160
Nance aparenti	160
Kesici dişlerin ankrajından faydalanma	162
Dikleştirme zembekleri	162
Sliding jig	162
Biyolojik dokulardan faydalanma	163
Kortikal kemik ankraji	163
Lip bumper	164
Seviyelemede düz arkların kullanılması	164
Karışık dişlenme döneminde seviyeleme	170
Derin kapanışın düzeltilmesi	172
Yüzün dik yöndeki gelişim şeklinin derin kapanışın düzeltilmesindeki önemi	173
Üst-alt oklüzal düzlemler ve kesici-dudak ilişkisi	173
Estetik gülüş ve kesici-dudak ilişkisi	173
Selektif kesici intrüzyonu ile kapanış açılması	175
Bölümlü arklarla kapanış açılması	175

3 parçalı intrüzyon arkı	175
Sürekli intrüzyon arkı	178
Molar uzaması ile kapanış açılması	179
Ağız dışı kuvvetlerin kapanış açma mekanikleriyle birlikte uygulanması	180
Spee eğrisinin düzeltilmesi	180
Basamaklı Spee eğrisi	181
Açısal Spee eğrisi	181
Spee eğrisinin düzeltilmesinde düz arkların kullanılması	182
Tersine Speeli arklar	182
Ayırıcı tanı kavramı	183
Sınıf II/2 olgularda derin kapanışın düzeltilmesi	184
Derin kapanışın erken dönemde düzeltilmesi	186
2x4 arkların mekaniği	186
Diferansiyel moment	188
Utility arklar	188
Derin kapanış tedavisinde 2x4 arkların mekaniği ile bölümlü intrüzyon ark mekaniklerinin karşılaştırılması	192
Sagittal düzlemde	192
Frontal düzlemde	193
Hiperdiverjan olguların tedavisi ve açık kapanışın düzeltilmesi	193
Dişsel açık kapanış tedavisi	193
İskeletsel açık kapanış tedavisi	194
Diş çekimi	195
Dikey çenelik	195
Palatal ark ve high pull headgear	196
Speeli arklar	197
Molarların sınıf I ilişkiye getirilmesi	198
Molar distalizasyonu	198
Ağız dışı apareylerin kullanılması	200
NiTi yayların kullanılması	200
Süperelastik arkların kullanılması	202
Sliding jig kullanılması	202
Tek taraflı molar distalizasyonu	202
Palatal arklar	203
Alt molar mesializasyonu	203
Devrilmiş molarların dikleştirilmesi	205
Molar rotasyonu	209
Çapraz kapanışların düzeltilmesi	210
Hızlı üst çene genişletmesi	210
Palatal arklar	213
Quad helix	214
Ağız dışı apareyler	215
Ark telleri	215
Çapraz elastikler	215

BÖLÜM 7: Çekim Boşluklarının Kapatılması

Sürtünmeli sistemde çekim boşluklarının kapatılması	221
Kanin distalizasyonu	221
Kesici ve kaninlerin retraksiyonu	223
Sürtünmesiz sistemde çekim boşluklarının kapatılması	225
Diferansiyel ankraj prensibi	225
Maksimum ankraj olgularında çekim boşluklarının kapatılması	226
Orta dereceli ankraj olgularında çekim boşluklarının kapatılması	228
Minimum ankraj olgularında çekim boşluklarının kapatılması	229
Terimler sözlüğü	233
İndeks	237

GİRİŞ

Günümüzde en yaygın şekilde kullanılan teknikler edgewise ve Begg gibi klasik temel tekniklerdir. Bunun dışında çeşitli araştırmacılar tarafından geliştirilmiş ve yukarıdaki tekniklerden türetilmiş Straight wire, Bölümlü ark, Universal, Beddtiot, Cats gibi onlarca yan teknik te bulunmaktadır. Bunlardan hangisi uygulanırsa uygulansın değişmeyen tek konu diş hareketleriyle ilgili temel biyomekanik prensiplerdir. Teknikler arasında fark oluşturan nokta, belli bir diş hareketinin **A** tekniğiyle kolay **B** tekniğiyle güç olmasıdır. Bu nedenle aşağıda, ortodontik tekniklerin tanıtılmasından çok, tedaviler esnasında uygulanan kapanış açma, molar distalizasyonu, rotasyon düzeltme, ankraj kontrolü, kanin distalizasyonu gibi temel biyomekanik konular, detaylarına girilerek incelenmektedir.

BÖLÜM

1

Fiziksel Prensipler

Newton Yasaları

Newton yasaları, cisimler üzerine etkiyen kuvvetler ile cisimlerin hareketleri arasındaki ilişkileri inceler. Newton'un üç temel yasası bulunmaktadır.

1. Yasa (Eylemsizlik yasası):

Bu yasa cisimlerin statik denge hallerini inceler. Hareketsiz ya da bir doğru üzerinde sabit bir hızla yol alan bir cisim, üzerine net bir bileşke kuvvet etkimediği sürece durumunu korur yani hareketsizliğini sürdürür veya doğru üzerinde sabit hızla yol almaya devam eder.

2. Yasa (Dinamiğin temel yasası):

İvme, net bileşke kuvvet ile doğru, cismin kütlesi ile ters orantılıdır ($a=F/m$).

3. Yasa (Etki ve tepki yasası):

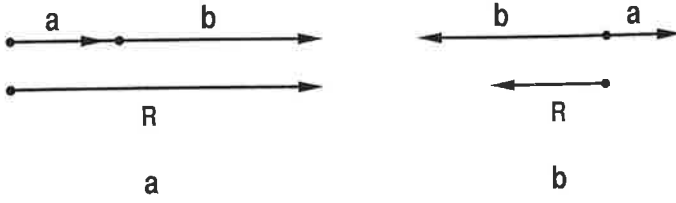
İki cismin birbirine etkisi her zaman eşit ve zıt yönlüdür, yani **teпки her zaman etkiye eşit ve zıt yöndedir**.

Vektörler

Uzaydaki herhangi iki nokta arasını bir doğruyla birleştirdiğimizde bu iki nokta arasında bir **doğrultu**, bu noktalardan birinden diğerine doğru bir hareket söz konusu olduğunda ise bir **yön** belirlemiş oluruz. Vektör adı verilen ve bir ok ile gösterilen bu büyüklüğün **şiddeti** okun uzunluğuyla, **uygulama noktası** ise bir noktayla gösterilir. Örneğin, şekil 1-1'de kesici diş kuronu üzerine hareketli apareyin vestibül arkı tarafından uygulanan kuvvet vektörünün doğrultusu; yatay (horizontal); yönü; önden arkaya doğru (sağdan sola doğru); şiddeti; okun uzunluğu kadar, uygulama noktası ise kuronun üzeridir.

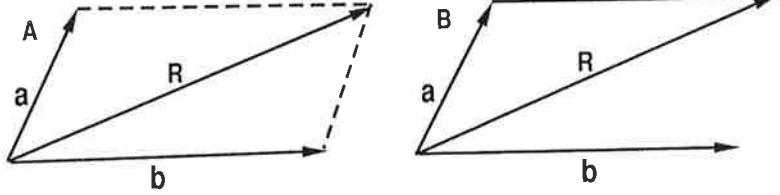


Şekil 1.1. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür. Kesici üzerine uygulanan kuvvetin şiddeti okun uzunluğu kadar, uygulama noktası kuronun üzeri, doğrultusu yatay ve yönü önden arkaya doğrudur.



Şekil 1.2. Aynı doğrultuda ve aynı yönde etki eden kuvvetlerin bileşkesi $R=a+b$ dir (a). Aynı doğrultuda ancak zıt yönlerde etkiyen kuvvetlerin bileşkesi ise $R=a+(-b)$ 'dir (b).

Şekil 1.3. Başlangıç noktaları çakışık halde bulunan a ve b vektörlerinin bileşkesi R , bu vektörleri kenar kabul eden paralelkenarın köşegenidir.



Vektörlerin toplanması

Vektörler bir koordinat sisteminde tanımlanırlar. Bir düzlem üzerinde yer alan vektörler için iki koordinat eksenini kullanmak yeterlidir.

Şekil 1-2a'da aynı doğrultuda ve aynı yönde yer alan farklı şiddetlerdeki a ve b vektörlerinin bileşkesi R bu iki vektörün cebirsel toplamına ($a+b$) eşittir. Aynı doğrultuda ancak ters yönde yer alan iki vektörün bileşkesi ise $a+(-b)$ şeklinde hesaplanabilir (Şekil 1-2b).

Başlangıç noktaları çakışık halde bulunan a ve b vektörlerinin bileşkesi R , bu vektörleri kenar kabul eden paralelkenarın köşegenidir (Şekil 1-3A). Aynı vektörlerin bileşkesi R , a vektörünün ucundan b vektörüne çizilen paralel vektörün uç kısmıyla a vektörünün başlangıç noktasının birleştirilmesi şekliyle de elde edilebilir (Şekil 1-3B).

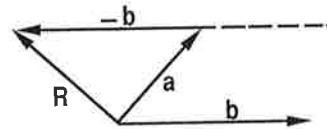
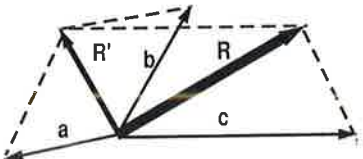
Birden fazla sayıdaki vektörün toplanması

Birden fazla sayıdaki vektörün toplanmasında da iki vektörün toplanması gibi işlem yapılır. Yani, öncelikle ilk iki vektör toplanarak elde edilen bileşke ile üçüncü vektör toplanır ve işlem böylece sürdürülür (Şekil 1-4).

İki vektörün birbirinden çıkarılması

İki vektör arasındaki farkı belirlemek için a vektörünün uç kısmından b vektörüne paralel ancak zıt yönlü yeni bir $-b$ vektörü çizilir ve a vektörünün başlangıç noktası $-b$ vektörünün ucuna birleştirilir (Şekil 1-5). Yani bileşke R , a nın başlangıç noktasından $-b$ 'nin ucuna doğrudur.

Şekil 1.4. Başlangıç noktaları çakışık halde bulunan birden çok sayıdaki vektörün bileşkesinin bulunması için önce a ve b vektörlerinin bileşkesi R' çizilir daha sonra c ve R' vektörlerinin bileşkesi R belirlenir.



Şekil 1.5. Başlangıç noktaları çakışık halde bulunan a ve b vektörlerinin farkı, a vektörünün uç kısmından b vektörüne paralel ancak zıt yönlü çizilen $-b$ vektörünün ucu ile a vektörünün başlangıç noktasının birleştirilmesiyle elde edilir.

Bir vektörün bileşenlere ayrılması

Bir \mathbf{R} bileşke vektörünü bileşenlerine ayırmak için o vektörün başlangıç noktasından, aranan bileşenler doğrultusuna paralel iki doğrultu çizilir ve \mathbf{R} vektörünün ucundan bu doğrulara paraleller çizilerek bir paralelkenar elde edilir. Bu şekilde elde edilen iki bileşenin toplamı şüphesiz \mathbf{R} vektörüne eşit olacaktır.

Gösterim kolaylığı ve bazı trigonometrik hesaplamalardan faydalanabilmek için bileşenlere ayırma işlemi (x ve y) koordinat sistemi üzerinde gerçekleştirilir. En genel halde, böyle bir sistemde x eksen yatay, buna dik olan y eksenini de düşey eksen kabul edilir. Bu şekilde \mathbf{R} vektörünün \mathbf{a} bileşeni yatay \mathbf{b} bileşeni ise düşey bileşenler olarak ifade edilebilir (Şekil 1-6).

Kuvvet

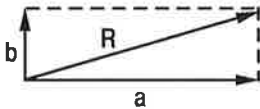
Bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etkidir. Ortodonti pratiğinde genellikle gram veya ons cinsinden ölçülür. Kuvvet, vektörel bir büyüklüktür, yani doğrultu, yön, şiddet ve uygulama noktası gibi özelliklere sahiptir. Bu özelliklerinin dışında ortodontik kuvvetin uygulanmasında dağılım ve süre gibi faktörler de önemlidir. Devrilme hareketi sırasında kuvvet, bir taraftan dişin servikali hizasındaki alveol kretinde diğer taraftan apikalinde yoğunlaşır. Translasyon hareketinde ise kuvvetin kemik ve kök yüzeyine dağılımı daha homojendir (Şekil 1-7).

Ortodontik kuvvetler şiddetlerine ve uygulanma sürelerine göre sınıflandırılabilirler.

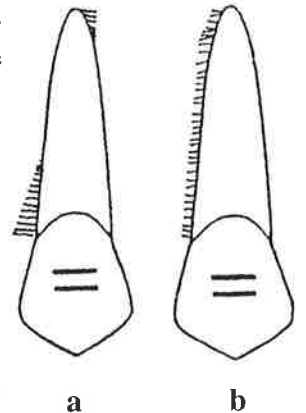
Şiddetlerine göre kuvvetler

Hafif kuvvetler

Dişin hareket etme eşiğinin üzerinde ve direkt kemik rezorpsiyonuna neden olan optimal düzeydeki kuvvetlerdir. Kuvvetin uygulandığı yöndeki kemik kolayca rezorbe olabildiği için diş hareketi önemli bir doku direnciyle karşılaşmadan kolayca akarak sürer. Hafif kuvvetlerin uygulanmasıyla diş hareketlerini ve ankrajı kontrol etmek daha kolaydır. Optimum diş hareketi elde edebilmek için optimum düzeyde ve sürekli kuvvet uygulanması esastır. Böylece tedavilerde zaman ve enerji kayıpları en aza indirilmiş olur.



Şekil 1.6. Bir bileşke vektörün, x ve y koordinat sistemi üzerinde bileşenlere ayrılması.



Şekil 1.7. Devrilme (a) ve translasyon (b) hareketlerinde kuvvetin kemik ve kök yüzeyine dağılımı. Devrilme hareketi sırasında kuvvet şiddeti belli bölgelerde yoğunlaştığından buralarda endirekt kemik rezorpsiyonu olasılığı artmaktadır. Bu nedenle, devrilmesi istenen dişlere uygulanacak kuvvet şiddetlerinin düşük tutulması gerekir.

Ağır kuvvetler

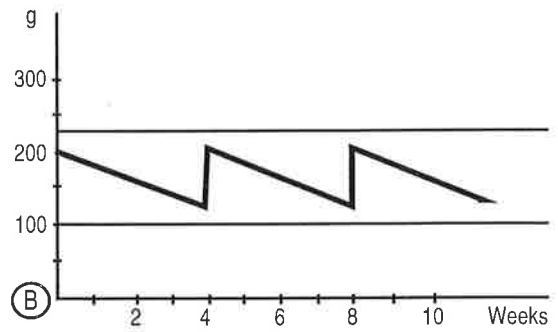
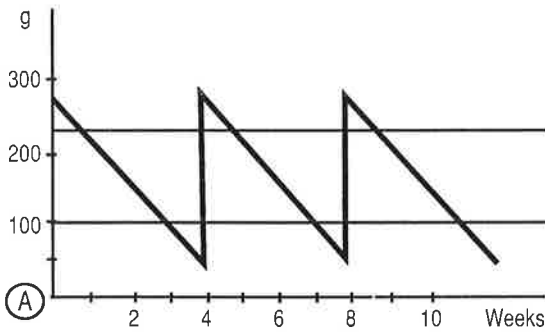
Periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hiyalinizasyona ve endirekt kemik rezorpsiyonuna neden olacak şiddetteki kuvvetlerdir. Hiyalin doku, dişin kemik içindeki hareketini engelleyen ya da geciktiren camsı yapıda sert bir duvardır. Bu duvarla karşılaşan dişin hareketi duraklarken burası bir direnç bölgesi haline dönüşür. Bunun sonucunda kolaylıkla ankraj kaybedilir. Bu arada dişin çevresindeki dokularda tamir faaliyetleri ortaya çıkar. Endirekt kemik rezorpsiyonu sonucu dişin önü yeniden açılır ve diş hızla harekete geçer. Direkt ve endirekt rezorpsiyon sonucunda dişin bir ay sonunda yaklaşık olarak aynı miktarda hareket ettiği belirtilmekteyse de (1,2) aradaki en önemli fark hareketin hızında ve ankraj dişler üzerindeki etkisindedir. Direkt rezorpsiyonda diş oldukça sabit bir hızla hareket ederken ankraj olarak alınan dişler üzerine ciddi kuvvetler yüklenmez. Buna karşılık, endirekt rezorpsiyonda, yüksek şiddetteki kuvvet, hareketi istenen dişlerde optimal düzeyde hareket için gereken düzeyin üzerinde kalırken ankraj dişler için optimum düzeydedir. Bu nedenle ağır kuvvetlerde ankraj kaybı kolaylıkla oluşabilir.

Süresine göre kuvvetler

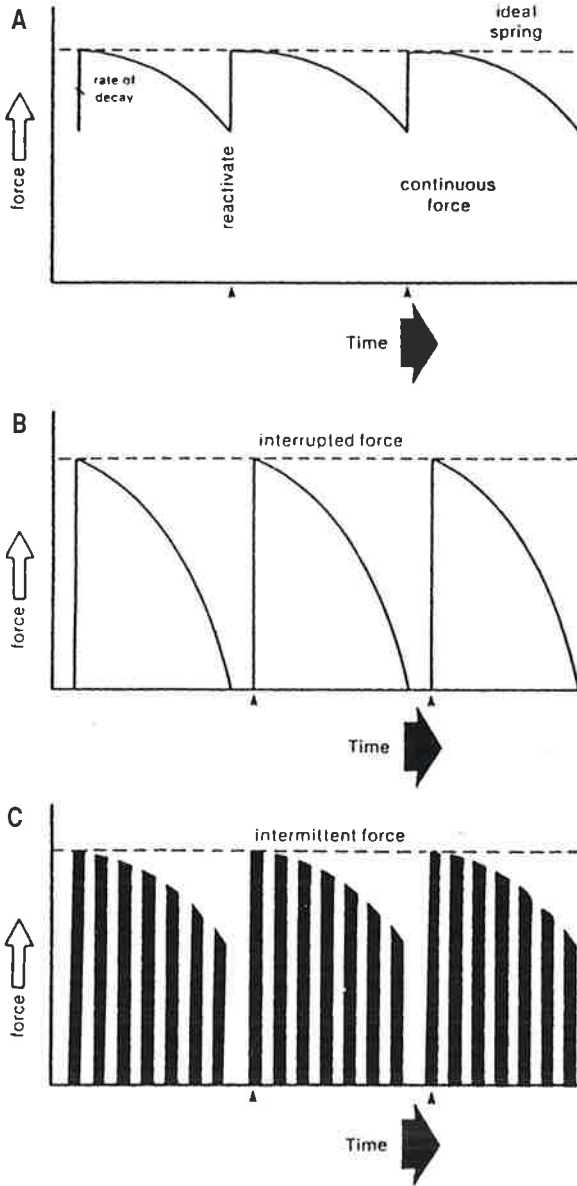
Kuvvetin sürekliliği

Optimum kuvvet, klinik olarak, dişin çevre dokularında zarar oluşturmadan ve hastaya rahatsızlık vermeden en hızlı diş hareketi oluşturabilen kuvvet miktarıdır. Dişlerin çevre dokularında optimum düzeyde biyolojik cevap elde edebilmek için kuvvetin hafif düzeyde olmasının yanısıra sürekliliğinin yani iki aktivasyon arasında ortaya çıkan kuvvet kaybının az olmasının da büyük önemi vardır. Şekil 1-8'de (3) yük/esneme oranı yüksek ve düşük olan iki yay uyguladıkları kuvvet düzeylerinde zamanla ortaya çıkan azalma miktarları karşılaştırılmaktadır.

Optimum hızda diş hareketi elde edebilmek için sürekli ve optimum düzeyde kuvvet uygulamak gereklidir. Sürekli kuvvetin elde edilebilmesi ise yük/esneme oranı düşük (yüksek çalışma aralığına sahip) tellerin kullanılmasıyla mümkün-



Şekil 1.8. Yük/esneme oranı yüksek (A) ve düşük (B) olan yaylarda zamana bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet kayıpları. Eşit zaman dilimi içinde (4 hafta) yük/esneme oranı yüksek yaydaki kuvvet kaybı yaklaşık 225 g.civarındayken yük/esneme oranı düşük yaydaki kuvvet kaybı 75 g. kadardır (3).



Şekil 1.9. Sürekli (A), kesikli (B) ve aralıklı (C) kuvvetlerin dış ve çevre dokular üzerindeki etkisi de farklı olur. Sürekli kuvvet uygulamasında kuvvet düzeyi tamamen sıfırlanmadığından dokular üzerindeki uyarı da ortadan kalkmaz ve diş hareketi akarak sürer. Kesikli kuvvet uygulamasında kuvvet düzeyi ikinci aktivasyon dönemine kadar sıfırlanır. Aralıklı kuvvetler, ağza takılıp çıkarılabilen düzenekler tarafından uygulanır. Düzenek ağızdan çıkarıldığında kuvvet düzeyi sıfıra iner (2).

dür. Özellikle seviyeleme döneminde, braketler arasındaki seviye farklarının fazla olduğu durumlarda yük/esneme oranı düşük ve uzun çalışma aralığına sahip tellerin kullanılması hem ankrajın kontrol altında tutulması hem de bireyin daha uzun aralıklarla görülebilmesine olanak sağlaması yönünden avantajlıdır.

Sürekli kuvvetler

Sürekli kuvvetlerde, iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti yavaş yavaş azalır ancak sıfırlanmaz (Şekil 1-9). Dişin çevre dokuları üzerindeki uyarı ortadan kalkmadığından optimum düzeyde uygulandığı takdirde hızlı, düzenli ve kontrollü diş hareketlerinin elde edilmesine yardımcı olur. Sabit apareylerde kullanılan NiTi açıcı yayların (open coil spring) uyguladığı kuvvetler bu tip kuvvetlerdir.

Kesikli kuvvetler

Kuvvet, uygulandıktan kısa bir süre sonra sıfırlanır. Bunlar genellikle ağır kuvvetlerdir ve çevre dokularda çoğunlukla endirekt rezorpsiyona neden olurlar. Bu kuvvetlerin uygulanmasını takiben ikinci aktivasyona kadar çevre dokularda tamir olayları gerçekleşir. Bu nedenle aktivasyonların, dokuların tamirine olanak verecek aralıklarda gerçekleştirilmesi gerekir. Kesikli kuvvet uygulayan aktif elemanlara en iyi örnek hızlı genişletme vidalarıdır.

Aralıklı kuvvetler

Aralıklı kuvvetlerde aparent hasta tarafından çıkarıldığında kuvvet sıfırlanır, yeniden ağza takıldığında kaldığı düzeyden başlamak suretiyle azalarak sürer. Ağız dışı aparentlerin kullanımında aralıklı kuvvetler uygulanmaktadır (2).

Direnç Merkezi

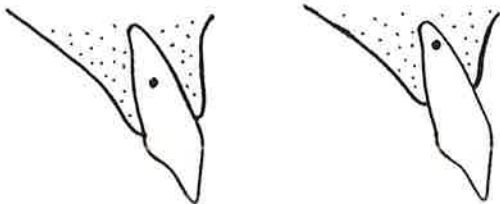
Dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği nokta direnç merkezi olarak tanımlanır. Dişlerin direnç merkezi kökün üzerinde yani kemik içinde yer alan teorik bir noktadır. Bu noktanın tam olarak nerede bulunduğu konusunda değişik görüşler vardır. Son yıllarda yapılan çalışmalar direnç merkezinin, tek köklü dişlerde kökün uzun eksenini üzerinde ve alveol kretinden, diş kökü uzunluğunun % 24 - % 35'i kadar bir mesafede yer aldığını göstermektedir (4-10).

Direnç merkezi kavramı bazen ağırlık merkezi kavramı ile karıştırılmaktadır. Direnç merkezi, dişin çevre dokularıyla ve üzerine etki eden tüm kuvvet sistemleriyle birlikte ele alındığında ortaya çıkan bir noktadır. Oysa ağırlık merkezi, diş, çevre dokulardan ayrı bir şekilde ele alındığında yer çekimi etkisiyle ortaya çıkan bir noktadır.

Direnç merkezi, her diş için değişmez kabul edilebilecek bir noktadır. Ancak, kök rezorpsiyonu, destek kemik ya da periodontal ataşman kayıpları gibi diş ve çevre dokuları ilgilendiren değişimlerde direnç merkezinin yeri de değişir (Şekil 1-10). Çevre destek kemik dokusunda ya da kökünde erime olan bir dişte direnç merkezi apikale kayar (11).

Dönme (Rotasyon) Merkezi

Dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır. Bu noktanın yeri, diş üzerine uygulanan kuvvet sistemine, bir başka deyişle moment-kuvvet oranına



Şekil 1.10. Direnç merkezi, kök rezorpsiyonu, destek kemik ya da periodontal ataşman kayıpları gibi diş ve çevre dokuları ilgilendiren değişimlerden etkilenir ve apikale kayar.

(M/F) bağılı olarak değişiklik gösterir. Diş kuvvet çifti uygulandığında bu nokta tam direnç merkezi ile çakışır, translasyon esnasında ise sonsuzda yer alır. Bu konu, aşağıda moment-kuvvet oranı bölümünde detaylı olarak açıklanmaktadır.

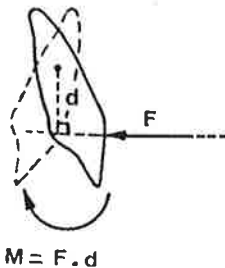
Moment

Kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen dik mesafenin çarpımıdır ($M=F.d$) ve ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir. Etki çizgisi direnç merkezinden geçmeyen her kuvvet, şiddetiyle ve direnç merkezine olan dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturur. Bu, **kuvvetin momentidir**. Moment, cismin dönme merkezi etrafında dönmesine neden olur. Dişlerde direnç merkezi dışından, örneğin kuron üzerinden geçen bir kuvvet çizgisi moment oluşturarak dişin, kuvvetin uygulandığı yönde devrilmesine yol açar (Şekil 1-11). Etki çizgisi, dişin direnç merkezinden geçen kuvvetler ise, direnç merkezi ile aralarındaki mesafe 0 olduğu için dişte hiçbir moment yani dönme etkisi oluşturmazlar. Bu kuvvet etkisindeki diş translasyon hareketi yapar (Şekil 1-12).

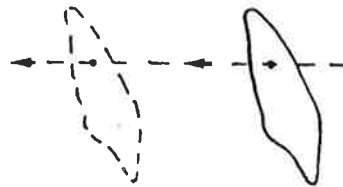
Moment, hem kuvvetin şiddetine hem de direnç merkezine olan dik uzaklığa bağlı olduğuna göre, mesafeyi iki misline çıkarıp kuvvet şiddetini yarıya düşürmek ya da mesafeyi yarıya düşürüp kuvvetin şiddetini ikiye katlamak suretiyle dişte aynı dönme etkisini elde etmek mümkündür. O halde, fizyolojik sınırlarda kuvvet uyguluyor olsak dahi, kuvvetin uygulama noktası iyi seçilmezse dişin çevre dokularına etkiyen kuvvetlerin bu bölgede oluşturacağı tahribat, diş sanki ağır kuvvetler uygulanıyormuş gibi büyük olabilir.

Yön Kabulü

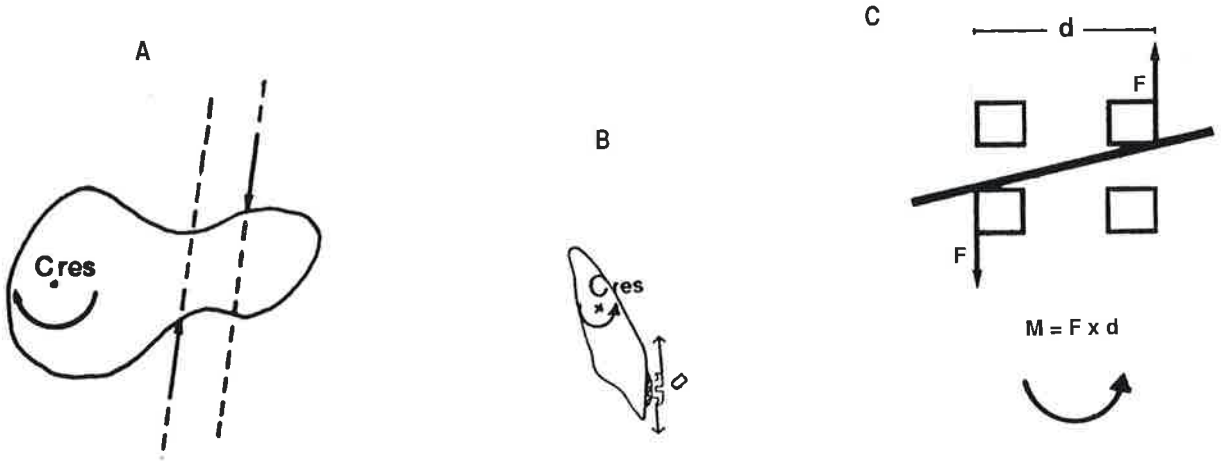
Momente bağlı olarak dişte meydana gelen dönmenin yönünün pratikte büyük önemi vardır. Kitapta, bu konuda verilen örneklerde, saat ibresi yönünde döndürme etkisi olan momentler negatif (-), saat ibresinin tersi yönünde döndürme etkisi olan momentler ise pozitif (+) olarak kabul edilmektedir.



Şekil 1.11. Kuvvetin momenti. Etki çizgisi direnç merkezinin uzağından geçen kuvvet bir moment oluşturur. Moment, dönme etkisi demektir. $M=F.d$ formülüne göre moment, kuvvet şiddeti ya da d mesafesinin uzunluğuyla doğru orantılıdır



Şekil 1.12. Etki çizgisi direnç merkezinden geçen kuvvet, dişin translasyon hareketi yapmasına neden olur. Bu harekette, direnç merkezi kuvvetin etki çizgisi boyunca yer değiştirir.



Şekil 1.13. Kuvvet çifti, uygulama noktasına bağılı olmaksızın cismin direnç merkezi etrafında dönmesine neden olur yani, kuvvet çifti uygulanan bir cisimde direnç merkezi ile dönme merkezi çakışır (A) Sabit aparentelerde, kuvvet çifti uygulamasına iki örnek : üçüncü düzende tork (B) ikinci düzende anti-tip (C). Kuvvet çiftinin momentinin hesaplanmasında, iki kuvvetin etki çizgisi arasındaki dikey mesafe (d) ile kuvvetlerden birinin (F) çarpımı yeterlidir.

Kuvvet Çifti

Etki çizgileri paralel, yönleri zıt, şiddetleri eşit olan iki kuvvetin oluşturduğu sisteme kuvvet çifti denir. Kuvvet çifti uygulanan cisim üzerindeki her nokta, kuvvet çiftinin uygulandığı düzlemde, aynı yönde ve aynı büyüklükte bir dönme etkisi altındadır. Cisim, **kuvvet çiftinin uygulandığı yere bağılı olmaksızın direnç merkezi etrafında dönme hareketi yapar** (Şekil 1-13 a-c) (12). Burada dönmeye neden olan **kuvvet çiftinin momentidir**. Bu olay, aşağıda eşdeğer kuvvet sistemleri bölümünde daha geniş olarak açıklanmaktadır.

Kuvvet çiftinin momentinin hesaplanması için kuvvetlerden biri ile kuvvetlerin etki çizgileri arasındaki dik mesafenin çarpımı yeterlidir.

Kuvvetlerin Etki Çizgisi Boyunca Kaydırılabilir Özeiliği

Kuvvetler, fiziksel anlamı değişmeksizin etki çizgileri boyunca kaydırılabilirler. Bunun anlamı şudur: aynı etki çizgisi üzerinde olmak şartıyla, katı (kuvvet etkisi altında şekil ve boyut değiştirmeyen) cisimlere (örneğin bir dişe) itme kuvveti uygulamakla çekme kuvveti uygulamak arasında dişin yapacağı hareket bakımından fark yoktur.

Statik Denge Kuralları

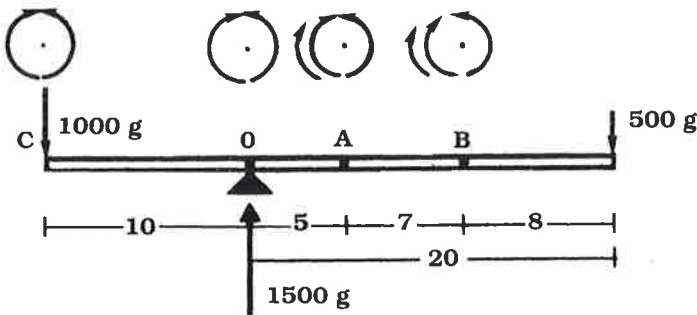
Serbest cisim analizi

Statik denge kuralları her cisme ya da mekanik sisteme ve o cismin ya da sistemin her bölümü üzerine aynı şekilde uygulanır. Dolayısıyla, bir mekanik sistem üzerine uygulanan kuvvetlerin daha basit ve kolay şekilde anlaşılabilmesi için o sistemin sadece bir bölümünü serbest cisim olarak ele alıp incelemek yeterli olabilir. Söz gelimi, bir diş kavsi üzerine uygulanan tüm kuvvetleri belirlemek için 14 diş birden ele alıp incelemek yerine sadece iki diş arasındaki ilişkileri

incelemek konuyu çok daha basit ve anlaşılır kılar. Doğal olarak iki dıştan meydana gelen bu sistem üzerine uygulanan kuvvetlerin de dengede olması şarttır. Kısaca, serbest cisim analizi, statik dengedeki bir cisim ya da bir sistemin izole bir parçasının analizidir ve o cisim ya da sistemin bütünü hakkında fikir sahibi olmamıza yardımcı olur.

Statik, cisimlerin, kuvvetler etkisi altındayken dengede oldukları hallerle ilgilenen fizik koludur. Statiğin temel yasası Newton'un 1. yasasıdır. Bu yasaya göre, bir cisim hareketsiz ise veya bir doğru üzerinde sabit bir hızla hareket etmekte ise cisme etki eden kuvvetlerin bileşkesi sıfırdır. Bir başka ifadeyle, bir cismin statik dengede olabilmesi için o cisim üzerine uzayın her 3 boyutunda etki eden kuvvetlerin cebirsel toplamının 0 olması ($\Sigma F_x=0$ $\Sigma F_y=0$ $\Sigma F_z=0$), cismin dönme hareketi yönünden de dengede olabilmesi için cisim üzerine etki eden momentlerin de cebirsel toplamının 0 olması ($\Sigma M_x=0$ $\Sigma M_y=0$ $\Sigma M_z=0$) gerekir. Statik olarak dengede olan bir cismin üzerindeki herhangi bir nokta etrafındaki momentlerin toplamı da 0 dır. Bu özellik, Şekil 1-14'te görülen ve statik olarak dengede olan kantar örneğinde sayısal olarak gösterilmektedir.

Şekil 1-15'te görülen kitap masa üzerinde hareketsiz olarak durmaktadır. Bu kitabın hareketsiz olmasını sağlayan etken, kendi ağırlığına (A) karşılık masa tarafından da kitap üzerine aynı şiddette ve doğrultuda ancak zıt yönde bir kuvvetin (N) uygulanıyor olmasıdır. Burada yatay yöndeki kuvvetler gösterilmemektedir. Ancak, sistem hareketsiz olduğuna göre bu kuvvetler arasında da denge olduğu muhakkaktır. Bu demektir ki bir cisim hareketsiz ise o cisim üzerine uzayın üç boyutunda uygulanan tüm kuvvetler dengededir. Demek ki, bir cismin statik dengede olduğunu söyleyebilmek için en önemli şart sistemde hareket bulunmamasıdır.



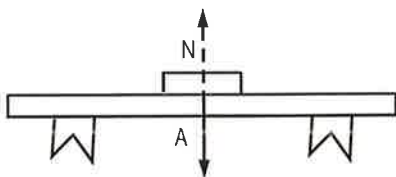
$$O = \begin{array}{l} \uparrow 20 \times 500 = 10.000 \text{ g. mm} \\ \downarrow 10 \times 1000 = 10.000 \text{ g. mm} \end{array}$$

$$A = \begin{array}{l} \uparrow 5 \times 1500 = 7.500 \text{ g. mm} \\ \uparrow 15 \times 500 = 7.500 \text{ g. mm} \\ \downarrow 15 \times 1000 = 15.000 \text{ g. mm} \end{array}$$

$$B = \begin{array}{l} \uparrow 12 \times 1500 = 18.000 \text{ g. mm} \\ \uparrow 8 \times 500 = 4.000 \text{ g. mm} \\ \downarrow 22 \times 1000 = 22.000 \text{ g. mm} \end{array}$$

$$C = \begin{array}{l} \uparrow 30 \times 500 = 15.000 \text{ g. mm} \\ \downarrow 10 \times 1500 = 15.000 \text{ g. mm} \end{array}$$

Şekil 1.14. Statik dengedeki bir kantar üzerinde yer alan her nokta etrafındaki momentlerin de dengede olması için, bar üzerindeki O, A, B, ve C noktalarında, sistemi pozitif ve negatif yönde çeviren momentlerin cebirsel toplamı 0'dır.



Şekil 1.15. Masa üzerinde yer alan bir kitabın statik denge konumunda olabilmesi için, kitabın ağırlığına (A) eşit ve zıt yönlü bir kuvvetin (N) masa tarafından kitap üzerine etkimesi gerekir.

Diş Hareketleri

Devrilme hareketi

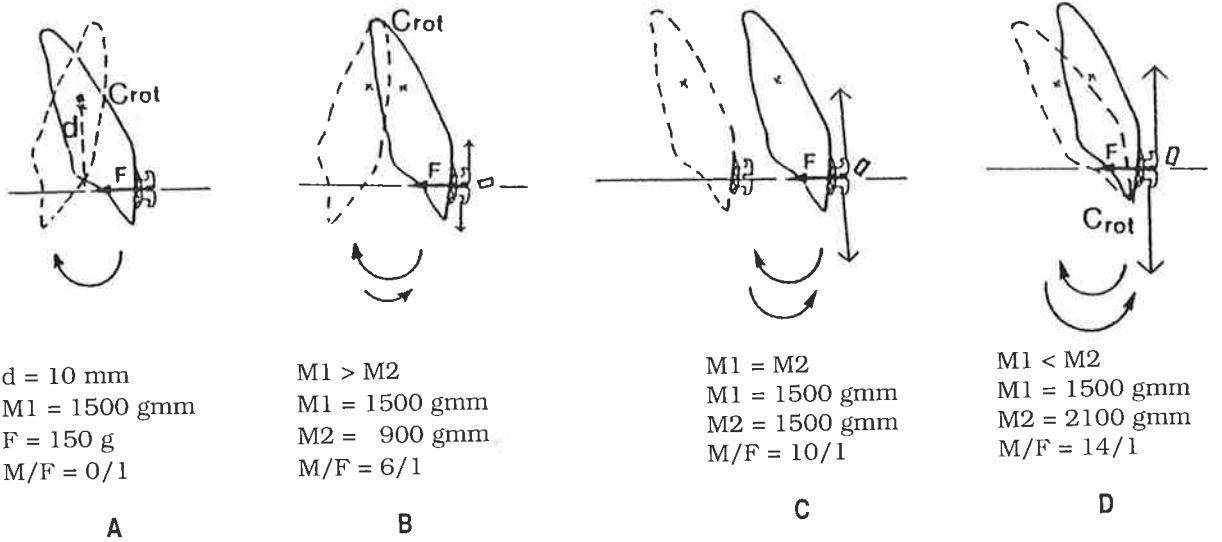
KontROLSUZ ve KONTROLLU devrilme hareketleri

Bilindiği gibi devrilme, pratikte en kolay gerçekleşen diş hareketi şeklidir. Bir kesici diş braketini üzerine yuvarlak bir tel yoluyla kuvvet uygulandığında diş, direnç merkezinin hemen apikalinde ve çok yakınında yer alan **dönme merkezi** etrafında basit bir dönme hareketi yapar. Bunun nedeni, kuvvetin, dişin direnç merkezinin uzağındaki bir noktaya (braket üzerine) uygulanması nedeniyle ortaya çıkan momenttir. Buna kontROLSUZ devrilme hareketi adı verilmektedir (Şekil 1-16 A)(13).

Aynı braketin içine hafif tork verilmiş kalın köşeli bir tel yerleştirip aynı kuvveti uyguladığımızda ise diş negatif yönde devrilirken telin köşeleri braket oluşuna temas eder ve diş köküne pozitif yönlü hafif şiddette bir moment uygular. Buna bağlı olarak dönme merkezi de apikale kayar. Böylece diş, daha geniş yarıçaplı bir daire çevresinde devrilme hareketi yapar. Buna da KONTROLLU devrilme hareketi adı verilmektedir (Şekil 1-16 B).

Tel üzerine uygulanan tork değerini artırıp köke uygulanan kuvvet çiftine bağlı moment miktarı (M2) kuvvetin momentinin (M1) değeriyle eşitlendiği anda diş üzerinde devrilme etkisi kalmaz çünkü momentler birbirini dengeler. Bu durumda dönme merkezi diye bir şey kalmaz (sonsuz gider) ve diş translasyon hareketi yapar. (Şekil 1-16 C).

Tele verilen tork değeri daha da artırılırsa bu durumda M2 momenti M1 momentinden büyük olur ve diş kök hareketi yapar (Şekil 1-16 D).



Şekil 1.16. Diş üzerine uygulanan M/F oranının değişmesi, dişin dönme merkezinin de yer değiştirmesine neden olur. Kontrolsüz devrilme hareketinde (A) (M/F oranı 0/1) dönme merkezi direnç merkezine çok yakinken kontrollü devrilmede (B) (M/F oranı 6/1) bu nokta apeks civarında yer alır. Translasyon hareketinde (C) (M/F oranı 10/1) dönme merkezi + sonsuz gider. Kök hareketinde ise (D) (M/F oranı 14/1) bu nokta kuron üzerine doğru kayar.

Translasyon hareketi (intikali hareket, öteleme hareketi):

Bir cismin üzerindeki herhangi bir doğrunun belli bir sabit referans çerçevesine göre açısı değişmeksizin yaptığı harekettir (bkz Şekil 1-12). Translasyon hareketi yapan cismin bütün noktaları hareket boyunca aynı yolu alırlar. Yani aynı hıza sahiptirler.

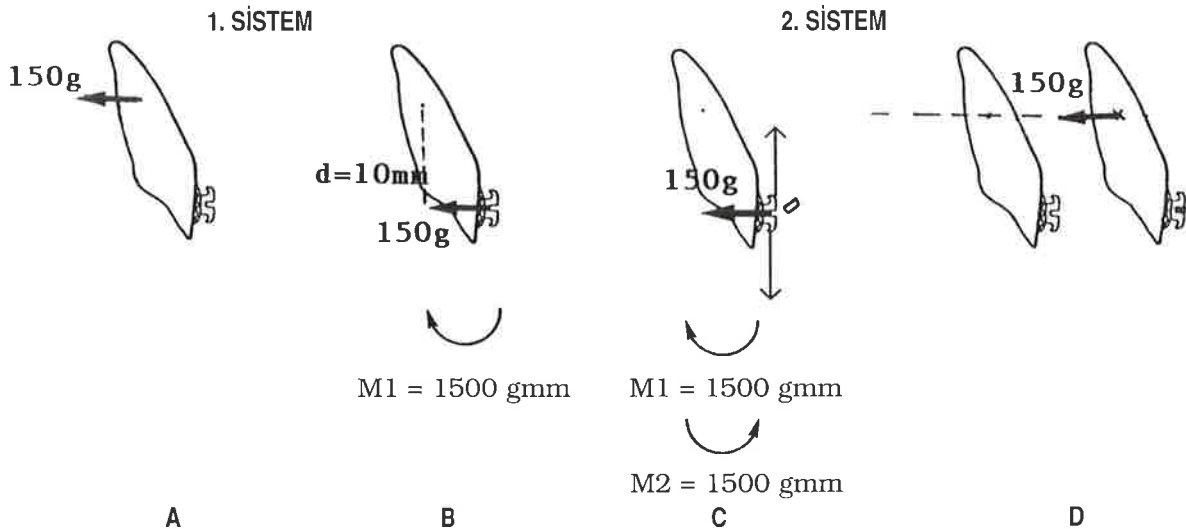
Dönme hareketi (rotasyon):

Bir cismin üzerindeki herhangi bir doğrunun belli bir sabit referans çerçevesine göre açısı değiştirerek yaptığı harekettir. Cisim, direnç merkezi çevresinde dönüyorsa buna saf dönme hareketi adı verilir.

Eşdeğer Kuvvet Sistemleri

Daha önce de belirtildiği gibi, kuvvetleri, fiziksel anlamlarında değişiklik olmaksızın etki çizgileri boyunca kaydırmak mümkündür ancak, etki çizgilerine paralel olarak kaydırmak mümkün değildir, çünkü, kuvvet çizgisinin yerinin değişmesiyle dişin direnç merkezi ile olan mesafesi de artar ya da azalır. Böylece dişin hareket şekli de değişir (Bkz. Şekil 1-11 ve 1-12). Ancak, eşdeğer kuvvet sistemi prensibinden faydalanarak, dişe direnç merkezinden (Cres) uygulanan bir F kuvveti (1.sistem) ile yaptırılan translasyon hareketinin aynısı, kuron üzerindeki B noktasına kuvvet uygulanarak da (2.sistem) elde edilebilir (Şekil 1-17 A-D).

Bunu şöyle bir örnekle açıklamak mümkündür: Dişlerin kuronları dışarıda kökleri ise kemiğin içinde yer aldığından direnç merkezleri de kök üzerinde yer almaktadır. Bir dişe translasyon hareketi yaptırabilmek için kuvvetin etki çizgisinin, dişin direnç merkezinden geçmesi gerektiği (1.sistem) daha önce



Şekil 1.17. Eşdeğer kuvvet sistemi: bir kesiciye translasyon hareketi yaptırabilmek için direnç merkezi üzerine kuvvet uygulamak mümkün olmadığından (A) bu hareket, aynı sonucu veren (eşdeğer) kuvvet sistemini kuron üzerinde kurmak suretiyle elde edilebilir. Kuron üzerine 150 g.lık kuvvet uygulandığında dişte 1500 g.mm şiddetinde negatif yönlü bir M_1 momenti oluşur (B). Bu moment, aynı şiddette ancak zıt yönlü bir başka moment (M_2) ile dengelendiği takdirde sistemde sadece 150 g.lık net kuvvet kalır (C). Bu kuvvet, kuron üzerine uygulanmasına rağmen, sanki direnç merkezi üzerine uygulanıyormuş gibi dişin translasyon hareketi yapmasına neden olur (D).

anlatılmıştı. Ancak, doğal dişlerde böyle bir uygulama pratik olarak mümkün olmadığından istenen diş hareketinin gerçekleştirilmesi için kuvvetin kuron üzerine uygulanması gerekir (2.sistem). Bu da direnç merkezinden uzakta bir nokta olduğundan negatif yönlü bir moment (M1) oluşturarak dişin devrilmesine neden olur. Bu devrilmeyi önlemek ve dişin köküne de kuvvet uygulamak suretiyle translatif hareketini sağlamak için kuronun üzerine, dişin devrilme yönünün aksi yönde, kuvvetin momentine eşit şiddette ($M1=1500 \text{ g.mm}$) ve ters yönlü ikinci bir moment ($M2=1500 \text{ g.mm}$) uygulamak gerekir. Bu moment, şekil 1-17 C'de görüldüğü gibi tele palatinal kök torku vermek suretiyle elde edilebilir. Sonuçta, pozitif ve negatif yönlü momentler eşit olduğundan birbirlerini dengeler ve sistemde sadece kuron üzerine uygulanan distal yönlü 150 g.lık net kuvvet kalır. Bu şekilde, 1.sistemde uygulanmak istenen ancak, fiziki engeller nedeniyle gerçekleştirilemeyen translasyon hareketi, bunun eşdeğeri olan 2. sistem yardımıyla elde edilmiş olur.

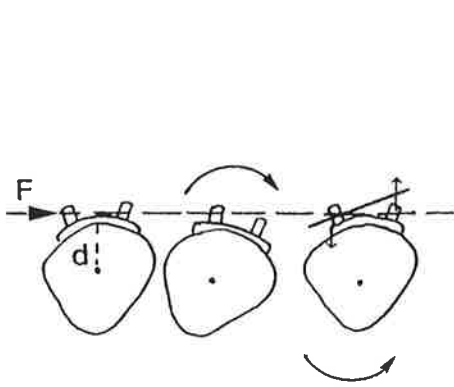
Moment / Kuvvet Oranı

Moment/kuvvet oranı, yukarıda açıklanan (braket kanatları üzerine uygulanan kuvvet çiftine bağlı) M2 momentini ile, kuron üzerine distal yönde uygulanan 150 g.lık F kuvveti arasındaki oranı ifade eder. Bu oran matematiksel olarak $M/F=F.d/F=d$ olarak gösterilebilir. Bir başka ifadeyle M/F, braket ile dişin direnç merkezi arasındaki mesafeye doğrudan bağlıdır. F kuvvetinin direnç merkezi ile olan mesafesinin (ya da braketin yerinin) değişmesi M/F oranının da değişmesine neden olur (12).

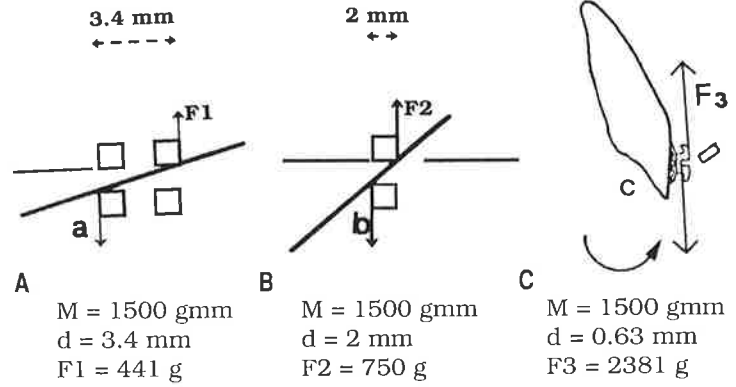
M/F oranı kavramının iyi anlaşılması, klinikte diş hareketlerinin kontrolü bakımından büyük yarar sağlar çünkü bu oran bir dişin dönme merkezinin de yerini belirler (Bkz. Şekil 1-16 A-D). Klinikte M/F oranını değiştirmekle farklı tipte diş hareketleri elde etmek mümkün olabilir (14).

Bunu, yukarıdaki örnek ile anlatmak daha açıklayıcı olacaktır. Şekil 1-16 A'da kesici braketine distal yönlü 150 g.lık bir kuvvet uygulanmaktadır. Bu örnekte, uygulanan kuvvetin direnç merkezinden $d=10 \text{ mm}$ mesafede geçmesine bağlı olarak ortaya çıkan negatif yönlü M1 momentine karşılık, braket kanatları üzerine karşıt yönlü herhangi bir M2 momentini uygulanmadığından bu sistemin M/F oranı 0/1 dir. Diş, direnç merkezi ya da hemen apikalinde yer alan dönme merkezi etrafında distal yönde devrilir. Bu devrilme hareketinde dişin kuronu distale apeksi mesiale hareket ettiğinden bu harekete kontrolsüz devrilme hareketi adı verilir. Bu, klinikte en kolay elde edilen diş hareketi şeklindedir. Hareketli apareylerde zembekler yoluyla dişlerin kuronu üzerine uygulanan kuvvetler bu dişlerde kontrolsüz devrilme hareketine neden olurlar (bkz. Şekil 1-1). Benzer hareket şekli, yuvarlak kesitli teller ile kesici retraksiyonu yapılan Begg tekniğinde de görülür.

Tele palatinal kök torku vermek suretiyle kesici braketinin kanatları üzerine 900 g.mm şiddetinde pozitif yönlü M2 momentini uygulandığı takdirde M/F oranı 6/1 olur (Şekil 1-16 B). Bu durumda, dişin dönme merkezi apikale kayar ve



Şekil 1.18. Şekil 17'de sagittal yönde incelen diş hareketlerinin aynı transversal yönde de gerçekleşir. Aradaki tek fark, bu yönde diş üzerine birinci düzende kuvvet çiftleri (anti-rotasyon) uygulanıyor olmasıdır.



Şekil 1.19. Birbirinden farklı genişliklerdeki üç braket üzerine uygulanan eşit şiddetlerdeki momentlerde, braketter üzerine uygulanan kuvvet çiftlerinin kuvvetlerinin şiddetleri de farklı olur. Geniş braketterdeki d mesafesi dar braketterdeki d mesafesinden daha fazla olduğundan kuvvet şiddetleri de düşük olur. Üçüncü düzende kuvvet çifti uygulamasında (tork) d mesafesi çok kısa olduğundan braket kanatları üzerine etkileyen kuvvet şiddetleri de o derecede fazla olur. Tork uygulanan seramik braketterde kanat kırılmalarının en önemli nedenlerinden biri budur.

diş adeta, merkezi apeks civarında yer alan bir saat sarkacı gibi hareket eder. Buna kontrollü devrilme hareketi adı verilir.

Tele verilen tork değeri artırılarak M2 momenti 1500 g.mm. şiddetinde uygulandığı takdirde M/F oranı 10/1 olur. Pozitif ve negatif yönlü momentler birbirlerini dengelediklerinden dişte herhangi bir dönme hareketi meydana gelmez ve diş 150 g.lık kuvvet ile distal yönde translasyon hareketi yapar. Bu durumda dişin dönme merkezi artı sonsuzda yer alır (Şekil 1-16 C).

M2 momentinin şiddeti daha da artırıldığı takdirde (örneğin 2100 g.mm) M/F oranı 14/1 olur. Bu durumda, dişin dönme merkezi artı sonsuzdan eksi sonsuza doğru yer değiştirir ve kuron üzerinde yer alır. Bu da kök hareketi demektir (Şekil 1-16 D).

Yukarıda açıklanan olayların aynı transversal düzlemde de gerçekleşir. Distal yönde hareket ettirilen bir kanin incelendiğinde, diş disto-palatinal rotasyon yapar. Bu dönme etkisi anti-rotasyon bükümler ile kontrol edilebilir. Bu düzlemde de M/F oranı d mesafesine eşittir. d mesafesi, kuvvetin etki çizgisi ile direnç merkezi arasındaki dikey mesafeyi gösterir (Şekil 1-18).

Yukarıda kesici için verilen örneğin aynı distalize edilen bir kanin braketi üzerinde ancak bu sefer ikinci düzende gerçekleşir. Distalizasyon kuvveti ile pozitif yönde devrilen dişin bu devrilme etkisi, braket kanatları üzerine uygulanan anti-tip bükümler (negatif yönlü momentler) ile dengelenir. Momentlerin uygulanması sırasında, braketter üzerine oldukça yüksek değerlerde kuvvetler iletilmektedir. Aynı moment değeri için bu kuvvetlerin şiddeti, kullanılan braketin genişliği ile ters orantılı olarak artar.

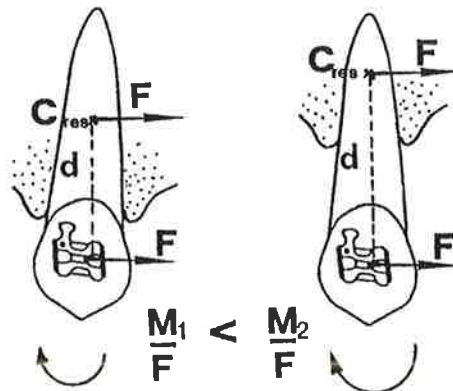
Kullanılan braket genişliğinin $d=3.4$ mm olduğunu kabul edersek anti-tip büküm ile uygulanan kuvvet çiftinin 3.4 mm. genişliğindeki braket kanatları üzerine uyguladığı kuvvet miktarı, $M=F.d$ formülde yerine konarak kolayca bulunabilir (Şekil 1-19 a ve b). Buna göre, $1500 = F.3.4 \Rightarrow F = 1500 / 3.4 \Rightarrow$

$F=441$ g. olur. 2 mm. genişliğinde daha dar bir braket kullanıldığı takdirde braket kanatları üzerine etkiyen kuvvetin miktarı 750 g. olmaktadır. Bu sonuç göstermektedir ki, braket genişliği azaldıkça braket kanatları üzerine uygulanan kuvvet miktarı da artar. Bu sonuç, tork bükümü verilen tellerin, oldukça dar olan (maksimum 0.025" ya da 0.028") kesici braket oluklarına yerleştirildiklerinde braket kanatları üzerine ne derecede yüksek düzeyde kuvvetler uyguladığını göstermesi bakımından önemlidir (Şekil 1-19 c). Seramik braket kanatlarının, özellikle torklu teller yerleştirildiğinde kırılmaları son yıllarda pratikte sıkça karşılaşılan olaylardandır. Bu nedenle, seramik braket kullanılan olgularda bu konu dikkate alınmalıdır.

Destek Kemik Kaybına Uğramış Dişlerde Moment/Kuvvet Oranı

Uzun köklü ya da destek kemik dokusunu kaybetmiş olan dişlerde direnç merkezi doğal olarak daha apikale kayar (bkz.Şekil 1-10 ve 1-20). Bu durum, özellikle periodontal sorunların sıklıkla karşılaşıldığı erişkin hastaların tedavisi esnasında daha da büyük önem kazanır. Braket ile direnç merkezi arasındaki mesafenin artması demek, o diş translyasyon hareketi yaptırmak için uygulanacak M/F oranının da büyümesi demektir ki bu da erişkinlerde arzu edilmeyen yüksek düzeyde kuvvetlerin kullanılmasını gerektirir. Böyle bir durumda üç olasılık göz önünde tutulabilir.

1. Braket, kayıp kemik miktarı kadar gingivale kaydırılabilir. Ancak, bu durumda hem braket tabanıyla diş yüzeyi arasındaki uyum bozulur (15) hem de bu dişlerde düz arka seviyeleme yapma olanağı ortadan kalkar. Dişin, komşu dişlerle arasındaki uyumun bozulmaması için her ark değişiminde tele kompense edici basamaklı bükümler yapmak gerekir. Bu da pratik olmayan, hataya açık bir yöntemdir.
2. Moment miktarı kuvvet seviyesinden yüksek tutulur (15). Bu durumda da diş üzerine kontrollü olmayan aşırı kuvvetler yüklenebilir çünkü pratikte anti-tip ve özellikle tork bükümlerinde diş uygulanan moment şiddetini tam olarak belirlemek mümkün değildir.
3. Moment miktarını sabit tutmak suretiyle diş uygulanan kuvvet şiddeti azaltılır (15).



Şekil 1.20. Bir dişte direnç merkezi, kök saran kemik seviyesi azaldıkça apikale kayar ve d mesafesi artar. Bunun sonucunda, diş uygulanan moment şiddetleri de artar. Bu dişlerde translyasyon hareketi elde edilebilmesi için uygulanması gereken M/F oranının da yüksek olması gerekir. Bu durum, alveoler kemik rezorpsiyonu gösteren ve yaş gereği düşük şiddette kuvvetlerle çalışmayı gerektiren erişkin hastalarda büyük zorluk yaratır.

Tablo 1. Destek kemik kaybına göre dişe uygulanması gereken moment ve kuvvet değerleri (15).

Loss of alveolar support (mm) for offset increase	Moment multiplying factor to compensate for offset increase	Force multiplying factor to compensate
0	-	-
1	1.06	0.94
2	1.13	0.89
3	1.19	0.84
4	1.25	0.80
5	1.32	0.76

Braun ve arkadaşları (15), moment-kuvvet oranının temelde direnç merkezinin yerine bağlı olduğunu vurgulamışlar ve destek kemik kaybı gösteren bireylerde, her mm. başına kemik kaybında dişe uygulanması gereken moment ve kuvvet değerleri için katsayılarından oluşan bir tablo hazırlamışlardır (Tablo 1).

Klinikte, gerek bireysel olarak direnç merkezinin yerinin tayin edilmesi gerekse dişe uygulanacak moment-kuvvet oranlarının gerçek değerlerinin belirlenerek diş hareketi süresince sabit tutulması elbette ki pek zordur. Kaldı ki, Tanne ve arkadaşları (5), moment-kuvvet oranındaki küçük bir değişikliğin bile-bu oran ile dişin dönme merkezi arasındaki eksponansiyel ilişki nedeniyle-dönme merkezinin yerini aşırı biçimde değiştirebildiğini belirtmektedirler. Burada vurgulanması gereken nokta, gerek kanin distalizasyonu gerekse kesici retraksiyonu gibi ön-arka yönde translasyon hareketi istenen mekaniklerin uygulanması sırasında, dişlerin-zaman, emek ve enerji kaybına yol açan-aşırı devrilmelerinden kaçınmak için loopların aktivasyonunun dikkatli yapılması, ortaya çıkan istenmeyen devrilmelerde kuvvetin azaltılması (ya da momentin artırılması) ve yavaş ilerleyen kök hareketinin tamamlanması için (telin çalışması için) sabırla beklenmesidir. Pratikte, dişler üzerine uygulanan tork ya da anti-tip kuvvetler ile distal yönde uygulanan çekme kuvvetleri arasındaki hassas denge-nin ayarlanması klinisyenin titizliğine ve sabrına bağlıdır.

Loop Şekillerinin Moment/Kuvvet Oranı Üzerine Etkisi

Loopların amacı, tellerin yük/esneme oranlarını düşürmek, dolayısıyla elastikiyetlerini artırmak suretiyle dişlere fizyolojik sınırlarda ve daha geniş bir çalışma aralığı içinde kuvvet uygulamaktır. Looplar, bu özelliklerinden dolayı boşlukların kapatılması döneminde kullanılan vazgeçilmez aktif elemanlardır. Boşluk kapatma döneminde, çekim boşluğunun önünde ve arkasında iki ayrı diş grubu bulunmaktadır ve amaç bu dişleri-eksen eğimlerini koruyarak-birbirleriyle temasa getirmektir. Begg tekniğinde bu amaçla yuvarlak kesitli tellerle birlikte çeneler arası elastik kuvvetlerinden faydalanılır ve dişlerin kontrolsüz devrilmesiyle çekim boşlukları kısa zamanda kapatılabilir. Ancak, bozulan eksen eğimlerinin daha sonra düzeltilmesi oldukça uzun zaman ve ankraj desteğine ihtiyaç

gösterir. Bu dönemde, kesicilere yaptırılan kök hareketleri için M/F oranının ortalama olarak 12/1-14/1 civarında olması gerekir ki bu oranlara ulaşmak teknik olarak mümkün olsa da ankraj kaybı ya da kök rezorpsiyonu gibi yan etkileri fazla olabilir (16). Bu zaman ve enerji kayıplarını en aza indirmek bakımından ön ve arka grup dişlerin hareketlerinin kontrollu olarak yürütülmesi, kontrolsüz devrilme hareketlerine izin verilmemesi büyük önem taşır. Boşlukların kapatılması esnasında, hareketi istenen bölgede kuvvet kontrolünün sağlanması ve arka bölgede ankrajın korunması amacıyla, kullanılacak tel çapı ve materyali ile bükülecek loopların şekillerinin büyük önemi vardır. Aşağıda, bu amaçla kullanılan loop şekillerinin diş hareketleri üzerindeki etkisi ele alınmaktadır.

Dişlerin kontrollu devrilme hareketi yapılabilmesi için M/F oranının 6/1-7/1, translasyon hareketi için ise bu oranın yaklaşık 9/1-10/1 civarında olması gerekir. Maksimum ya da orta dereceli ankraj gerektiren olgularda ön altı dişin translatif hareketi ankraj bölgesi üzerinde büyük yük oluşturacağından bu dişlerin kontrollu devrilmeyeyle hareket ettirilmesi daha uygundur. Bu amaçla kullanılacak loopların uygulayacakları M/F oranının 6/1 -7/1 civarında olması beklenir. Bu konuda yapılan çalışmalar (17), dikey loopların, aktive edildiklerinde uyguladıkları M/F oranının 2/1 civarında olduğunu ve bunun da kök kontrolü için yeterli olmadığını göstermektedir. Bu loopların boyları uzatılsa bile elde edilen M/F oranı 4/1 i geçmemektedir. Bunun yanında, loop boyunun uzatılması hem hastanın rahatı hem de ağız hijyeni yönünden uygun değildir. Şekil 1-21'de, 20° anti-tip büküm verilmiş 6 mm.uzunluğundaki bir dikey loopun 1 mm. aktive edilmesiyle elde edilen M/F oranları görülmektedir. Dikkat edilirse, 1 mm.lik aktivasyonda elde edilen M/F oranı 3/1 den de az iken aktivasyon azalıp 0.1 mm. civarına geldiğinde 7/1'e, 0.1 mm. ile 0 mm. arasındaki çok dar bir aralıkta ise çok büyük bir artış göstererek 20/1'e kadar yükselmektedir. Doğaldır ki, 0.1 mm. lik aktivasyon klinikte son derece küçük ve hataya açık bir mesafeyi ifade etmektedir. Çünkü aktivasyon sırasında hatayla uygulanacak en küçük bir fazla kuvvet dönme merkezinin yerini tamamen değiştirerek istenmeyen aşırı devrilmelere neden olabilir. Şekil 1-21 den çıkan sonuca göre, bir dikey loopun 1 mm. aktive edilmesiyle dişte önce büyük bir kontrolsüz devrilme olmakta (dönme merkezi direnç merkezi ile apeks arasında), daha sonra aktivasyon miktarı 0.1 mm. civarlarına ulaştığında ise hareket büyük bir hızla önce kontrollu devrilme (dönme merkezi apeks civarında), sonrasında ise sırasıyla translasyon hareketi (dönme merkezi sonsuzda) ve kök hareketi olarak (dönme merkezi kuron üzerinde) devam edip tamamlanmaktadır (17).

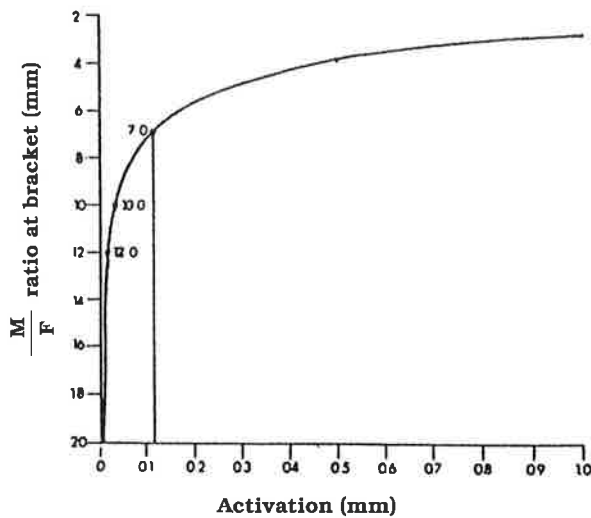
Dikey loopların birim aktivasyonda uyguladıkları kuvvet düzeyleri de oldukça yüksek olabilmektedir. Örneğin, 0.018" x 0.025" lik telden bükülmüş bir dikey loopun 1 mm. aktive edilmesiyle uyguladığı kuvvet 1000 g. civarındadır. Bu düzeydeki bir kuvvet, dişlerde kontrolsüz devrilmenin yanısıra indirekt kemik rezorpsiyonu ve buna bağlı ankraj kayıpları oluşturabilir. Eğer 100 g.lık bir kuvvete ihtiyaç duyuyorsak bu loopun sadece 0.1 mm. kadar aktive edilmesi gerekir ki bu da klinikte çok küçük, hataya son derece açık bir aktivasyon miktarıdır ve kuvvet kontrolünü elden kaçırmamıza neden olabilir. Bundan çıkacak klinik

sonuç şudur: dikey looplar aktive edildikten sonra dişte önce net bir devrilme hareketi gözlenmektedir. Loop hemen yeniden aktive edilmeyip yeterince beklenirse eksen eğiminde düzelme ortaya çıkmaktadır. Loopun gereğinden fazla aktive edilmesi ise kontrolsüz devrilmeyi artıracığından eksen eğimlerinin düzeltilmesi için geçen süreyi de artırmaktadır. Dikey loopların boylarının uzatılması M/F oranını artırırsa da bu uygulama her zaman pratik değildir. Klinikte arzu edilen, maksimum aktivasyonda (Fmax) bile M/F oranı kontrollü devrilme hareketi için gerekli olan 7/1 değerine ulaşabilen ve aktivasyon (F) azaldıkça M/F oranı kademeli olarak yükselen yani, yük/esneme oranı düşük ve geniş çalışma aralığına sahip olan looplardır. Bunun için, telin çapını düşürmek yerine boyunu artırmak ve TMA gibi yük/esneme oranı düşük ve kolayca bükülebilir tel materyalleri kullanmak gerekir. Bir dikey loopa heliks eklenmesi loopun M/F oranını çok etkilemez ancak yük/esneme oranını azaltır (16).

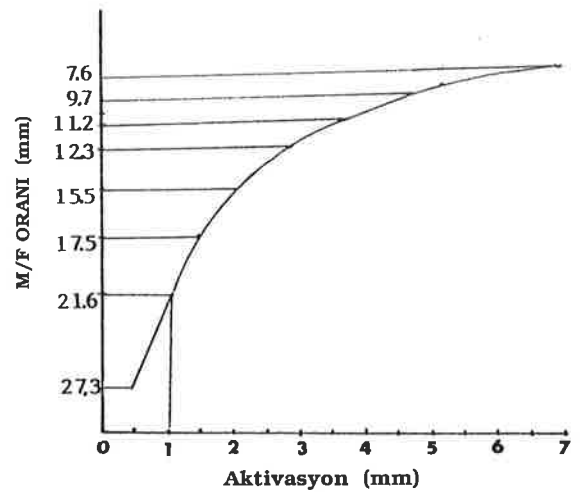
Loopların M/F oranlarını artırmak amacıyla, loopun dişeti tarafına daha fazla miktarda tel eklenmesi önerilmektedir (17,18). Loop üzerindeki bir miktar telin oklüzal tarafta yer alması bile M/F oranını düşürmektedir. Yani önemli olan looptaki tel miktarı değil telin nerede yerleştirildiği, bir başka ifadeyle, loopun şeklinin ne olduğudur. Sonuç olarak, loopa tel eklemenin iki amacı vardır:

1. Dişeti tarafına yerleştirildiğinde M/F oranını artırmak.
2. Yüklesneme oranını düşürmek.

Bu beklentilere cevap verebilen en iyi loop şekillerinden biri TMA tellerden yapılan T looplardır. T loopların dikey looplara göre en önemli avantajı, yüksek aktivasyonlarda bile daha fazla M/F oranlarına ulaşabilmesidir. T looplara bu özelliği kazandıran faktörlerden bir tanesi dişeti kısmında yeterince geniş bir tel bölüme sahip olmasıdır. Dikey ve yatay kolları arasındaki açıklık 2 mm.,



Şekil 1.21. 20° anti tip büküm yapılmış 6 mm. uzunluğundaki bir dikey loopun 1 mm. aktive edilmesiyle elde edilen M/F oranları. Loopun deaktivasyonu sırasında, yaklaşık 0.9 mm.lik bir mesafe boyunca oldukça sabit bir seyir izleyen M/F oranı, son 0.1 mm.lik çok dar bir aralıkta ani bir yükselme göstermektedir (17).



Şekil 1.22. 0.017"x0.025" lik TMA dan bükülen bir T loopun 7 mm. aktive edilmesiyle ortaya çıkan M/F oranları. T loop, şekil 21'deki dikey loopa göre 7 kat daha fazla aktive edilmesine rağmen ortaya koyduğu M/F oranı 7.6/1 dir. Oysa dikey loopun sadece 1 mm.lik aktivasyon sonunda ortaya koyduğu M/F oranı 3/1 civarındadır (Manhartsberger (18) den yeniden çizilmiştir).

yüksekliği 7 mm. ve üst genişliği 10 mm. olan bir T loopun M/F oranı yüksek, yük/esneme oranı ise oldukça düşüktür. 0.016" x 0.022" ya da 0.017" x 0.025" çaplı TMA telden bükülen, 0.017" x 0.025" ve 0.018" çaplı TMA tellerin birbirine lehimlenmesiyle oluşturulan veya prefabrike olarak satılan değişik T loop şekilleri bulunmaktadır.

T looplar ile yüksek M/F oranlarına ulaşabilmek için aynen dikey looplarda olduğu gibi bu looplara da pasif haldeyken ikinci düzen bükümler vermek gerekir. Bu bükümler bazen 180° e kadar ulaşabilir. 180° açıldırılmış 0.017" x 0.025" lik bir T loopun 7 mm.aktivasyonu ile elde edilen kuvvet miktarı yaklaşık 350 g. (13) 0.016" x 0.022" lik bir T loopun aynı miktar aktivasyonu ile elde edilen kuvvet miktarı ise 243 g. dır (18). 0.017" x 0.025" çaplı TMA tel ile 0.018" çaplı TMA telin birbirine lehimlenmesiyle oluşan kombine T looplarda ise 7 mm. aktivasyon sonucu elde edilen kuvvet miktarı yaklaşık 333 g.dır (17). Kanin distalizasyonu için gereken optimal kuvvet olan 150 g.a ulaşmak için 0.016" x 0.022" lik bir T loopun 4 mm. aktive edilmesi yeterli olmaktadır.

Şekil 1-22'de, 0.016" x 0.022" TMA'dan bükülmüş bir T loopun 7 mm. aktive edilmesiyle ortaya çıkan M/F oranları görülmektedir (18). Dikey looplara ilişkin önceki şekille karşılaştırıldığında, T loopların her birim aktivasyonuna karşılık M/F oranlarındaki değişimin lineere daha yakın olduğu ve dikey looplardaki 1 mm.lik aktivasyon sonrasında M/F oranının sadece 3/1 olarak bulunmasına karşın T loopun 7 mm. aktivasyonu sonucunda bu oranın çok daha yüksek (7.6/1) olduğu görülmektedir. Buna göre T loop uygulanan diş öncelikle kontrollü devrilme ile harekete başlamakta (dönme merkezi apeks civarında) daha sonra kademeli olarak translasyon hareketi (dönme merkezi sonsuzda) ve kök hareketi (dönme merkezi kuron üzerinde) göstermektedir. Şekilde dikkati çeken bir başka nokta da her birim aktivasyon (0.5 mm) arasındaki kuvvetin ortalama 34.5 g. gibi çok düşük bir düzeyde ortaya çıkmasıdır. Bu da, loopun klinikte 1 mm. hatalı aktive edilmesi sonucu dişe en fazla 34.5 g.lık fazla bir kuvvet yükleneceğini göstermektedir.

T looplar genel olarak Dr. Burstone'un bölümlü ark tekniğinin bir elemanı olarak tanıtılsalar da bu loopların standart edgewise ya da straight wire tekniklerinde kullanılmaları da mümkündür ancak bu tekniklerde braketler arası mesafenin az olması, geniş bir çalışma aralığına sahip olan bu loopların kullanımını sınırlamaktadır. T looplar, anılan araştırmacı tarafından oluşturulan şablonlara uygun şekilde bükülerek kullanılacakları gibi prefabrike olarak da alınıp uygulanabilirler. Prefabrike olanlar önceden kalibre edildiklerinden dişlere uygulayacakları moment ve kuvvet değerleri önceden belirlidir. Böylece aktivasyon sırasında hata ihtimali en aza indirilmiş olmaktadır. Bu looplar, istendiğinde dönme merkezinin yerini değiştirebilir, böylece dişlere istenen hareket şeklini kolayca uygulayabilme olanağı sağlamaları nedeniyle boşluk kapatma mekaniklerinde tercih edilmektedirler.

Kaynaklar

1. A. Gianelly, "Non extraction treatment" kursu, 4-5 Nisan 1998, Ankara.
2. Proffit, W.R. Contemporary orthodontics, The C.V. Mosby Comp., St Louis, Toronto, London, 1986.
3. Gjessing, P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, *Am. J. Orthod.*, 1985, **87**: 353-362.
4. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J. Holographic determination of centers of rotation, produced by orthodontic forces, *Am. J. Orthod.*, 1980, **77**: 396-409.
5. Tanne, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J. Moment to force ratios and the center of rotation, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1988, **94**: 426-431.
6. Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M., Burstone, C.J. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights; *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1991, **100**: 66-71.
7. Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C.J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1987, **92**: 499-505.
8. Vanden Bulcke, M.M., Burstone, C.J., Sachdeva, R.J., Dermaut, L.R. Location of centers of resistance for anterior teeth during retraction using laser reflection technique, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1987, **91**: 375-384.
9. Pedersen, E., Andersen, K., Gjessing, P. Electronic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, *Eur. J. Orthod.*, 1990, **12**: 272-280.
10. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement *Am J Orthod.* 1984; **85**: 294-307.
11. Nanda, R., Kuhlberg, A. Principles of Biomechanics In Nanda, R (Editor) Biomechanics in clinical orthodontics, WB Saunders Comp. Philadelphia, 1997.
12. Kusy, RP, Tulloch, JFC. Analysis of moment to force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1986, **90**: 127-131.
13. Marcotte MR "Biomechanics in Orthodontics" BC Decker, Philadelphia, 1990, Chap.1.
14. Burstone, C.J. Application of bioengineering to clinical orthodontics in Orthodontics Current Principles and Techniques, Graber, T.M., Swain, B.F. (editors) C.V. Mosby Comp., St Louis, Toronto, Princeton, 1985, s: 193-227.
15. Braun, S, Winzler, J, Johnson, BE. An analysis of orthodontic force systems applied to the dentition with diminished alveolar support, *Eur. J. Orthod.* 1993, **15**: 73-77.
16. Staggers, J.A., Germane, N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics, *JCO*, 1991, **25**: 364-369.
17. Burstone, C.J. The segmented arch approach to space closure, *Am. J. Orthod.*, 1982, **82**: 361-378.
18. Manhartsberger C., Morton, C.Y., Burstone, C.J. Space closure in adult patients using the segmented arch technique, *Angle Orthod.*, 1989, **59**: 205-210.

Ortodontik Kuvvetin Oluşturulması ve Sabit Apareylerin Planlanması

Giriş

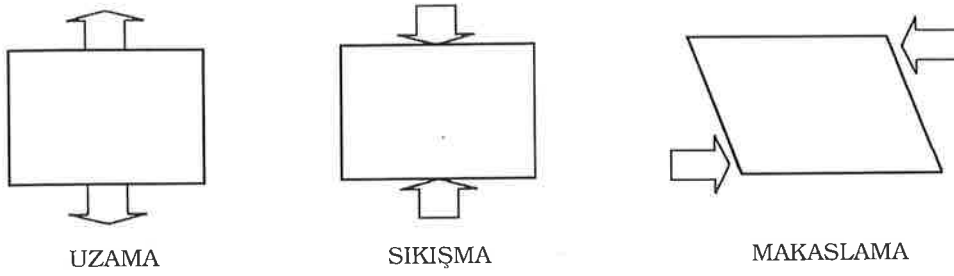
Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesi için kullanılan enerji kaynağı, tellerin ve elastiklerin elastikiyet özelliklerinden kaynaklanan kuvvetlerdir. Optimum ortodontik diş hareketi için hafif ve sürekli kuvvete ihtiyaç vardır. Optimum kuvvet düzeyi diş hareketi süresince korunduğu takdirde, diş hareketi direkt kemik rezorpsiyonu ile gerçekleşir (1). Bunun yararı, diş hareketini zorlaştıran hyalinize doku gibi biyolojik engellere takılarak zaman ve enerji kaybedilmemesi ve ankraj kaybı gibi yan etkilerin ortaya çıkmamasıdır. Alışılmış mekanizmalarla elde edilmeye çalışılan kuvvetin şiddeti, diş hareket ettikçe mesafenin azalması ve telin ya da elastığın yapısal özellikleri nedeniyle gitgide azalır. Günümüzde, ortodonti pratiğinde ulaşılmaya çalışılan ana hedeflerden biri optimum kuvvet düzeyini diş hareketi boyunca sabit tutabilmektir. Son yıllarda, bu amaçla, fizyolojik düzeyde kuvvetler uygulayabilen ve ağız içinde uzun süre aktivitesini kaybetmeyen süperelastik tellerden yararlanma yoluna gidilmektedir.

Ortodontide diş hareketini oluşturan esas kuvvet kaynakları teller ve elastikler olduğuna göre pratikte bir sabit apareyin iyi planlanması ve amaca uygun olarak çalışması için bu aktif elemanların fiziksel özelliklerinin iyi bilinmesinde yarar vardır.

Ortodontide Kullanılan Materyallerin Fiziksel Özellikleri

Materyallerin elastik davranışı

Materyaller, moleküller ve atomlardan meydana gelir. Materyallerin katılıklarını belirleyen, bu partiküller arasındaki mesafeler ve partiküllerin birbirine bağlanma kuvvetidir. Bir materyal üzerine sıkıştırıcı bir kuvvet uygulandığında atomlar arasındaki mesafe azalır, materyalin boyutları küçülür. Materyal boyut değişikliğine uğrar yani deforme olur. Aynı materyale çekme yönünde kuvvet uygulandığı takdirde atomlar arasındaki mesafeler artar ve materyal boyutları



Şekil 2.1. Bir cisim üzerine uygulanan stress çeşitleri: a. uzama ya da gerilme (tension), b. sıkışma (compression), c. makaslama (shear).

büyür. Materyal bu sefer farklı bir şekilde deforme olur. Partiküller arasında mesafeler azalmışsa buna **sıkışma (compression)**, partiküller arası mesafe artmışsa **uzama (tension)** adı verilir (Şekil 2-1).

Materyal üzerine paralel doğrultuda ve zıt yönlü kuvvetler uygulandığında materyalde ilk ikisinden daha farklı olarak **makaslama (shear)** deformasyonu meydana gelir (2).

Materyallerde sıkışma, uzama ya da makaslama yönünde şekil değişimine neden olan kuvvet etkisine **stress (gerilme, zor)**, bunun materyal üzerinde bulunduğu bağıl şekil değişimine de **strain (şekil değiştirme, zorlanma)** adı verilmektedir.

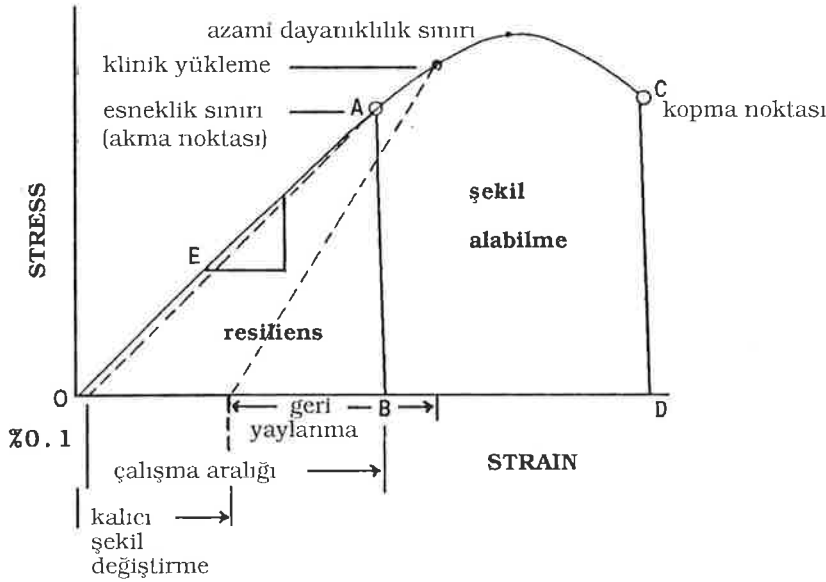
Aynı kuvvet etkisi altında bir kauçuk kolayca esnerken bir çelik çubukta hiçbir şekil değişimi gözlenmeyebilir. Bu demektir ki, stress aynı olsa da her materyale ait strain yani elde edilen bağıl şekil değişimi aynı değildir. Bununla beraber, üzerine kuvvet uygulanan bir çelik çubukta, gözle görülmesi bile mikroskopik düzeyde ölçülebilir bir boyut değişimi vardır.

Elastiklik (Esneklik, Elastikiyet)

Stress etkisi altındaki materyal bu kuvvetten enerji absorbe eder ve etki ortadan kalktıktan sonra bunu geri verir. Absorbe ettiği enerjiyi tamamen geri verebilen, bir başka ifadeyle, stress etkisi kalktıktan sonra orijinal boyutlarını alabilen materyallere **elastik (esnek)** materyaller, orijinal boyutuna dönemeyen materyallere ise **plastik** materyaller adı verilir. Sabit apareylerde kullanılan yaylar (coil spring) elastik, ağızda doku tahrişleri için kullanılan mumlar, ligatür telleri plastik cisimlerdir. Bunun yanında, hem elastik hem plastik davranış gösteren cisimler de vardır. Bunlar, insan vücudundaki deri, kas, damar, sinir, lif gibi elemanlardır ve **viskoelastik** maddeler adını alır.

Elastiklik kavramı ortodontik yönden büyük önem taşır çünkü günümüzde sabit aparey sistemlerinde kullanılan en önemli kuvvet kaynağı materyallerin elastikliğidir.

Sabit apareyler aktif ve pasif ünitelerden meydana gelirler. Aktif üniteleri meydana getiren başlıca elemanlar; teller, yaylar, elastikler veya magnetler gibi kuvvet kaynaklarıdır. Ortodontist, apareyi "**aktive etmek**" istediğinde aktif elemanlar üzerine bir kuvvet (stress) uygular ve aktivasyon miktarını ya kuvve-



Şekil 2.2. Üzerine kuvvet yüklenen bir tele ait stress-strain grafiği. Hook kanunu gereği, esneklik sınırına kadar stress ile strain birbirleriyle orantılıdır. Bu sınıra kadar kuvvet yüklenip bırakılan tel 0 noktasına geri döner. Burada elde edilen eğrinin eğimi telin elastikiyet modülünü (Young modülünü) verir. Esneklik sınırı aşıldığında telde plastik deformasyon ortaya çıkar. Tel materyalinin dayanabildiği azami sınıra ulaşıldığında materyalin moleküler yapısı bozulur ve tel kısa bir süre sonra kopar. Stress strain grafiğinde OAB noktaları arasında kalan alan telin resiliens modülünü, ABDC noktaları arasında kalan alan şekil alabilme özelliğini, başlangıç noktasından kopma noktasına kadar eğrinin altında kalan toplam alan ise tokluk modülünü verir.

tin şiddetini bir dinamometre ile ölçerek ya da bu elemanlarda ortaya çıkan şekil değişimlerini gözleyerek belirler.

Bir tel parçasını belli bir noktaya kadar büküp bıraktığımızda ilk konumuna döndüğünü ancak, kuvveti iyice artırıp bıraktığımızda artık eski konumuna dönemediğini yani plastik deformasyona uğradığını pratikten biliyoruz.

Üzerine kuvvet (stress) uygulanan bir telde ortaya çıkan şekil değişimi (strain) şekil 2-2'de görülmektedir. Buna göre, kuvvet uygulandıkça teldeki eğilmenin de doğru orantılı olarak arttığı ve bunun bir doğru oluşturduğu görülmektedir. Bu doğru telin esneklik sınırına (akma noktası) kadardır. Tele bu noktaya kadar kuvvet uygulanıp bırakıldığında tel eski konumuna döner. Grafiğin bu bölümünde Hook kanunu geçerlidir. Bu kanuna göre "esneklik sınırına kadar materyal üzerine uygulanan stress ile strain birbirleriyle doğru orantılıdır". Bu doğrunun eğimi, bir başka ifadeyle stress/strain oranı o materyalin elastiklik modülünü ya da **Young modülünü** verir. E harfiyle gösterilen bu değer materyalin katılık (stiffness) veya yük/esneme oranını (load/deflection rate) ve yaylanabilirliğini (springness) ifade eder. Katılık, elastiklik modülüyle doğru yaylanabilirlik ise ters orantılıdır (1-5).

Elastiklik sınırı aşıldığında ise tel akmaya başlar ve üzerinden kuvvet kaldırıldığında artık ilk konumuna dönemez çünkü **plastik deformasyona (kalıcı şekil değişikliğine)** uğramıştır. Kuvvet uygulamaya devam edildiğinde teldeki plastik deformasyon da artarak sürer ve **azami dayanıklılık sınırında (ultimate strength limit)** tel materyalinin direnci kırılır. Bu noktadan sonra artık materyalin moleküler yapısı bozulur. Kuvvet miktarı düşürülse bile materyaldeki deformasyonun önüne geçilemez ve tel bir noktada kopar.

Kristal yapıya sahip olan metallerde gözlenen bu değişimler amorf yapıya sahip olan kauçuk gibi polimerik materyallerde biraz daha farklı bir eğri şeklinde gözlenir (Şekil 2-3 A). Elastiklerde de ilk kuvvet uygulandığında lineer, yani

doğrusal bir değişim söz konusudur. Ancak bu doğrusal aralık metallerde olduğundan çok daha kısadır. Elastiklerde, materyalin elastiklik sınırları kolayca aşılarak plastik deformasyon meydana gelir. Bu materyallerde grafik, metallerde olduğundan biraz farklı olarak küçük bir plato oluşturur ve daha sonra hızla yükselerek sürer. Materyalin dayanma sınırı aşıldığında da kopar (3).

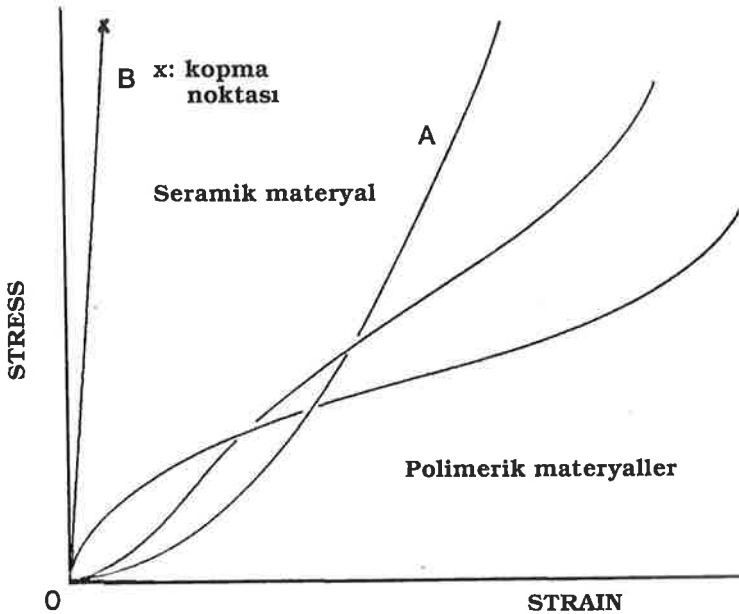
Şekil 2-3'te B ile gösterilen eğri hiç bir elastikiyete (elastiklik sınırına) sahip olmayan ve kırılma noktasına kadar düz bir eğim gösteren seramik bir materyale aittir. Bu tip materyallere **kırılgan (brittle)** materyaller adı verilir.

Stress-strain diagramında, elastikiyet sınırına kadar eğrinin altında kalan alan materyalin **resiliens modülünü (modulus of resilience)** verir. Resiliens, materyalin, pasif olan başlangıç noktasından elastikiyet sınırına kadar, mekanik çalışmadan (mechanical work) depolayabildiği toplam enerji miktarıdır. Aynı diagramda, ABDC noktaları arasında kalan alan telin **şekil alabilme özelliğini (formability)**, başlangıç noktasından kopma noktasına kadar eğrinin altında kalan toplam alan ise materyalin **tokluk modülünü (modulus of toughness)** gösterir. **Tokluk**, materyalin, pasif olan başlangıç noktasından kopma noktasına kadar, mekanik çalışmadan depolayabildiği toplam enerji miktarını gösterir (3).

Bir telin performansını belirleyen 3 temel özellik vardır. Bunlar; katılık (stiffness), dayanıklılık (strength) ve çalışma aralığı (working range) dır.

Katılık (Stiffness) ya da Yük/Esneme Oranı (Load/Deflection Rate)

Katılık, bir telin çekmeye ya da bükülmeye karşı gösterdiği direnci ifade eder. Katılığı düşük olan teller yataya yakın bir eğri gösterirler ve yüksek elastikiyete sahiptirler. Kolaylıkla bükülebilirler ve kuvvet etkisi ortadan kalktıktan sonra tekrar eski konumlarına dönerler. Bunlara en iyi örnek süperelastik NiTi alaslamlarıdır.



Şekil 2.3. Elastik (A) ve seramik (B) materyallere ait stress-strain grafiği (3).

Yüksek katılığa sahip tellerde ise daha dik bir eğri gözlenir. Bu durum, yüksek kuvvet düzeylerinde bile zor bükülebildiklerini gösterir. Paslanmaz çelik ve kobalt krom alaşımları (Elgiloy) yüksek katılığa sahip tellerdir.

Sabit ortodontik tedavinin ilk döneminde katılığı düşük (elastikiyeti yüksek) teller istenirken bitirme döneminde katılığı fazla (elastikiyeti az) olan teller tercih edilir.

Tellerin katılığını etkileyen faktörler

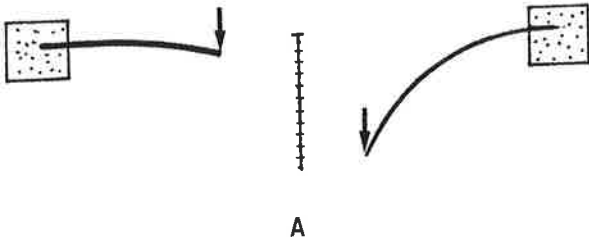
Tellerin katılık ya da yük/esneme oranları üç faktörden etkilenir. Bunlar; a-çap, b-uzunluk, c-materyaldir. Katılığı değiştirmek istediğimizde bu üç faktörden biri, ikisi ya da üçünü birden değiştirmemiz gerekir.

a. Çap:

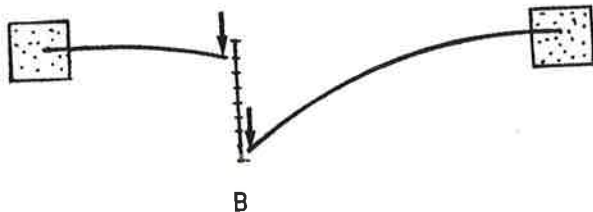
Yuvarlak kesitli tellerde, tel tarafından uygulanan kuvvet tel çapının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır. Telin çapı ikiye katlandığında uyguladığı kuvvet 16 katı artar. Tel çapı yarıya düşürülürse tel tarafından uygulanan kuvvet miktarı öncekinin 1/16'sı kadar olur (7).

Çapları biri diğerinin iki katı olan iki tele eşit şiddette kuvvetler uygulandığında ince çaplı olan telin kalın çaplı olana oranla 16 kat daha fazla esneme gösterdiği görülür (Şekil 2-4 a). Bu sonuçlara göre, çap değişikliğinin telin katılığında çok önemli değişimlere neden olacağı açıktır.

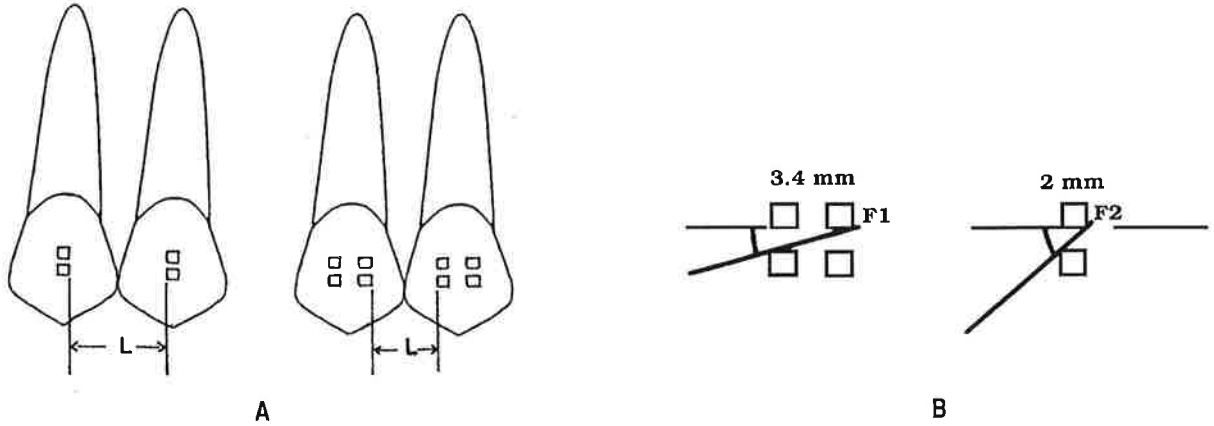
Köşeli tellerde ise durum biraz daha farklıdır. Telin uyguladığı kuvvet birinci düzende telin genişliğiyle, ikinci düzende ise telin kalınlığının küpüyle doğru orantılıdır. Bu demektir ki, iki kat geniş bir tel iki kat daha fazla kuvvet verir. İki kat kalın bir tel ise sekiz kat daha fazla kuvvet uygular. 0.018" ve 0.022" braket sistemlerinde olukları dolduran teller kullanıldığında (0.018" x 0.025" ve 0.022" x 0.028") tel genişlikleri arasında yaklaşık 0.82 tel kalınlıkları arasında ise 0.89 kadar bir oran olduğundan bu iki sistemde aynı esneme miktarı için dişlere uygulanan kuvvet şiddetleri de sırasıyla 0.8 ve 0.7 kat daha fazla olur.



Şekil 2.4a. Çapı diğerinin yarısı olan tel, aynı kuvvet etkisi altında diğerine oranla 16 kat fazla esneme gösterir.



Şekil 2.4b. Biri diğerinin iki katı uzunlukta olan tellerden uzun olan, aynı kuvvet etkisi altında diğerine göre 8 kat fazla esner.



Şekil 2.5a. Sabit apareylerde telin sertliğini etkileyen faktörlerden biri braketter arası mesafedir. Tekli dar braketter arasındaki tel uzunluğu ikiz geniş braketter arasındaki tel uzunluğundan daha fazla olduğundan telin esnekliği de daha fazla olur. Bu nedenle dar braket kullanıldığında dişler üzerine daha düşük şiddette kuvvetler uygulanır.

Şekil 2.5b. Tekli dar braketterde, telin braket içindeki oynama miktarı ikiz brakettere oranla çok daha fazladır. Bu da, tel tarafından dişte iletilen kuvvet miktarının az olmasına neden olan faktörlerden biridir.

b. Uzunluk:

Bir tel tarafından uygulanan kuvvet telin uzunluğunun küpü ile ters orantılıdır. Bu demektir ki, tel boyu iki kat artırılsa kuvvet 1/8'e düşer ya da tel boyu yarıya indirilirse telin uygulayacağı kuvvet sekiz kat artar. Boyları biri diğerinin iki katı olan tellere eşit kuvvetler uygulandığında uzun olan tel kısa olan tele oranla 8 kat daha fazla esner (Şekil 2-4 b) (7). Hatırlanacağı gibi loopların yapılma amacı iki braket arasındaki tel uzunluğunun, dolayısıyla elastikiyetinin artırılmasıdır. Böylece telleri plastik deformasyona uğratmadan fizyolojik düzeyde ve uzun süreli kuvvet uygulama olanağı elde edilir.

Sabit apareylerde braketler arası mesafe telin esnekliğini etkileyen önemli bir faktördür. Dar braketter arasındaki mesafe, geniş braketter arasındaki mesafeden daha fazla olduğundan dar braketterin kullanıldığı olgularda telin elastikiyeti daha fazla olur (Şekil 2-5 A). Bu da, tel tarafından braketler üzerine uygulanan kuvvet miktarlarını doğrudan etkiler. Ark telinin dar braketter üzerine uyguladığı kuvvetler geniş brakettere uyguladığından çok daha azdır çünkü dar braketterde telin braket oluşu içindeki oynama miktarı geniş brakettere oranla daha fazladır (Şekil 2-5 B) (Tablo 2).

Ortodonti pratiğinde bunun önemi büyüktür çünkü braketler arasındaki seviye farklarının fazla olduğu seviyeleme döneminin başında dişlere uygulanması gereken kuvvet düzeyi düşük olmalıdır. Ayrıca, bu dönemde tel-braket arası sürtünme ve ankraj kaybı gibi muhtemel yan etkileri ortadan kaldırmak için kök hareketlerinden kaçınmak ve dişleri olabildiğince devrilme hareketleri ile seviyelemek gerekir. Oysa, geniş braketterin kullanıldığı olgularda tel braket oluşu içine yerleştirildiğinde diş, dar brakettere oranla, daha fazla moment uygular. Bu da kaçınılmaz olarak kök hareketlerine yol açar. Burada dişte etkiyen moment miktarını tam olarak kontrol etme olanağı yoktur. Böyle durumlarda,

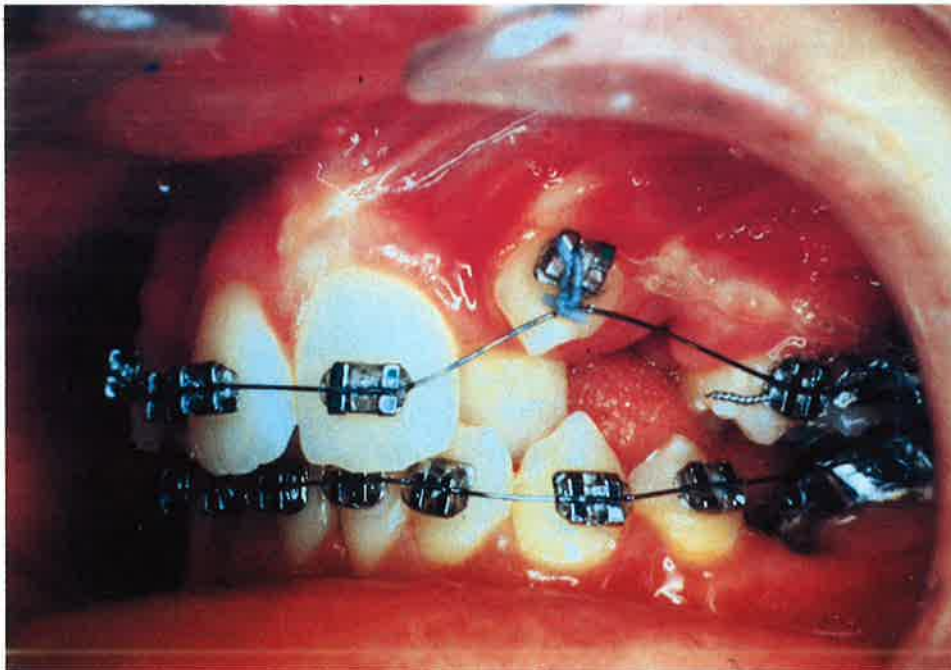
Tablo 2. 0.018" ve 0.022" oluk çapına sahip üç farklı genişlikteki braketlerde, değişik çaplı tellerin ikinci düzende oluğa giriş açıları. Bütün kombinasyonlarda telin dar braketlere giriş açısı geniş braketlere oranla daha fazladır (8).

Tel çapı (inç)	Braket genişliği	018 slot (derece)	022 slot (derece)
0.016	Tekli dar	1.15°	3.43°
	Orta (medium) ikiz	0.44°	1.32°
	Geniş ikiz	0.32°	0.95°
0.017	Tekli dar	0.57°	2.86°
	Orta ikiz	0.22°	1.10°
	Geniş ikiz	0.16°	0.80°
0.018	Tekli dar	0°	2.29°
	Orta ikiz	0°	0.88°
	Geniş ikiz	0°	0.64°
0.019	Tekli dar	-	1.72°
	Orta ikiz	-	0.66°
	Geniş ikiz	-	0.48°

yan etkileri ortadan kaldırmak ya da en aza düşürmek için tel oluk içine ya bütünüyle yerleştirilmez ve sadece **tek kanattan** ligatüre edilir ya da braketten uzaktan ve **tek noktadan** bağlanır (Resim 1).

c. Materyal:

Tellerin katılığını belirleyen üçüncü faktör yapıldıkları materyallerdir. Eskiden olduğu gibi günümüzde de metal alaşımları en sık kullanılan tel materyalleridir.



Resim 1. Düz tel kullanılan olgularda, yukarıda yer alan bir kaninin aşağı indirilmesi için tel kanin braketinin içine yerleştirilmeden bu dişe uzaktan bağlanmalı ve tel çok esnetilerek komşu diş braketlerine aşırı momentler uygulamasına izin verilmemelidir. Bunun mekanik nedenleri şekil 3-1'de detaylı olarak açıklanmaktadır. Kaninlerin eksen eğimlerinin uygun olduğu bazı olgularda bu dişler tele bağlanarak aşağı çekilmeden önce distale, çekim boşluğuna doğru kontrolsüz devrilme ile hareket ettirilebilir. Böylece eksen eğimleri düzelen bu dişlerin aşağı indirilmesi hem daha kolay hem daha az yan etkiyle gerçekleşir.

Tablo 3. Eşdeğer bükülme sertliklerine sahip NiTi,TMA ve paslanmaz çelik tellerin çaplarına göre karşılaştırılması. Tabloda dikkati çeken bulgulardan biri, 0.017" x 0.025" çaplı (dikdörtgen kesitli) NiTi ile 0.016" çaplı (yuvarlak kesitli) paslanmaz çelik telin eşdeğer sertlik değerine sahip olmasıdır. Bu sonuç, klinikte 0.017" x0.025" çaplı NiTi telin, 0016" çaplı paslanmaz çelik tel yerine kullanılabileceğini gösterir (1).

Bending			
Nickel-titanium NiTi	Beta-titanium	Stainless steel	
Nitinol Titanal Sentinol NiTi	TMA	Steel or Elgiloy	Relative springiness
.016★+	-	.0175" (3 x .008)	6.6
.019++	.016	.012	9.3
-	.018	.014	1.9
.017 x .025	-	.016	1.0
.021 x .025	-	.018	0.70
-	.019 x .025	-	0.37
-	-	.019 x 0.26	0.12

★ Greatest range for NiTi
+ .015 Nitinol = .016 NiTi (approx.)
++ Greatest range

Bununla birlikte, son yıllarda, estetik amaçlarla kompozit ve fiber optik-plastik ortodontik teller de imal edilmektedir. Özellikle fiber optik-plastik tellerin son derece düşük katılığa sahip olması cazip gibi görülse de klinik etkileri henüz kanıtlanmış değildir.

Günümüzde en sık kullanılan tel alaşımları paslanmaz çelik, kobalt-krom (Elgiloy), Nikel titanyum ve β -titanyum (TMA) dur. Paslanmaz çelik ile kobalt-krom tellerin katılıkları birbirine yakındır. Paslanmaz çelik (SS) tellerin katılıkları her zaman 1 olarak kabul edilmektedir. NiTi ve β -Ti teller ise paslanmaz çelik tellere göre çok daha düşük katılığa sahiptirler. Tablo 3'te, eşdeğer bükülme katılığına sahip çeşitli materyal ve çaptaki tellerin karşılaştırması görülmektedir.

Dayanıklılık (Mukavemet) (Strength)

Tel materyalinin dayanabildiği en büyük kuvvetin şiddeti dayanıklılık (mukavemet) olarak adlandırılır. Stress-strain diagramında, y ekseninde tele uygulanan en yüksek kuvvet şiddeti o telin dayanıklılığını gösterir. Dayanıklılık bir telin kuvvet depolayabilme kapasitesini de ifade eder.

Çalışma aralığı (Working range)

Çalışma aralığı, bir tel materyalinin plastik deformasyona uğramadan gösterebileceği azami esneme miktarını ifade eder. Stress-strain diagramında, x eksenini

üzerinde, telin % 0.1'lik plastik deformasyonu sonrasındaki geri dönüş noktası ile akma noktasının izdüşümü arasındaki mesafe o telin çalışma aralığını gösterir. Çalışma aralığı yüksek olan teller tek aktivasyonda uzun süre çalışabilen yani aktivitesini koruyabilen tellerdir. Yüksek elastikiyete sahip olan süperelastik tellerin çalışma aralığı da yüksektir. Buna karşılık, paslanmaz çelik gibi yüksek katılıktaki tellerin çalışma aralıkları daha düşüktür. Tablo 4'te 0.016" ve 0.018" paslanmaz çelik, TMA ve NiTi tellerin bükülmedeki dayanıklılık, katılık ve çalışma aralığı değerleri karşılaştırılmalı olarak verilmektedir.

Yukarıda sayılan bu özelliklerin dışında ortodontik uygulamalarda yararlı olabilecek tel özelliklerinden ikisi geri yaylanma (springback) ve şekil alabilme özellikleri (formability) dir.

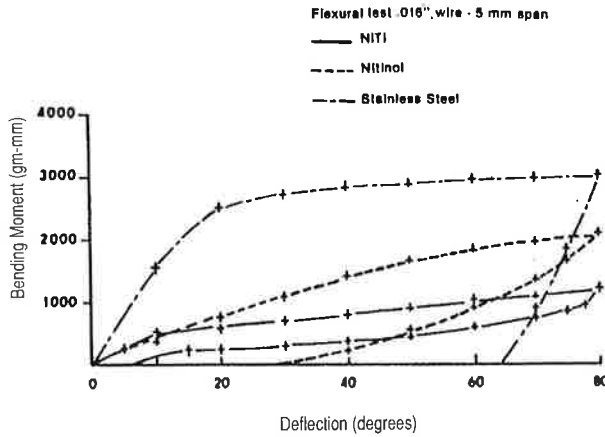
Geri yaylanma özelliği (Springback)

Bir tel, elastik deformasyon sınırları içinde serbest bırakıldığında tekrar sıfır noktasına geri dönebilir. Ancak elastik deformasyon sınırı aşıldığı andan itibaren artık sıfır noktasına dönemez. Geri yaylanma özelliği yüksek olan NiTi ve TMA gibi teller sıfıra yakın bir noktaya dönerlerken paslanmaz çelik ve kobalt krom alaşımı teller daha uzak noktalara dönerler yani aynı miktar aktivasyon için paslanmaz çelik ve kobalt krom tellerdeki kalıcı şekil değiştirme miktarı NiTi ve TMA'ya oranla daha fazladır.

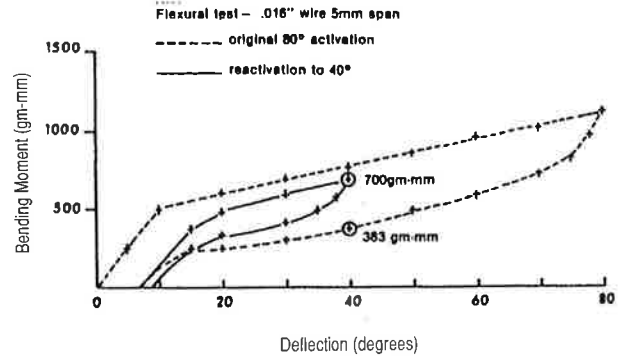
Geri yaylanma özelliği, tellerin klinik performanslarının belirlenmesinde kullanılan önemli kriterlerden biridir çünkü aktive edilen telin braketler içine yerleştirildikten sonra pasif hale gelinceye kadar dişe uygulayacağı kuvvet klinik yönden çok değerlidir. Şekil 2-6'da paslanmaz çelik, Nitinol ve Çin NiTi tellerinin esneme ve geri yaylanma eğrileri karşılaştırılmalı olarak görülmektedir. Aynı miktardaki esneme için (80°) paslanmaz çelik tel en az geri yaylanma gösterirken en fazla geri yaylanma miktarı Çin NiTi telinde görülmektedir. Çin NiTi telinin diğer tellerden ayrılan bir başka özelliği, brakete bağlamak için esnetildikten sonra gevşetilip yeniden aktive edildiğinde dişe uyguladığı kuvvet miktarının iki misline yakın artış göstermesidir (Şekil 2-7) (8).

Tablo 4. 0.016" ve 0.018" çaplı paslanmaz çelik, TMA ve NiTi tellerin dayanıklılık, katılık ve çalışma aralığı değerlerinin karşılaştırılması. TMA telin katılığı paslanmaz çeliğin 1/3'i, NiTi telin katılığı ise sadece 1/5'i kadardır. Buna karşılık NiTi ve TMA tellerin dayanıklılıkları paslanmaz çeliğin yaklaşık yarısıdır (1).

	Strength		Stiffness		Range	
	.016	.018	.016	.018	.016	.018
Stainless steel	1.0		1.0		1.0	
TMA	0.6	0.6	0.3	0.3	1.8	1.8
NiTi	0.6	0.6	0.2	0.2	3.9	3.9



Şekil 2.6. 0.016" çaplı paslanmaz çelik, (austenit Chinese NiTi) NiTi ve (martensit NiTi) Nitinol tellere ait bükülme momenti/esneme özelliklerinin karşılaştırılması. Chinese NiTi telin NiTi tele oranla yaklaşık iki kat fazla esneklik gösterdiği ve geri yaylanma özelliğinin de bu tele göre çok daha fazla olduğu görülmektedir. Titanyum alaşımlarıyla aynı dereceye kadar (80°) bükülen paslanmaz çelik ise sadece 64° civarına kadar geri yaylanabilmektedir (9).



Şekil 2.7. 0.016" çaplı ostenit (austenit Chinese NiTi) NiTi tellerin önce 80°, daha sonra 40°'e kadar aktive edilmeleri sonucu elde edilen eğriler. 80°'e kadar bükülen telin 40°'lik deaktivasyonda uyguladığı moment 383 g.mm. dir. Aynı tel yeniden aktive edildiğinde (braketten çıkarılıp yeniden bağlandığında) 40°'lik bükülmeye ortaya koyduğu kuvvet miktarı iki katına yakın bir değere (700 g.mm) ulaşmaktadır (9).

Şekil alabilme özelliği (Formability)

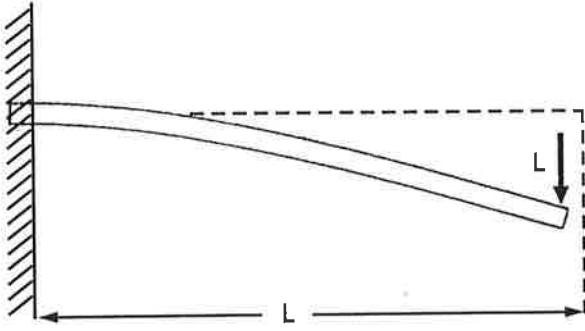
Şekil alabilme özelliği, stress-strain diagramında plastik deformasyon sınırı ile telin kopma noktası arasındaki alan ile belirlenir (bkz Şekil 2-2). Bu özellik, materyalin kopmadan önce karşı koyabildiği plastik deformasyon miktarını ifade eder (10).

Kirişler

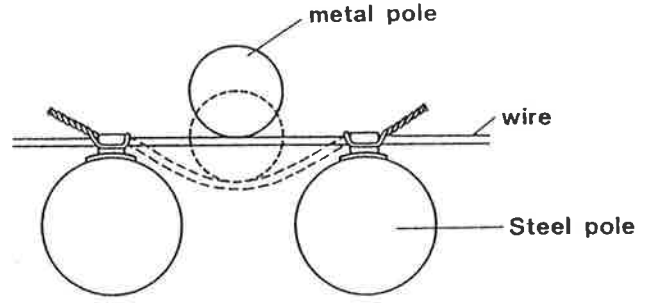
Tellerin yukarıda açıklanan fiziksel özelliklerinin belirlenmesi için kullanılan çeşitli test yöntemleri vardır. Bunlardan en basit olanı, bir ucuyla sağlam şekilde bir bloğa bağlı olan ve uzunluğu ve çapı belirli bir telden oluşan konsol kiriş (cantilever beam) testidir. Bu testte tel üzerine belli bir noktadan kuvvet uygulandığında telde $F \times L$ kadar bir bükülme momenti ortaya çıkar (Şekil 2-8). Burada telin katılığı (stiffness) bükülmeye karşı direnç gösterir. Bir başka ifadeyle, telin katılığı bükülme momentiyle ters orantılıdır. Bu kiriş tipi, sabit apareylerde kullanılan konsol tipi dikleştirme zembekleri için (bkz. Şekil 6-33c) geçerli bir örnektir ancak, çok sayıda braketten oluşan bir sistemi temsil etmesi mümkün değildir. Bu nedenle günümüzde tellerin performanslarını belirlemeye yönelik çalışmalarda başka kiriş tiplerinden faydalanılmaktadır. Bunlardan en çok kullanılanlarından biri üç nokta bükülme testidir (Şekil 2-9) çünkü bu konfigürasyon, sabit apareylerdeki tel-braket ilişkisini daha iyi temsil etmektedir (11).

Üç nokta bükülme testinde üç tip kombinasyondan söz edilebilir:

1. Telin, iki braket içinde serbest olarak hareket etmesi hali (Şekil 2-10A)
2. Telin, braketlerden biri içinde serbest diğerine bağlı olması hali (Şekil 2-10B)
3. Telin, her iki uçtan braketlere bağlı olması hali (Şekil 2-10C)



Şekil 2.8. Konsol kiriş (cantilever beam), bir ucuyla sıkıca bir bloğa tutunmuş uzunluğu belli bir tel parçasından ibarettir.



Şekil 2.9. Miura ve arkadaşları (11) tarafından önerilen üç nokta bükülme testi.

Bu kombinasyonlarda ortaya çıkan test şekilleri ve uygulanması gereken formüller de değişiklik göstermektedir. Her üç kiriş tipinde uygulanabilecek genel formül şöyledir:

$$\delta = \frac{L^3 \cdot F}{N \cdot E \cdot I} \text{ dir (12). Bu formülde:}$$

δ : esneme miktarını,

F: kirişi esnemeye zorlayan kuvveti,

L: braketler arasındaki kiriş uzunluğunu,

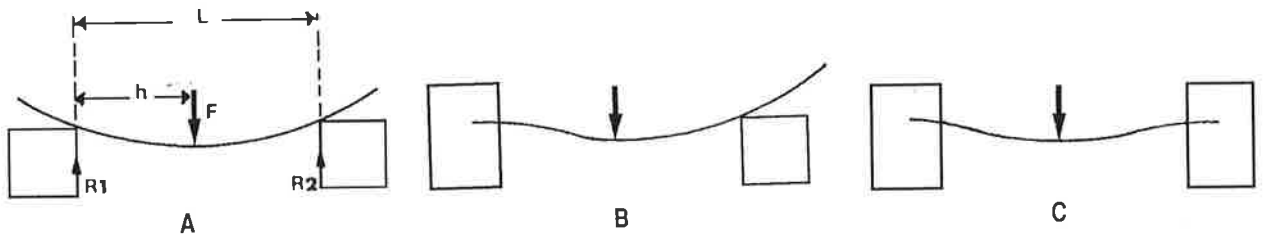
N: kiriş katılığını,

E: kiriş materyaline ait elastiklik modülünü,

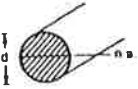
I: ise kiriş materyalinin eylemsizlik momentini temsil etmektedir.

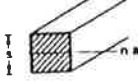
Kiriş katılığını gösteren N, sağ ve soldaki desteklerin şekline bağlıdır. Her iki ucu serbest kirişlerde (Şekil 2-10 A) $N=48$ dir. Her iki ucu bağlı kirişlerde (Şekil 2-10 C) ise bu değer 192 dir.

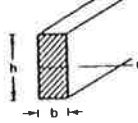
Eylemsizlik momenti (I), şekil 2-11'de görüldüğü gibi, kiriş materyalinin şekline ve boyutlarına bağlı bir fiziksel parametredir (13, 14). Buna göre çapı ve şekli belli bir kirişin eylemsizlik momentinin belirlenmesi kolaydır. Çok sarımlı tellerde ise, her iplikçiğin eylemsizlik momentleri ayrı ayrı hesaplanmaktadır (15). Bu, bir kirişin esneme miktarını belirlemede önemli değişkenlerden biridir. Bu değer artması kirişin esneme miktarının azalması demektir. Şekil 2-11'deki tel kesitlerinden en düşük eylemsizlik moment değerine sahip olan yuvarlak, en fazla değere sahip olanı ise dikdörtgen olanıdır. Buna göre, aynı



Şekil 2.10. Üç nokta bükülme testinde kullanılan iki ucu serbest sonlanan kiriş tipi (A), tek ucu serbest sonlanan kiriş tipi (B) ve her iki ucu bağlı kiriş tipi (C) Klinik olarak incelendiğinde, her üç kiriş tipinin de geçerli olabileceği yerler bulunmakla birlikte çoğu durumda geçerli olan (C) ile belirtilen iki ucu sabit olanıdır.



$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad c = \frac{d}{2}$$


$$I = \frac{s^4}{12} \quad c = \frac{s}{2}$$


$$I = \frac{bh^3}{12} \quad c = \frac{h}{2}$$

Şekil 2.11. Tellerin kesitlerine göre eylemsizlik momenti formülleri (13).

kiriş tipi için (örneğin iki ucu serbest sonlanan), yuvarlak telin esneme miktarı dikdörtgen kesitli tele oranla daha fazla olacaktır.

Her kiriş tipi kendine özgü katılık, dayanıklılık ve çalışma aralığı değerlerine sahiptir. Bu özellikler yalnız kiriş tipine değil aynı zamanda kirişin uzunluğuna da bağlıdır. Buna göre, braketler arası mesafe, tüm kiriş tiplerinin fonksiyonlarını aynı yönde etkilemektedir. Yukarıdaki formüllere göre, braketler arasındaki tel parçasının esneme miktarı, iki bağlantı noktası arasındaki tel uzunluğunun küpü ile doğru orantılıdır (bkz. tellerin katılığını etkileyen faktörler). Telin çalışma aralığı, bu uzunluğun karesiyle doğru, dayanıklılığı ise ters orantılıdır.

Yorgunluk

Materyaller için kullanılan yorgunluk terimi, tekrarlayan stress etkisi altında zayıflamayı (esneklikte azalmayı) ifade eder. Materyallerde yorgunluğa bağlı zayıflama etkisi materyal üzerinde stresslerin yoğunlaştığı noktalardan başlar. Bunlar, cismin çapının ani değişimlere uğradığı noktalar, yarıklar, ezik, çentik ya da çatlaklar veya iki materyalin kaynak noktası gibi bölgelerdir. Ortodontik teller için de aynı kurallar geçerlidir. Telin, büküm esnasında pens tarafından ezildiği noktalar ve tel üzerinde yapılan keskin büküm bölgeleri yorgunluğa bağlı olarak kırılmanın en sık raslandığı noktalardır. 2x4 arklar gibi birbirinden çok mesafeli iki bağlantı noktası arasında yer alan ark tellerinde kırılmalarla klinikte sıklıkla karşılaşılabilir. Kullanılan tel ne kadar katı olursa olsun karşılaşılan bu kırılmaların nedeni, çiğneme esnasında, telin karşı çene dişleriyle doğrudan ya da lokma aracılığıyla temas gelerek esnemeler göstermesi ve zaman içinde yorgunluğa uğramasıdır. Kırılmalar çoğunlukla keskin büküm noktalarında ya da telin braket veya tüp köşesine temas ettiği bölgelerde meydana gelmektedir. Bunu önlemenin en iyi yolu köşelerin yuvarlak uçlu pensler kullanılarak dönülmesi ve gerekirse tele ısıtma işlemi uygulanmasıdır. Çiğneme kuvvetleri, esnek tellerde normal braketler arası mesafede de etkili olarak tellerin aşınmasına ve kırılmasına neden olabilmektedir. Bu olay, özellikle nikel titanyum teller üzerinde yapılan incelemelerde tellerin braket köşelerine raslayan noktalarında ortaya çıkan derin çentiklerle açıklanmaktadır (4, 16, 17).

Korozyon (Corrosion)

Sabit ortodontik apareylerde kullanılan metalik elemanlar, üretim aşamasından itibaren, yapısal özelliklerine ve içinde buldukları ortam şartlarına bağlı olarak fiziksel ve kimyasal ajanların yıpratıcı etkisinde kalırlar. Korozyon, çeşitli kimyasal etkiler altında metalin ağırlığından kaybetmesi ve mekanik özelliklerinin değişmesidir.

Ağız ortamı, içerdiği iyonlar, karbonhidrat, lipid, protein, amino asit ve non iyonik elemanlar ile ortodontik ataşmanların yüzeyel ve derin aşınmasına neden olabilecek çok uygun bir ortam oluşturur. Bu ortamda yer alan klor iyonları ve bunların sülfürlü bileşikleri özellikle mikroorganizmaların da katkılarıyla paslanmaz çelik gibi aşınmaya son derece dirençli materyallerin bile yıpranmasına neden olabilen daha korozif ajanlar haline dönüşebilirler (18, 19). Yiyecek ve içecekler tükürük pH'nın aside ya da alkaline dönüşmesinde etkilidir. Ortodontik apareylere bağlı olarak ağızda yiyecek birikiminin fazla olması ve bunların temizlenemeden uzun süre kalması korozyonu başlatan katalizör gibidir. Hem metalik materyaller (restorasyonlar, teller, bantlar, braketler) hem de moleküler katı cisimler (elastikler, simanlar, adesiv ve akrilikler) nemli ağız ortamında kimyasal kayba uğrarlar (20). Braket ve tüplerin bantlarla birleştikleri punta noktaları, lehimler, teller üzerindeki pürüz, çentik, çatlak ya da ezik noktaları korozyonun başlaması için uygun bölgelerdir. Bu etkilerin en aza indirilmesi için palatal ark, Quad Helix ya da Hyrax vidalı hızlı genişletme apareylerinin kollarının bantlarla bağlantı yaptıkları lehim yüzeylerinin iyi cilalanması gerekir.

Ağız ortamının ortodontik ataşmanlar üzerindeki korozif etkisi son yıllarda Matasa (18) ve Maijer, Smith (19) tarafından detaylı olarak incelenmiştir.

Korozyon şekilleri

Ağız ortamında ortodontik ataşmanlarda gözlenen korozyonun çeşitli şekillerinden söz edilebilir. Bunların başlıcaları üniform, çukur şeklinde (pitting), intergranüler, çatlak şeklinde (crevice), mikrobiyolojik ve elektrokimyasal korozyonlardır.

Üniform korozyonda metal tüm yüzeylerde eşit ve düzenli şekilde korozyona maruz kalır ve ağırlık kaybı ile orantılı olarak mekanik özelliklerinde azalmalar ortaya çıkar. Bu tip korozyona ortodontik ataşmanlarda az raslanır çünkü bu materyaller korozif ajanlarla eşit ölçüde temas etmez.

Çukur şeklindeki korozyon ortodontik ataşmanlarda en sık gözlenen tiptir. Metalin ağırlık kaybından çok mekanik özellikleri ya da görünüşü etkilenir. Bu tip korozyona, çeşitli parçalardan meydana gelen, uygun şekilde üretilmemiş ya da üzerinde saflığı bozan maddeler bulunan ataşmanlarda raslanır. Tuz iyonlarından özellikle klorid bu tip korozyona neden olur (21).

Ortodontik ataşmanlarda sıklıkla raslanan bir başka korozyon şekli de **yarık şeklindeki** (crevice) korozyondur. Ataşmanın, yapıştırıcı, akrilik veya elastik

gibi materyallerle teması sonucunda ve özellikle kloridlerin varlığında ortaya çıkar (18, 19). Paslanmaz çelikler özellikle bu tip korozyona hassastır (21).

İntergranüler korozyonda metal görünüşü ve ağırlığında bir değişme olmazken mekanik özelliklerde azalma hatta yıkım ortaya çıkabilir. İçten başlayan bu gizli saldırı, metalin grenlerine kadar ilerler (18). Paslanmaz çeliği 400-900C° e kadar ısıttığımızda, gren sınırlarında kromium karbid kaybı olacağından metalin korozyona daha hassas hale geleceği belirtilmektedir (21).

Mikrobiyolojik nedenlerle oluşan korozyondan özellikle havayla temas etmeyen braket tabanında ağ yapı ile folyo arasındaki alanlar gibi bölgeler etkilenmektedir (22). Çeşitli mikroorganizmalar paslanmaz çelik içindeki demire saldırır. Bunlar *Desulfovibrio desulfiricans* veya *Desulfotomaculum* gibi sülfat redükleyenler, *Thiobacillus ferroxidans*, *Beggiatoa* ya da *Thiotrix* gibi sülfür okside ediciler, *Aerobacter* veya *Flavobacterium* gibi yapışkan nemli madde oluşturanlar veya *Sphaerptilus Hyphomicrobium* ve *Gallionella* gibi demir tüketici mikroorganizmalardır (18).

Elektrokimyasal korozyon için iki elektrot, elektronların iletimi için fiziksel temas ve elektrolit gerekir. Sınırlardaki atomlar kristal yapıdakilere göre daha zayıftır ve potansiyel olarak anodiktir. İnce grenli metaller kaba grenlilere oranla korozyona daha çok açıktır. Gövdesi ile tabanı birbirine birleştirilmiş iki ayrı metalden oluşan braketler elektrolit görevi yapan tükürük ortamında pil şekline dönüşür. Bunun sonucunda daha az soylu olan metal çözünerek gövde ile tabanın birbirinden ayrılmasına neden olur ve ortama zararlı iyonlar salınır.

Ağızda tel ile braket oluşu arasında sürekli bir sürtünme ilişkisi vardır ve bu metallerin temas yüzeylerinde **sürtünmeye bağlı** olarak ortaya çıkan korozyon (fretting corrosion) da tellerin ya da braket kanatlarının kırılmasına neden olabilir. Aslında hareketli ya da sabit ortodontik apareylerdeki birçok kopmanın gerçek nedeni korozyon olabilir. Korozyon sonucu nikel, kobalt ve krom gibi ağır metallerin ağız ortamına salındığı bilinmektedir. Bu durum, özellikle bu metallere alerjisi olan kişiler yönünden büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, özellikle nikel içeren ortodontik ürünlerin paketleri üzerinde tüketiciyi uyaran yazılara yer verilmektedir.

Dişlerdeki renkleşmenin de korozyonla ilişkili olduğu belirtilmektedir. Renkleşmenin bir nedeninin de, metal iyonlarının, mineye sıkı şekilde yapışmış olan yapıştırıcı resini içine girmesi olduğu gösterilmiştir (18).

Ağızda kullanılan ortodontik materyallerin biyolojik olarak uyumlu ve yan etkilerinin de kabul edilebilir seviyelerde olması gerekir. Bu nedenle, ortodontik tedavi sırasında oluşabilecek kimyasal reaksiyonlar ortodontist tarafından gözönünde tutulmalıdır (3).

Teller

Ortodonti pratiğinde kullanılan teller konusunda temelde pratisyeni ilgilendiren, bu malzemelerin esnekliği, kolay bükülebilirliği ya da kırılma olup olmaması

gibi özelliklerdir. Geri kalan özellikler sanki metalürjistlerin, fizikçilerin bilmesi gereken detay konularmış gibi düşünülür. Oysa, ortodonti alanında kullanılan tellerle ilgili önemli bir özellik vardır. Sanayide kullanılan metalik yapılarda -kullanım alanına göre- emniyet sınırları çok geniş tutulur. Örneğin, bir köprüyü oluşturan çelik konstrüksiyonun dayanıklılığı o köprü üzerine binecek azami yüklerin çok üzerinde olacak şekilde planlanır. Bu nedenle de köprü uzun yıllar sorunsuz olarak hizmet verebilir. Oysa ortodonti pratiğinde durum biraz daha farklıdır. Teller ağızda kaldıkları süre boyunca hem kuvvet uygulularlar hem de çigneme kuvvetleri gibi değişken ve bazen aşırı kuvvetlere maruz kalırlar. Diş hareketi elde edebilmek için optimal düzeyde kuvvet uygulama mecburiyeti olmasaydı, bir başka deyişle söz konusu olan sadece telin dayanıklılığı olsaydı kullanılan tel materyalinin daha kalın ve dirençli tutulmasıyla sorun büyük ölçüde halledilebilirdi. Oysa, ortodontik tedavilerde ana amaçlardan bir tanesi de dişlere optimal kuvvet uygulamak ve bu kuvvet düzeyini sabit tutmak olduğundan kullanılan materyal hem elastik hem de dayanıklı olmalıdır. Ortodontide kullanılan teller, yapıldıkları materyalin dayanıklılık sınırlarını zorlayan kuvvetlere her an maruz kalabilirler. Bir kapayıcı loopun fazlaca aktive edilmesi telin kolaylıkla plastik deformasyona uğramasına neden olabilir. Burada ortodontistin görevi, optimal kuvvet miktarı ile materyallerin dayanıklılık sınırları arasındaki hassas dengeyi korumaktır. Bu nedenle, ortodonti pratiğinde kullanılan tellerin tüm özelliklerinin iyi bilinmesi, amaca uygun tel seçilmesini, böylece planlanan mekanizmanın daha etkili şekilde çalışmasını sağlayacaktır.

Yukarıda tellerle ilgili olarak ortaya konan fiziksel özellikler ortodontik tedavinin değişik dönemlerinde istenen tel tipini belirlemeğe yönelik olarak klinisyene yardımcı olacaktır. Ortodontide ideal tel diye bir kavramdan söz etmek mümkün değildir. Ancak, amaca en uygun tel tipinden bahsetmek mümkündür. Örneğin, yüksek elastikiyet, seviyeleme döneminde istenen bir özelliktir. Oysa bitirme döneminde katı teller tercih edilir. Tedavinin bazı dönemlerinde tel ile braket oluşu arasındaki ilişkinin gevşek olması istenirken bazı dönemlerinde bu ilişkinin iyice sıkı olması tercih edilir. Bu nedenle bu bölümün amacı, ortodontik tellerin temel özelliklerini ve amaca uygun tel seçimine yardımcı olacak kriterleri ortaya koymaktır.

Günümüzde, ortodonti pratiğinde en sık kullanılan teller, paslanmaz çelik, kobalt-krom, nikel-titanyum (NiTi) ve titanyum-molibden ya da β -titanyum (TMA) alaşımlarından oluşmaktadır. Bu alaşımların birbirlerine benzer bazı özellikleri bulunmakla birlikte klinikte amaca bağlı olarak kullanım alanları da değişiklik göstermektedir.

Paslanmaz çelik teller

Paslanmaz çelik teller, ortodonti pratiğinde bugüne kadar en sık kullanılan tel alaşımlarından biridir ve günümüzde de önemini korumaktadır. Bu ostenit çelik alaşımlar 1. dünya savaşı yıllarında Strauss ve Maurier tarafından geliştirilmişlerdir (22). Günümüzde, ortodonti pratiğinde iki paslanmaz çelik alaşımı sıklıkla kullanılmaktadır. Bunlar, AISI Tip 302 ve AISI Tip 304'tür. Bu tellerin içeriği,

% 17-19 veya % 18-20 krom, % 8-10 veya % 8-12 nikel, % 0.2 karbon, % 70-75 demir ve az oranlarda diğer elementlerden oluşur. Krom paslanmazlık ve sağlamlığı, nikel stabiliteyi, karbon ise sertliği ve korozyona dayanıklılığı sağlar (23, 24). İçindeki krom ve nikel oranları nedeniyle bu alaşımlar 18-8 olarak da adlandırılır.

Paslanmaz çelik tellerin yapımı

Paslanmaz çelik tellerin üretiminde ilk aşama paslanmaz çelik materyalinin ergitilmesidir. Bu karışım metalin genel özelliklerini de belirler. Ergitilmiş metalin kalıplara dökülmesi sonucunda **kütük** (ingot) adı verilen kaba metal yapılar oluşturulur. Kütükler, **gren** adı verilen ve metalin mekanik özelliklerine sahip olan çok sayıda kristal yapıdan meydana gelir. Metalin soğuması sırasında çok sayıda yeni gren ortaya çıkar ve bunlar biraraya gelerek kaba gren gruplarını meydana getirirler. Bu grenlerin boyut ve dağılımları kütüklerin boyutları ve soğuma şekliyle doğrudan ilişkilidir. Metalin soğuması esnasında kütük yapısı içinde poroziteler ortaya çıkar. Bunun nedenlerinden biri metal içinde eriyik durumdaki gazların açığa çıkması, bir diğeri de kimyasal reaksiyonlar sonucu oluşan gazların metal yapısı içinde hapsolmesidir. Metal soğurken dış kısımlar erken iç kısımlar ise daha geç soğur. İç kısımda soğuma ilerlediğinde ortaya çıkan büzümeye sertleşmiş olan dış kısım uyum gösteremez. Dolayısıyla bu iki bölüm arasında vakumlu boşluklar meydana gelir. Üretilen alaşımın her noktasındaki mikroskopik yapının, o alaşımın fiziksel özelliklerini ve mekanik performansını aynen taşıması amaçlanır. Bu nedenle üretimin her aşamasında orijinal gren yapısına ulaşmak istenir.

Haddeleme (Rolling)

Kütükler içindeki poroziteler, boşluk, yarık ve çatlaklar, güçlü silindirler altında metalin ezilmesiyle ortadan kaldırılmaya çalışılır. Bu işlem sırasında boşluklar iyice azaltılır ve grenler arasında sıkı temaslar oluşturulur.

Ezme işlemi, metalin dayanıklılık sınırına kadar sürdürülebilir. Bu sınırın ötesinde uygulanacak kuvvetler altında metal çatlar ve ufalanır. Metalin bu halinde ısı işlem uygulanırsa atomlar hareketli hale gelerek gergin olan kristal yapıyı gevşetir. Gren büyüklükleri; tavlama ısısı, soğutma ve sürenin uygun oranlarda kullanılması suretiyle kontrol edilebilir.

Çekme (Drawing)

Kütükler ezilerek uygun boyutlara getirildikten sonra, değişik genişlikteki delikler içinden sırayla kalından inceye doğru çekilerek geçirilir. Bu işlem esnasında, metal yapı kendi çapından daha ince olan delik içinden geçerken ezilerek delik çapına iner. Bu işleme, istenen tel çapına ulaşmaya kadar, gittikçe küçülen çaplarda delikler kullanmak suretiyle devam edilir. Bu arada metalin dayanıklılık ve kırılmaya karşı olan direncinin artırılması amacıyla ısı işlemle-
rinin de yapılması gerekir. Her ısı işlemde metal yapısı içinde, önceden sözü edilen gerilmeler ortaya çıkacağından ısı kontrolü büyük önem taşır. Kullanılan metalin özelliğine göre çekme işlemleri sırasında birçok ısı işleminin de gerçek-

leştirilmesi gerekebilir. Metalin yüzey sertliğinin yüksek olması için genellikle son aşamada soğuk çekme uygulanır. Tel yapımındaki bütün bu aşamalar doğal olarak telin kalitesini de doğrudan etkiler (2).

Paslanmaz çelik tellerin fiziksel özellikleri

Paslanmaz çelik teller, yüksek dayanıklılık, yüksek katılık, düşük çalışma aralığı ve düşük geri yaylanma özelliğine sahip malzemelerdir (1, 13, 22, 25, 26). Şekil verilebilme özelliklerinin yüksek ve üretim maliyetlerinin düşük olması yıllardır en çok kullanılan alaşım olmalarını sağlamıştır. Yüksek katılığa sahip olmaları nedeniyle bu teller braketler arasındaki seviye farklarının fazla olduğu seviyeleme dönemi için uygun değildir. Seviyelemede kullanılabilmesi için yük/esneme oranlarının düşürülmesi gerekir. Bunun için ya telin boyu uzatılır ya da çapı düşürülür. Her iki işlemi beraber gerçekleştirmek mümkündür ancak bu defa dişte hareket kontrolünü sağlamak, çok zorlaşabilir.

Telin boyunun uzatılması için kullanılan klasik yöntem, telin kendi üzerine çeşitli şekillerde bükülmesiyle elde edilen looplar yapmaktır. Telin uyguladığı kuvvet, boyunun küpüyle ters orantılı olduğundan looplu tellerle elde edilen kuvvet miktarı düşer. Buna karşılık, telin çalışma aralığı artar ve ağızda daha uzun süre aktif kalması sağlanmış olur.

Çapın azaltılması da, telin yük/esneme oranını düşürmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak bu da üretilen tel çaplarıyla sınırlıdır. Dahası, tel çapının çok düşürülmesi belki telin esnekliğini artırır ama tel ile braket oluşunun çapı arasında fark oluşmasına neden olur. Bu da telin brakete hakim olmasını önler ve hareket kontrolünü azaltır. İyi bir kuvvet ve hareket kontrolü için tel ile braket oluk çapı arasındaki farkın en az 0.002" olması gerekir (1).

Looplar

Looplar, sabit tedavi yöntemlerinde uzun yıllardır paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarıyla birlikte kullanılmaktadırlar. Loopun büküldüğü tel materyali ve şekli ne olursa olsun asıl amaç, telin boyunu uzatarak elastikiyetini artırmaktır. Son yıllarda geliştirilen yeni tel alaşımlarının sahip oldukları yüksek elastikiyet, dayanıklılık ve geniş çalışma aralığı gibi özellikler nedeniyle looplar eskiden olduğu kadar yaygın kullanılmamaktadır. Buna rağmen, tellerin var olduğu bütün tekniklerde loopların kullanım alanı-sınırlı da olsa-var olacaktır. Bu nedenle bu tel bükümlerini biraz daha detaylı incelemekte yarar vardır. İlerideki bölümlerde V bükümlü ve basamaklı arkların mekaniklerinden söz edilmektedir.

Looplar, kullanılacakları amaca uygun olarak çeşitli şekillerde yapılırlar. Loopları genel olarak dikey, yatay, kombine ve özel şekilli looplar olmak üzere dört değişik kategoride incelemek mümkündür. Son yıllarda yapılan laboratuvar analizlerinin de katkısıyla loop şekilleri bilinen klasik şekillerinden farklılaşmaya başlamıştır. Dişeti tarafına daha fazla tel depolamanın loopun M/F oranını artırdığı gösterilmiştir (bakz. loop şekillerinin M/F oranı üzerine etkisi) (28, 29). Bu nedenle, özellikle boşluk kapatma mekaniklerinde dikey looplar yerine

Gjessing tipi ya da T loop şekillerinin kullanılması önerilmektedir. Bunların dışında çeşitli özel amaçlar için kullanılan loop şekilleri de bulunmaktadır.

Kurala uygun bükülüp yerinde kullanıldıklarında looplu arklar son derece etkili ve ağızda iyi çalışan mekanik sistemlerdir. Ancak, looplu arkların çeşitli sakıncaları da vardır. Bunlardan ilki, diş üzerindeki hareket kontrolünün az olmasıdır. Boyunun uzatılması telin elastikiyetini artırarak diş hareketini ne denli kolaylaştırırsa da dişin hareketini kontrol etmek o derecede zorlaşmaktadır. Bu nedenle looplu ark kullanımında amaç en kısa sürede düz ve daha kalın arklara geçmektir.

Looplu arkların ikinci büyük sakıncası, hasta ağızında yarattıkları hijyen sorunları ve yumuşak doku yaralanmaları gibi rahatsızlıklardır. Özellikle yuvarlak tellerden bükülen looplu arklar braket olukları içinde kolaylıkla hareket ederek dişetine gömülebilir ya da dudak veya yanağa bataabilirler. Bu sorunu, teli çıkarmadan ağızda çözmek için sık uygulanan yöntemlerden biri loopun bacaklarının bir Aderer pensi yardımıyla içe doğru bükülmesidir. Ancak, bu yöntemin önemli bir sakıncası, büküm sırasında telin düzleminin bozulmasıdır. Bu nedenle daha iyisi, loopun bacağına bir elle dişetinden uzaklaştırılması ve bu esnada diğer elle molar tüp gerisinden çıkan tel parçasının pensle yukarı ve içe (molar dişe) doğru bükülmesidir.

Köşeli tellerden bükülen looplarda braket oluğu içindeki hareket miktarı daha az olduğundan yukarıda sayılan sorunlar da daha azdır. Buna rağmen, loopun dişetine gömülmesi söz konusu olduğunda ağızda yapılabilecek işlem, telin bir tork büküm pensiyle loopun iki tarafından tutulup parmakla dışa doğru bükülmesidir. Böylece, elle düzeltme sırasında ortaya çıkan kontrolsüz tork kuvveti nedeniyle braketlerin dişten ayrılması önlenmiş olur.

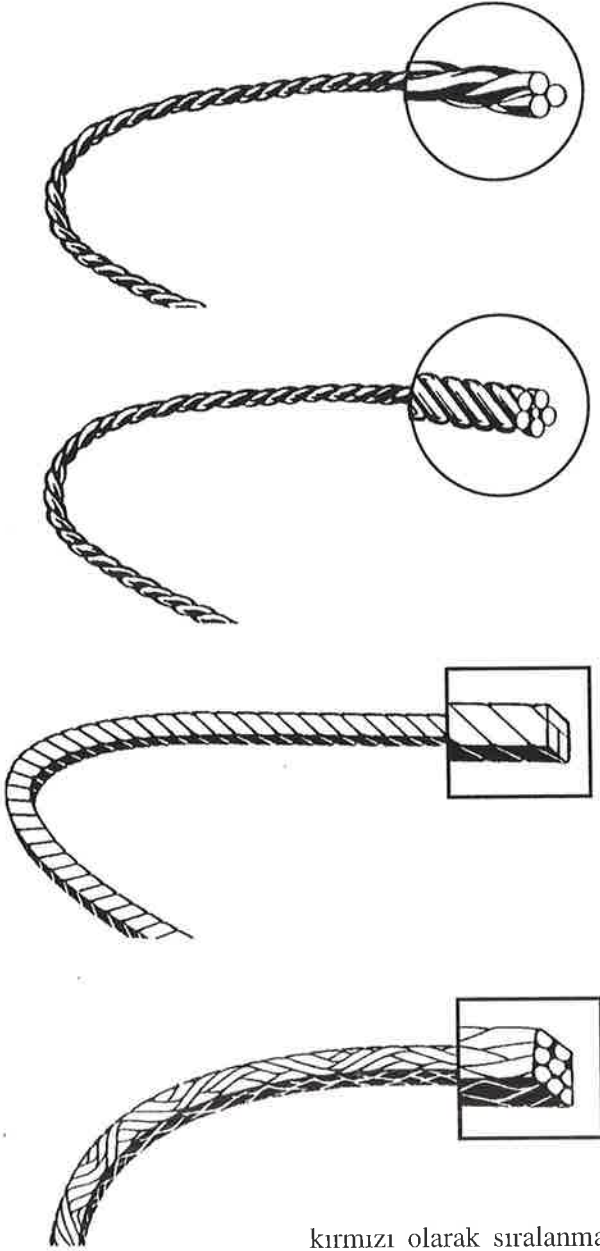
Çok sarımlı paslanmaz çelik teller (Multistrand wires)

Loop bükümlerinin ağız içinde yarattığı sorunlar ve loop bükmek için hasta başında uzun zaman kaybedilmesi araştırmacıları, aynı özelliklere sahip alternatif teller bulmaya itmiştir. Çok sarımlı teller bu ihtiyaçlara cevap olarak ortaya konmuş tellerdir. Bunlar, birden çok sayıdaki ince çaplı telin birbiri üzerine sarılmasıyla oluşurlar ve tel uzunluklarının artması nedeniyle elastikiyetin de artmasına neden olurlar. Yuvarlak kesitli olan çok sarımlı teller 3 ya da 5 sarımlı, köşeli teller ise 8 ya da 9 sarımlı olabilmektedir (Şekil 2-12).

Çok sarımlı teller ile diğer teller arasındaki karşılaştırmalı incelemeler aşağıda "klinikte tel seçimi" başlığı altında yapılmaktadır.

Kobalt-Krom Alaşımı Teller (Elgiloy)

Kobalt krom alaşımı tellerin fiziksel özellikleri paslanmaz çelik tellerinkine çok benzerdir (13). Piyasada, Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics) olarak da bilinen bu tellerin içerikleri % 40 kobalt, % 20 krom, % 15 nikel, % 7 molibden, % 15-20 demirden oluşmaktadır. Elgiloy, dört renkle ifade edilen farklı katılıkları gösterir. Renkler en yumuşaktan katıya doğru mavi, sarı, yeşil ve



Şekil 2.12. Çok sarımlı tel çeşitleri.

kırmızı olarak sıralanmaktadır. Elgiloy tellerin en önemli özelliklerinden biri yumuşak halde iken loop bükümlerinin kolaylıkla yapılmasına olanak vermesi daha sonra ısı işleminden geçirilince katılaşmasıdır. Paslanmaz çelik telin katılığı 1 olarak kabul edildiğinde yumuşak mavi Elgiloyun katılığı 1.19 iken ısı işleminden sonra bu değer 1.22 ye çıkmaktadır (26). Elgiloy teller, özellikle Ricketts'in Bioprogresive Tedavi prensiplerine uygun olup bu teknikte birlikte kullanılmaktadırlar.

Nikel Titanyum Teller

Nikel titanyum alaşımı teller ilk olarak 1968 yılında Buehler tarafından bulunmuş ancak ortodontide kullanılması ve geliştirilmesi Andreasen tarafından gerçekleştirilmiştir (25). Orijinal şekliyle Nitinol adı **N**ikel **T**itanyum ve

ABD'de uzay araştırmaları kapsamında yapılan çalışmalarda keşfedildiği yer olan donanma donatım laboratuvarı (**N**aval **O**rdonance **L**aboratory) isminin baş harflerinden oluşmaktadır.

Günümüzde titanyum alaşımı teller "akıllı teller, şekil hafızalı teller, süperelastik teller vs" adlarıyla pazarlanmaktadır (30). Oysa bunlardan bazıları bu özelliklere sahipken birçoğunda bu özellikler bulunmamaktadır. Bu da kullanıcının yanlış yönleneşine neden olabilmektedir. Bu nedenle doğru tel seçimi ve doğru kullanım için bu tellere ait özelliklerin bilinmesinde yarar vardır.

Nikel titanyum tellerin yapımı

Nikel titanyum tellerin yapımı oldukça karmaşık bir işlemdir. Bu iki metalin ergime dereceleri arasında büyük fark olduğundan ergitme işlemi genellikle vakum altında gerçekleştirilir. Alaşımın homojen bir yapıya ulaşabilmesi için çoğunlukla birçok defalar ergitilmesi gerekir. Daha sonra bu alaşımdan tozlar elde edilir. Sıcak isostatik basınç işlemiyle alaşım tel haline dönüştürülür. Tozların iyi karışmadığı noktalarda oluşan boşluk ve çatlaklar, ezme ve çekme işlemleri uygulanmak suretiyle ortadan kaldırılır ve tele son şekli verilir (31).

Doğaldır ki, günümüzde yüksek teknolojinin kullanıldığı yapım işlemleri bile elde edilen ürünlerin ideal homojenliğe ulaşması için yeterli olamamaktadır. Elektron mikroskopuyla yapılan incelemelerde, son derece kaliteli ürünler olan ortodontik teller üzerinde bile ezme ve çekmenin etkileri görülebilmektedir.

Metalurjik özellikleri

NiTi tellerin özelliklerinin daha iyi anlaşılabilmesi bakımından yapı özelliklerinin bilinmesinde fayda vardır. Nikel titanyum teller, içinde buldukları ısı şartlarına ve üzerlerine uygulanan mekanik gerilmelere bağlı olarak martensit ve ostenit olmak üzere iki ayrı kristal yapıda bulunurlar (30). Yüksek sıcaklık değerlerinde görülen kristal yapıya ostenit, düşük sıcaklık değerlerinde gözlenen kristal yapıya ise martensit denir (10, 30, 33). Ostenit kristal yapı, yüksek dirence sahip bir kafes yapısıdır. Martensit yapı ise ostenit kafes yapısının soğutma ya da mekanik stressler ile esnek şekillenmeler gösterdiği biçimdir. Ostenit yapıdan soğutmak suretiyle martensit kristal yapıya geçiş için kullanılan sıcaklık derecesine "**geçiş sıcaklığı**" (transition temperature) adı verilir. Kullanılan ısı miktarı büyük oranda alaşımın içeriğine bağlıdır. Değişim sürecine de "martensitik geçiş" (martensitic transformation) adı verilir. Martensitik geçiş geriye dönüşlüdür ve istendiği kadar tekrarlanabilir.

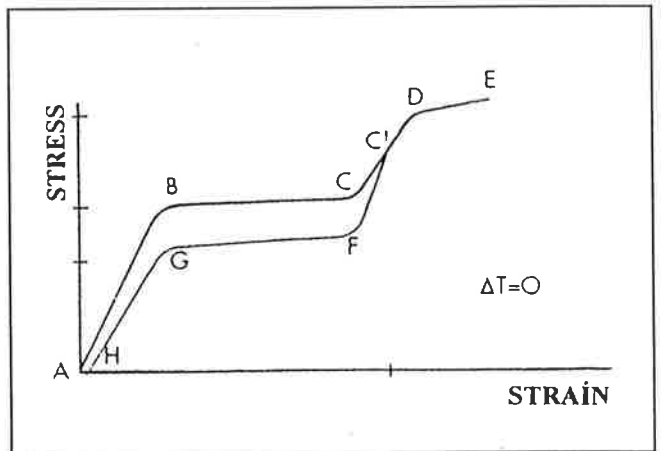
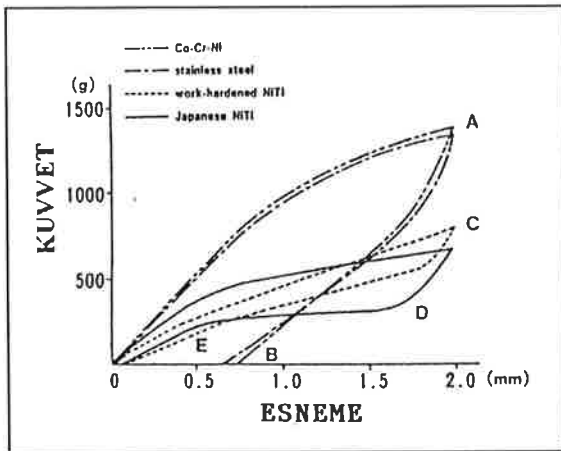
Nikel titanyum tellerin sahip olduğu üç temel özellik, bu telleri paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımı tellerden farklı kılmaktadır. Bunlardan ilki yüksek elastikiyet, ikincisi şekil hafızası, üçüncüsü ise plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Bu tellerin esneklik modülü paslanmaz çeliklerin % 26'sı kadardır. NiTi teller, hiçbir plastik deformasyon göstermeksizin paslanmaz çelik tellerin iki katı kadar esneme gösterebilir (4). Bu özellikleri ile NiTi alaşımları seviyelemede kullanılabilecek ideal teller arasındadır. Bununla birlikte, plastik

deformasyonun **zamana bağlı** bir özellik olması nedeniyle ağızda kaldığı sürece plastik deformasyona uğraması beklenebilir (4, 35). Nitinol son derece yüksek geri yaylanma özelliğine sahip olmasına rağmen soğuk sertleştirme işlemiyle üretildiğinden süperelastikiyet ve şekil hafızası özelliklerine sahip değildir (11). **Şekil hafızası**, alaşım düşük sıcaklıkta yumuşak ve şekil verilebilir haldeyken belli bir geçiş sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında kolaylıkla ilk şekline dönmesi, bu şekli hatırlaması işlemidir (35).

Süperelastiklik

Bazı NiTi teller için kullanılan **süperelastik özellik** terimi, telin belirli bir deformasyon noktasına kadar oldukça sabit bir stress değeri göstermesi ve eski haline geri dönerken bu değerın yine sabit kalması olayıdır (35). Bir başka ifadeyle süperelastiklik, bir telin, aktivasyon derecesinden bağımsız olarak aynı miktar kuvveti vermesi demektir (30, 34). Miura ve ark. (11), piyasada Sentalloy olarak pazarlanan Japon NiTi telinin oldukça sabit bir kuvvet uyguladığını göstermişlerdir (Şekil 2-13). Bu kuvvet uygulaması diş hareketi ve hasta konforu yönünden istenen fizyolojik özelliklere sahiptir (35). Bir diğer süperelastik tel olan Çin NiTi'si Burstone ve ark. (34) tarafından gösterildiği şekilde Nitinolden 1.6 kat daha fazla esneme gösterebilmektedir. Süperelastik tellerde, ısı değişikliği gerekmeksizin, aktivasyon sırasında stress belli bir düzeye eriştiğinde ostenit yapıdan martensit yapıya dönüşüm olurken deaktivasyon sırasında stress belli bir seviyeye indiğinde martensit yapıdan ostenit yapıya geri dönüş gerçekleşir.

Şekil 2-14'te, süperelastik tellere ait tipik bir stress-strain eğrisi görülmektedir (10). Tel aktive edildiğinde kuvvet miktarı arttıkça alaşım ostenit fazdan martensit faza geçiş yapar. Kuvvet ortadan kaldırıldığında ise tel, aktivasyon sırasında



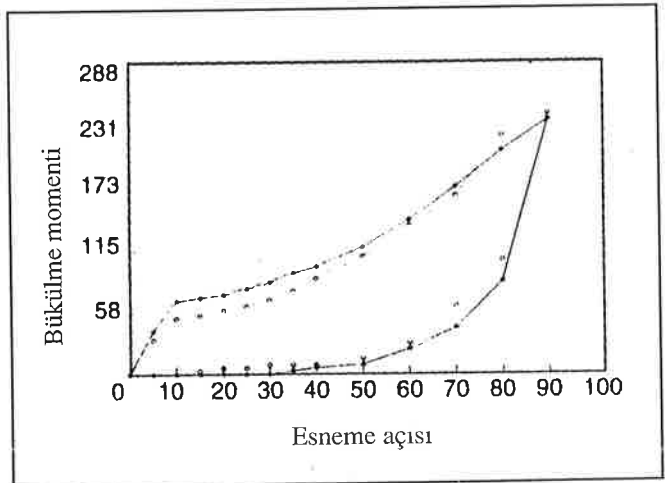
Şekil 2.13. Süperelastik NiTi (Japanese NiTi-Sentalloy) telin diğer tel alaşımlarıyla karşılaştırılması. Bu telin diğer tellere oranla oldukça sabit bir kuvvet düzeyine sahip olduğu dikkat çekicidir. Ortodontik tedavinin amaçlarından biri hafif şiddette ve sürekli kuvvet uygulamak olduğuna göre bu tellerin uyguladıkları düşük ve sabit kuvvet düzeyi klinik olarak oldukça tatminkardır (11).

Şekil 2.14. Süperelastik teller aktive edildiğinde materyal önce ostenit fazdan martensit faza geçiş yapar. Deaktivasyon sırasında ya da kuvvet ortadan kaldırıldığında ise öncekinden daha farklı bir eğri çizerek geri yaylanır. Bu iki eğri arasındaki farkın (histeresis) düşük olması telin klinik olarak etkinliğini gösterir (10).

izlediği yoldan daha farklı ve daha aşağıdan seyreden bir eğri çizerek martensit yapıdan ostenit yapıya geri dönüş yapar. Eğriler arasındaki bu farka **histeresis** adı verilir. Bu fark telin aktivasyonu için verilen kuvvet ile telin deaktivasyonu esnasında uyguladığı kuvvet miktarları arasındaki farkı belirler. Bu, aynı zamanda telin dişe uyguladığı kuvvet düzeyini gösterir. Bu nedenle klinik olarak histeresisin az olması arzu edilir. Birçok araştırmacı (1, 36, 37) premolar ve özellikle kesicilerde düşük kuvvetler kullanılması gerektiği konusunu vurgulamaktadırlar. Oysa, Segner ve Ibe (38) tarafından gerçekleştirilen deneysel bir çalışmada, test edilen ark tellerinden pek azının klinik olarak arzu edilen kuvvet aralığına düşen kuvvet düzeyi gösterdiği belirlenmiştir. Bu nedenle, ortodontistler NiTi materyalle çalışırken, dişlere aşırı kuvvet uygulamayı önlemek için teli braketlere gevşek bağlamayı tercih etmektedirler. Bu durum özellikle braketler arası mesafenin az olduğu, ince köklü alt kesiciler bölgesinde daha da önem kazanmaktadır (38).

Süperelastik teller, vücut sıcaklığında ostenit yapıda bulunurlar ve mekanik bir gerilme uygulandığında, herhangi bir sıcaklık değişimi gerekmeksizin martensit faza dönüşüm yaparlar (1, 30, 39). Son yıllarda piyasaya sürülen ve ağız sıcaklığında aktive olan bakır NiTi (Copper NiTi) alaşımı tellerin de şekil hafızalı süperelastik teller oldukları belirtilmektedir. Bu tel materyallerinin özellikleri konusundaki bilgiler üretici firmanın belirttikleriyle sınırlıdır. Bakır NiTi teller, ağızda dört farklı geçiş sıcaklığı değerinde (15°C, 27°C, 35°C ve 40°C) aktive olacak şekilde ayrı ayrı üretilmişlerdir. Geçiş sıcaklığı ile ağız sıcaklığı arasındaki fark, telin uygulayacağı kuvvet miktarını da belirler. Fark büyüdükçe tel tarafından uygulanan kuvvet miktarı da artar. Örneğin, 36°C lik ağız ortamında 15°C lik telin verdiği kuvvet 40°C lik telin uyguladığı kuvvetten çok daha fazla olacaktır. Bu kuvvet düzeyleri, bir başka ifadeyle seçilecek geçiş sıcaklığı, uygulanmak istenen kuvvet şekline (sürekli veya kesikli gibi) ve hastanın ağrı eşliğine göre belirlenir. Örneğin, firma, gömük bir kaninin seviyenmesinde 40°C lik telin kullanılmasını önermektedir. Bu tellerin, azaltılmış histeresis'e ve yüksek geri yaylanma özelliğine sahip olmaları nedeniyle çok düşük kuvvetlerle çalıştıkları ve hastaya rahatsızlık vermeden ve doku harabiyetine neden olmadan düzenli diş hareketi gerçekleştirdikleri öne sürülmektedir (Şekil 2-15) (39).

Şekil 2.15. Isıyla aktive olan tellerde (Copper NiTi-Ormco) histeresisin düşük, geri yaylanmanın oldukça yüksek olduğu üretici firma tarafından belirtilmektedir (39).



NiTi telleri diğer tel alaşımlarından farklı kılan önemli özelliklerden bir tanesi de üzerinde büküm yapılamamasıdır. Yüksek elastikiyetleri ve keskin bükümlerde kolaylıkla kırılmaları nedeniyle bu teller üzerine büküm yapmak pratik değildir. Bununla birlikte, pratikte, özel durumlar için bazı bükümlerin yapılması mümkündür. Örneğin, telin orta çizgi hizasına, elastikiyeti nedeniyle braketter içinden bir tarafa doğru kayarak yanağa batmasını önlemek için stop bükümü yapmak mümkündür. Bu amaçla satılan özel stop penslerini kullanmak gerekir. Son yıllarda pazarlanan bazı NiTi tellerde prefabrike stoplar bulunmaktadır. Telin molar tüpünden çıkan kısmının bükülmesi gerektiğinde ise telin ucu ateşte tavlansarak kolaylıkla büküm yapılabilir.

NiTi tellere ilişkin bir diğer özellik, bu tellerin üzerinde punta ve lehim yapılamamasıdır. Bu nedenlerle, NiTi teller hazır ark formunda satılırlar ve düz olarak kullanılırlar.

Klinisyene yardımcı olmak amacıyla, piyasada mevcut bazı süperelastik nikel titanyum teller ve üretici firmaların isimleri Tablo 5 'de verilmiştir (40).

Süperelastik tellerin klinik performansları yönünden değerlendirilmesi

Süperelastik tellere ait yukarıda belirtilen özelliklerin klinik olarak ne derecede etkili oldukları tartışmalıdır. Hasta rahatsızlığı yönünden yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada, 0.014" süperelastik Japon NiTi telleri ile 0.0155" çok sarımlı paslanmaz çelik teller arasında iki haftalık sürede istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (41).

Jones ve ark. (42) tarafından gerçekleştirilen bir pilot çalışmada ise, 0.014" Sentalloy ile 0.0155" çok sarımlı paslanmaz çelik tel arasında-refleks metrograf-la yapılan çapraşıklık çözme hızı ölçümleri sonunda-istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Tablo 5. Piyasada mevcut bazı süperelastik nikel titanyum teller ve üretici firmalar (40).

Süperelastik Teller

Firma adı	Ürün
American Orthodontics	Titanium Memory
Forestadent	Titanol süperelastik S.
Orthomax Dental Ltd.	Orthomax Memory wire
Ortho Organizers	Nitanium
A Company	Align SE
Precision Orthodontics	Euro-Arch NiTi
TP Orthodontics	Reflex
Masel	Elastinol
Unitek/3M	Nitinol SE
Dentaurum	Rematitan Lite
Rocky Mountain Orthodontics	Biolastic ve Orthonol
GAC	Sentalloy ve Neo Sentalloy
Ormco	NiTi
Lancer Pacific	Titanaİ

0.016" süperelastik Titanol (Forestadent) ile konvansiyonel NiTi (Nitinol Unitek) arasındaki karşılaştırmalı çalışmada ise, 35 günlük gözlem süresinde diş hareketi hızı yönünden iki tel arasında anlamlı fark bulunmamıştır (43).

NiTi tellerin klinikte yeniden kullanımı ve uygulanan sterilizasyon yöntemlerinin tellerin fiziksel özellikleri üzerine etkisi

Nikel titanyum teller, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarına oranla birkaç kat daha pahalıdır. Bu nedenle, bu tellerin yeniden kullanılabilmesi için uygulanan sterilizasyon ve dezenfeksiyon yöntemlerinin tellerin fiziksel özellikleri üzerine olan etkileri çeşitli araştırmaların konusu olmuştur.

Mayhew ve Kusy (44), Nitinol ve Titanol üzerinde uyguladıkları üç sterilizasyon yönteminin (sıcak hava, formaldehid-alkol buharı ve buharlı otoklav) bu tellerin çekme dayanıklılığı, uzama miktarı ve elastik deformasyondaki çekme dayanıklılığı gibi fiziksel özelliklerinde hiç bir farklılık meydana getirmediğini belirtmektedirler. Çalışmada incelenen yüzey özelliklerinde de tellerin korozyona uğradığını gösteren hiçbir bulguya rastlanmamıştır. Yukarıda belirtilen sterilizasyon yöntemlerinin birçok ortodonti kliniğinde mevcut olmaması yüzünden bu yöntemlerin pratiğe uygulanması da güçtür. Bu nedenle, aynı tellerin soğuk dezenfektan solüsyonlar (%2'lik asidik glüteraldehid, klorin dioksit ve iodoform) kullanılarak dezenfekte edilmesi sonrasında yapılan benzer testlerde de hiçbir fiziksel özellik değişimi ve korozyon göstergesine rastlanmamıştır (45).

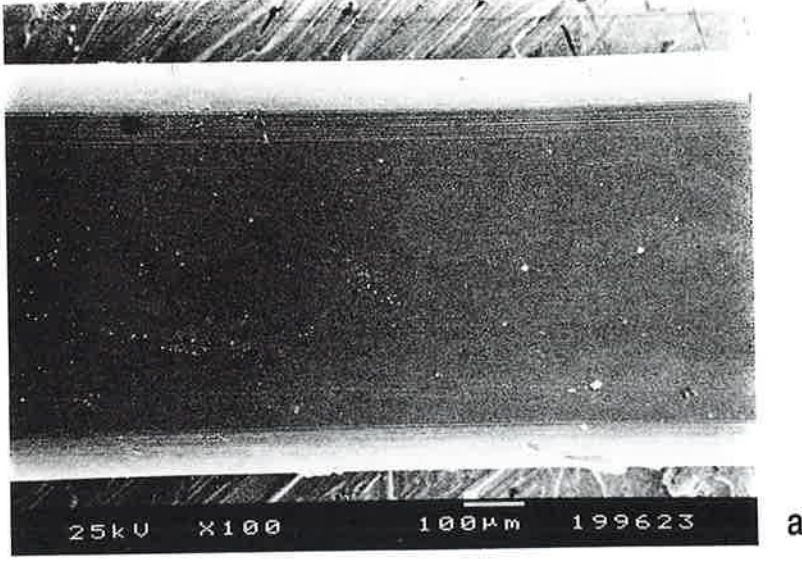
Buna karşılık, ağız sıvıları veya klorlu solüsyonların Nitinol üzerindeki etkisini inceleyen bazı in vivo ve in vitro çalışmalarda bu telin pitting korozyona hassas olduğu ve özellikle uzun süreli kullanımı sonucunda bazı fiziksel özelliklerinde azalma meydana geldiği belirtilmektedir (27, 46-51).

Sonuç olarak, NiTi teller sterilize edilip klinikte yeniden kullanılabilir ancak uzun süreli kullanımda bu tellerin klinik performanslarında düşme olacağı ve ağızda kırılma olasılıklarının artacağı hesabedilmelidir.

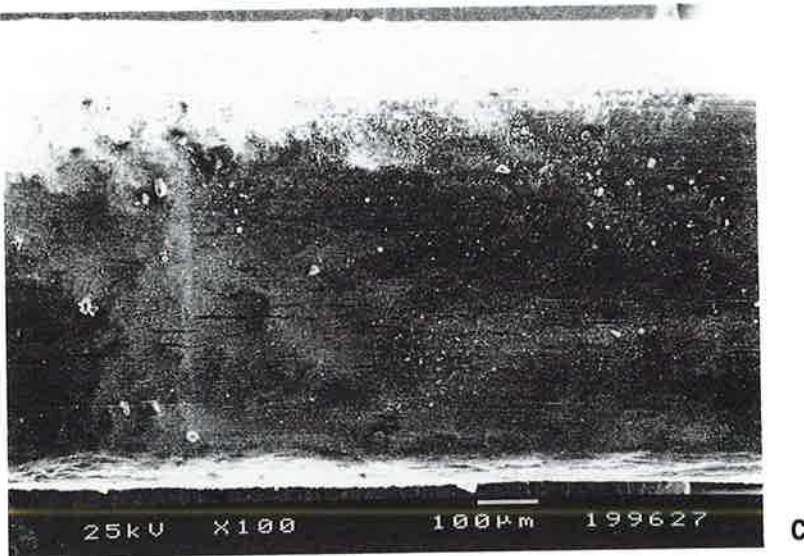
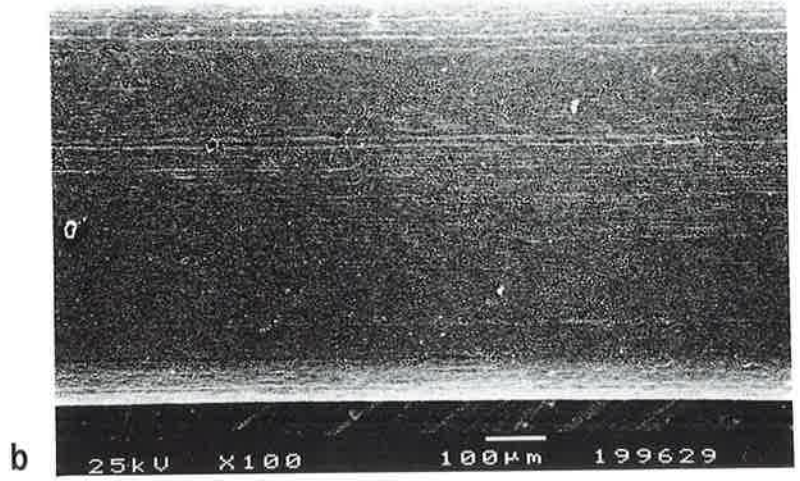
β -Titanium (TMA Titanium Molibdenium Alloy) Teller

β -Titanium teller, ilk olarak 1979 yılında Burstone ve Goldberg (52), tarafından ortodonti dünyasına tanıtılmıştır. Bu teller, elastikiyet özellikleri itibarıyla paslanmaz çelik ile nikel titanyum teller arasında yer alır. TMA, elastikiyeti NiTi tellere yakın olmasına rağmen iyi bir "şekil verilebilme" (formability) özelliğine sahiptir. Üzerine punta ve lehim yapılabilir. Bu telin elastikiyet modülü Nitinol'ün yaklaşık olarak iki katı, paslanmaz çelik telin ise üçte biri kadardır (10, 13, 52). Ayrıca, bu tel alaşımlarının doku uyumunun da iyi olduğu belirtilmektedir (53). Yukarıda sayılan özellikleri nedeniyle TMA, klinikte arzu edilen hafif ve uzun süreli kuvvet uygulama özelliklerine sahip tel alaşımlarından biridir.

TMA teller, paslanmaz çelik ve Nikel titanyum tel alaşımlarına oranla daha fazla yüzey pürüzüne ve çok daha yüksek sürtünme değerlerine sahiptir (Resim 2 a,b ve c). Bu nedenle, kaydırma mekanikleri yerine sürtünmesiz çalışan bölümlü ark mekaniklerinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak, son yıllarda bu teller üzerinde yapılan çalışmalarda iyon implantasyonu yöntemi ile



Resim 2. Paslanmaz çelik (a), nikel titanyum (b) ve TMA (c) tellerin SEM (Scanning Electron Mikroskop) görüntüleri. Paslanmaz çeliğin en düz, TMA'nın en pürüzlü yüzeye sahip olduğu dikkati çekmektedir.



materyalin yüzey sertliği artırılmış ve yüzey pürüzleri azaltılarak sürtünme değerleri paslanmaz çelik tellerle kıyaslanabilecek değerlere ulaştırılmıştır. Yüzeyleri işlenmiş TMA tellerin, paslanmaz çelik tellere göre iki kat daha fazla geri yaylanma özelliği göstermesi nedeniyle braketler arası seviye farklarının fazla olmadığı olgularda seviyeleme ark teli olarak kullanılabilmesi belirtilmektedir. Bu yeni teller üzerinde, edgewise tekniğinin gerektirdiği tip back, loop ve ark formu bükümlerinin gerçekleştirilebileceği hatta bu tellerin bitirme arkı olarak bile kullanılacakları iddia edilmektedir (54-56). Yeni TMA teller hakkındaki bilgiler henüz çok yeni ve sınırlı olduğundan bu iddiaların klinik olarak ne derecede gerçeği yansıttığının belirlenmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Fiber optik - Plastik teller

Fiber optik-plastik teller, estetik amaçlarla geliştirilmiş ve ilk olarak 90'lı yılların başlarında Optiflex (Ormco) adıyla piyasaya sunulmuş şeffaf yapıdaki tellerdir. Bu teller, 0.008" çaplı fiber optik camdan oluşan bir iç yapının etrafına bir yapıştırıcı ve bir naylon tabakasının kaplanmasıyla oluşturulmuştur (10). Naylon tabakanın rolü, içteki cam yapıyı braket oluşunun mekanik aşındırmasına ve ağızdaki suyun hidrolitik etkisinden gelen kimyasal ataklara karşı korumaktır (56-58). Bu tellerin katılığı diğer birçok tel materyalinden çok daha düşüktür. Sürtünme değerleri açısından da yine birçok seviyeleme ark telinden daha düşük değerlere sahiptir (59). Bununla birlikte, bu telin kullanımı bugüne kadar yaygınlaşmamıştır. Bunun en büyük nedeni bu telin dayanıklılığının çok düşük olması olsa gerektir. Kliniğimizde gerçekleştirilen ve seviyeleme ark tellerinin fiziksel özelliklerinin deneysel ve klinik olarak incelendiği karşılaştırmalı bir çalışmada Optiflex'in, test edilen toplam 13 seviyeleme ark teli içinde en düşük dayanıklılığa sahip olduğu saptanmıştır (59) (Tablo 6). Bu telin, klinik

Tablo 6. Seviyelemede kullanılan ark tellerinin dayanıklılıklarına göre sıralanması. Test edilen toplam 13 seviyeleme ark teli içinde Optiflex'in en düşük Australian Wire'in en yüksek dayanıklılığa sahip olduğu görülmektedir (59).

Materyal Adı	Sıralanmış		
	Maksimum Kuvvet Değerleri (N)		
Optiflex	0.08		
Memoflex Coaxial	0.16		
Dentaflex Coaxial	0.31		
Dentaflex Triple Str.	0.34		
35°C CopperNiTi	0.62		
Orthonol	0.87		
Rematitan 'Lite'	0.88		
Sentalloy	0.92		
Ti, Memory Wire F.1	0.93		
Align NiTi	0.98		
Ti, Memory Wire F, II	1.03		
Align SE	1.08		
Australian Wire	2.54		

uygulamalarda, çapraşıklık gösteren dişlerin braketleri içinden geçirildiğinde kolaylıkla kırılması da bu bulguyu desteklemektedir. Bununla birlikte, bu teller hakkında literatürde çok sınırlı bilgi mevcuttur. Bu nedenle bu teller konusunda da yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kompozit teller

Son yıllarda geliştirilmekte olan tel materyallerinden bir başkası da kompozittir. Bu teller de, elyaftan oluşan bir iç yapının üzerinin kompozit kaplanmasıyla oluşmuştur. Kompozit tellerin katılığı fiber optik-plastik tellere oranla daha yüksek olmakla birlikte kırılabilirliği de oldukça fazladır. Bu nedenle bu teller de henüz gelişme aşamasındadır (16).

Klinikte tel seçimi

Ortodontist tel seçimi yaparken yalnız yukarıda anlatılan tel özelliklerini değil aynı zamanda maloklüzyonun şiddeti, yaptırmak istediği diş hareketinin tipi, kullandığı tedavi yöntemi (çekimli-çekimsiz) gibi faktörleri de göz önünde tutar. Bu bölümde, klinikte tel seçimini etkileyen çeşitli faktörler tartışılacaktır.

Ortodontik apareylerde kullanılan çeşitli tellerden beklenen özelliklerden bazıları şunlardır:

- Yeterince esnek olmalı, kolayca deforme olmamalı,
- Bükülme kolaylığı olmalı, kolayca şekil verilebilmeli,
- Dayanıklı olmalı, kolaylıkla kırılmamalı,
- Ağız sıvılarından, asitlerden ve diğer kimyasal maddelerden etkilenmemeli, korozyona uğramamalı, paslanmamalı, renklenmemeli, oksitlenmemeli,
- Fiyatı uygun olmalı,
- Yeniden kazanılabilmeli,
- Piyasada kolayca bulunabilmeli,
- Estetik olmalı,
- Sıcak soğuk gibi ortam şartlarından olumsuz olarak etkilenmemeli.

Tel alaşımlarının karşılaştırılması

Literatürde, Kusy (61) tarafından gerçekleştirilen ve paslanmaz çelik, NiTi, TMA ve çok sarımlı tellere ait bükülme ve burulma (torsion) özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelendiği bir çalışmada ilgi çekici bulgular elde edilmiştir (Tablo 7-9).

Çalışmadan çıkan sonuçlara göre;

- 0.018" x 0.018" NiTi - 0.014" SS (paslanmaz çelik) çifti ile 0.018" NiTi - 0.012" SS çiftine ilişkin değerler birbirine çok yakındır. Bu değerlere göre, kare kesitli olan 0.018" x 0.018" NiTi, 0.012" SS telin yerine kullanılabilir. Bu sonuç iki yönden önemlidir. Birincisi, bir telin bükülme katılığının yalnız tel çapıyla değil telin materyaliyle de ilgili olduğunu göstermesi,

ikincisi, ince paslanmaz çelik tellerle aynı bükülme katılığı gösteren ancak farklı materyalden yapılmış köşeli tellerin aynı amaçla örneğin seviyeleme- nin başında kullanılabileceği fikridir.

- 0.012" SS;0.018" NiTi ve 0.016" TMA ile, 0.014" SS ise 0.018" x 0.018" NiTi ve 0.018" TMA ile eşdeğer olarak görünmektedir. Dikkat edilirse, aynı çaplı SS tele karşılık gelen NiTi ve TMA teller arasında bir çap kadar fark

Tablo 7. Paslanmaz çelik ve nikel titanyum tellerin bükülmede gösterdikleri elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (61).

Old wire S.S.	New wire Ni-Ti	Elastic property ratios		
		Strength	Stiffness	Range
0.0175 (3 x 0.008)	0.016	(1.7)	(0.9)	(1.9)
0.012	0.018	2.2	0.8	2.6
0.014	0.018 x 0.018	2.3	0.8	3.0
0.016	0.017 x 0.025	2.8★ 1.9†	1.1 0.5	2.5 3.7
0.018	0.021 x 0.025	2.5★ 2.1†	0.9 0.6	2.8 3.3

★Edge

† Flat

Tablo 8. Paslanmaz çelik ve beta titanyum tellerin bükülmede gösterdikleri elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (61).

Old wire S.S.	New wire β-Ti	Elastic property ratios		
		Strength	Stiffness	Range
0.0175 (3 x 0.008)	None	-	-	-
0.012	0.016	1.4	1.1	1.3
0.014	0.018	1.3	0.9	1.4
0.016	0.017 x 0.025	2.7★ 1.8†	2.4 1.1	1.1 1.7
0.018	0.019 x 0.025	2.1★ 1.6†	1.7 1.0	1.3 1.7

★Edge

† Flat

Tablo 9. Paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum tellerin burulmada gösterdikleri elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (61).

Old wire S.S.	New wire	Elastic property ratios		
		Strength	Stiffness	Range
0.019 x 0.026	0.019 x 0.025 Ni-Ti	0.8	0.1	5.4
0.019 x 0.026	0.021 x 0.025 Ni-Ti	0.9	0.2	5.3
0.019 x 0.026	0.019 x 0.025 β-Ti	0.6	0.3	2.0

vardır. Bunun nedeni, TMA tellerin esnekliğinin NiTi tellerden daha az olmasıdır. 0.016" ve 0.018" TMA'nın dayanıklılık ve çalışma aralığı değerleri SS tellerden % 30 ve % 40 kadar daha fazladır, 0.016" ve 0.018" NiTi tellerin dayanıklılık ve çalışma aralığı değerleri ise SS tellere göre sırasıyla % 70, % 90 ve % 120, % 160 kadar daha fazla bulunmuştur. Bu sonuçlar, NiTi tellerin TMA tellerden ne kadar daha fazla dayanıklılığa ve çalışma aralığı değerlerine sahip olduklarını göstermektedir.

- Çalışmada, köşeli tellerin katılıkları birinci ve ikinci düzende ayrı ayrı değerlendirilmiştir. NiTi tellerin değerlendirildiği tablo 7'ye göre 0.016" SS; 0.017" x 0.025" NiTi ile, 0.018" SS ise 0.021" x 0.025" NiTi ile eşdeğer olarak görülmektedir. Buna göre, **birinci düzendeki katılık her kombinasyonda ikinci düzendeki katılıktan fazladır** (bkz. tellerin eylemsizlik momenti). Bunun klinik uygulamadaki önemi şudur: Köşeli NiTi tellerle ark formunu 0.016" ve 0.018" çaplı SS tellerle olduğu kadar korumak mümkündür. Dahası, NiTi tellerin ikinci düzendeki katılığı SS tellerin yaklaşık yarısı kadar (0.5 ve 0.6), çalışma aralıkları da SS tellerin 3.7 ve 3.3 katı kadar fazla olduğundan, NiTi tellerle bir taraftan ark formu korunurken diğer yandan ikinci düzende uzun süreli diş hareketi gerçekleştirmek mümkün olmaktadır.
- Tablo 9'da 0.019" x 0.026" çaplı SS tellerle eşdeğer NiTi ve TMA tel kombinasyonlarına ait burulma özellikleri görülmektedir. NiTi ve SS tellere ilişkin dayanıklılık oranları birbirine çok yakınken (0.8 ve 0.9) çalışma aralığı oranları oldukça farklıdır (5.4 ve 5.3). Burada düşündürücü olan NiTi ile SS tellerin dayanıklılık değerleri benzerken NiTi tellerin neden çok daha zor tork aldıklarıdır. Kusy (61), NiTi tellerin, yapılarından kaynaklanan düşük katılık, yüksek elastikiyet ve zayıf şekil verilebilme özellikleri nedeniyle kolaylıkla tork almadığını, buna karşılık bükümler sırasında ortaya çıkabilecek aşırı bükülme gerilmelerini ortadan kaldıracı uygun aletlerin kullanılmasıyla bunun gerçekleşebileceğini belirtmektedir.

Çok sarımlı teller ile çeşitli boyutlara sahip diğer tel alaşımları arasında yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada 0.0175" (3x0.008") çaplı üç sarımlı telin 0.010" çaplı tek parça paslanmaz çelik ve 0.016" çaplı NiTi telle benzer katılık değerlerine sahip olduğu belirlenmiştir (Tablo 10 ve 11) (24). Dayanıklılık söz konusu olduğunda ise çok sarımlı teller, 0.010" paslanmaz çelik tellerden %22 daha dayanıklı bulunmuştur. 0.016" NiTi teller ise 0.0175" çok sarımlı tellerin yaklaşık 2 katı dayanıklılığa, 1.6 katı çalışma aralığına sahiptir.

Çok sarımlı teller 0.016" çaplı TMA tellerle karşılaştırıldığında ise (Tablo 12) TMA tellerin 2.4 kat daha katı olduğu, dayanıklılığının da çok sarımlı tellerden 1.7 kat daha fazla olduğu görülmektedir.

Çalışmadan çıkan ilginç bir sonuç, 3 adet 0.008" çaplı paslanmaz çelik telin bir-biri üzerine sarılmasıyla üretilen 0.0175" çok sarımlı tel ile 0.018" düz paslanmaz çelik teller arasında çap dışında hiçbir benzerlik bulunmamasıdır. 0.018" düz paslanmaz çelik çok sarımlı tele oranla 11 kat daha fazla katılık gösterirken yaklaşık 4.6 kat daha fazla dayanıklılığa sahiptir (Tablo 10).

Tablo 10. Paslanmaz çelik teller ile üç sarımlı (3x0.008") 0.0175" paslanmaz çelik tellerin elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (24).

X S.S.	Y S.S.	Bending		
		Strength	Stiffness	Range
3 x 0.008" (0.0175")	0.010"	0.78	1.0	0.76
	0.012	1.4	2.2	0.63
	0.014	2.2	4.0	0.54
	0.016	3.2	6.8	0.47
	0.018	4.6	11.0	0.42
	0.020	6.3	17.0	0.38
	0.016 x 0.016	5.5	12.0	0.47
	0.017 x 0.017	6.5	15.0	0.44
	0.016 x 0.022 (e)★	10.0	30.0	0.34
	(f)†	7.5	16.0	0.47
	0.018 x 0.022 (e)	12.0	34.0	0.34
	(f)	9.5	23.0	0.42
	0.017 x 0.025 (e)	14.0	47.0	0.30
	(f)	9.6	22.0	0.44
	0.018 x 0.025 (e)	15.0	50.0	0.30
	(f)	11.0	26.0	0.42
	0.019 x 0.026 (e)	17.0	59.0	0.29
	(f)	13.0	31.0	0.40
	0.021 x 0.025 (e)	17.0	58.0	0.30
	(f)	15.0	41.0	0.36

★(e) : Edgewise

† (f) : Flatwise

Tablo 11. Nikel titanyum teller ile üç sarımlı (3x0.008") 0.0175" paslanmaz çelik tellerin elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (24).

X S.S.	Y Ni-Ti	Bending		
		Strength	Stiffness	Range
3 x 0.008" (0.0175")	0.016"	1.8	1.2	1.6
	0.018	2.6	1.9	1.4
	0.020	3.6	2.9	1.3
	0.018 x 0.018	4.4	3.2	1.4
	0.016 x 0.022 (e)★	5.9	5.2	1.1
	(f)†	4.3	2.7	1.6
	0.017 x 0.025 (e)	8.1	8.1	1.0
	(f)	5.5	3.7	1.5
	0.019 x 0.025 (e)	9.0	9.0	1.0
	(f)	6.9	5.2	1.3
	0.021 x 0.025 (e)	10.0	10.0	1.0
	(f)	8.4	7.0	1.2

★(e) : Edgewise

† (f) : Flatwise

Tablo 12. Beta titanyum teller ile üç sarımlı (3x0.008") 0.0175" paslanmaz çelik tellerin elastikiyet özelliklerinin karşılaştırılması (24).

X	Y	Bending		
		Strength	Stiffness	Range
3 x 0.008" (0.0175")	0.016"	1.7	2.4	0.71
	0.018	2.5	3.9	0.63
	0.017 x 0.017	3.5	5.3	0.67
	0.016 x 0.022 (e)★	5.6	11.0	0.52
	(f)†	4.0	5.7	0.71
	0.017 x 0.025 (e)	7.6	17.0	0.45
	(f)	5.2	7.8	0.67
	0.019 x 0.025 (e)	8.5	19.0	0.45
	(f)	6.5	11.0	0.60
	0.021 x 0.025 (e)	9.4	21.0	0.45
(f)	7.9	15.0	0.54	

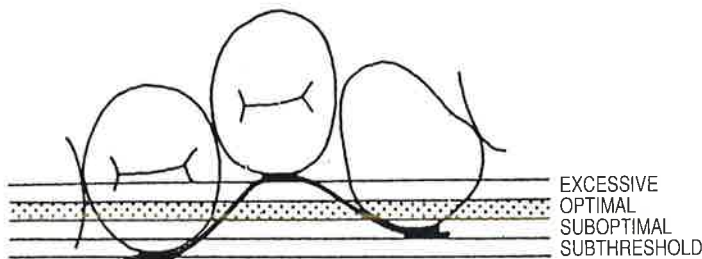
★(e) : Edgewise

† (f) : Flatwise

Çok sarımlı tellerin sürtünme değerlerinin de diğer birçok tel alaşımından daha düşük olduğu, bunun nedeninin, bu tellerin gerek yüzey topografileri gerekse yüksek elastikiyetleri nedeniyle braket kenarlarından atlayarak ligatür ile braket arasına sıkışmaktan kurtulabilmeleri olduğu belirtilmiştir (62).

Gerek yukarıda belirtilen nedenlerle gerekse maliyetlerinin NiTi tellere göre daha düşük olması sebebiyle çok sarımlı tellerin seviyelemelerde kullanılacak çok uygun tel tipleri olduğunu söylemek mümkündür. Bununla birlikte, dayanıklılıklarının az olması ve özellikle çiğneme kuvvetlerinden kolayca etkilenecek plastik deformasyona uğramaları bu tellerin en büyük dezavantajlarını oluşturmaktadır.

Optimal düzeyde diş hareketi elde edebilmek için hafif ve sürekli kuvvet uygulanması gerektiği daha önceki bölümlerde açıklanmıştır. Burstone (26), bir dişin kavis üzerine getirilmesi için brakete bağlanan telin deaktivasyonu sırasında diş üzerine dört farklı kuvvet şiddeti uygulanabildiğinden söz etmektedir. Başta aşırı gibi görünen kuvvet miktarı dişin hareketiyle birlikte azalır ve önce optimal düzeye daha sonra da sırasıyla suboptimal ve eşik altı düzeye iner (Şekil 2-16). Aşırı kuvvet düzeyinde diş çevresi dokularda indirekt rezorpsiyon ve doku harabiyeti ortaya çıkarken dişin hareketiyle birlikte telin aktivasyonu da



Şekil 2.16. Kavis dışında yer alan bir dişe bağlanan tel deaktive olduğunda diş üzerine dört farklı kuvvet düzeyi uygulanma olasılığı vardır. Tel ilk bağlandığında aşırı olan kuvvet şiddeti diş hareket ettikçe önce optimal daha sonra suboptimal düzeye iner. Diş, kavisteki yerini aldığı anda ise, kuvvet eşik altı düzeye kadar düşmüştür (26).

azalır ve kuvvet optimal düzeye iner. Böylece dişte optimal hareket gözlenebilir. Dişin daha da ileri hareketi sonucunda telin aktivasyonu iyice azalır ve nihayet aktivasyonun ortadan kalkmasıyla birlikte diş hareketi de durur. Pratikte ortodontist, kuvvetin optimal ve suboptimal düzeylerde kalması için çaba göstermelidir. Bu nedenle tel seçimini, istediği diş hareketine ve kuvvet şiddetine uygun şekilde yapabilmelidir.

Tellerin seçiminde kullanılan en önemli kriter hiç şüphesiz telin katılığı (stiffness) ya da yük/esneme oranıdır (load/deflection rate). Bir sabit apeyin katılığı iki faktörle belirlenir. Birinci faktör apeyin planlamasıyla ikinci faktör ise telle ilgilidir. Bir başka deyişle, bir apeyin katılığı, apey planlamasına bağlı olan katılık ile telin katılığının çarpımına eşittir. Apey planlamasına bağlı olan katılık, tel üzerine bükülen looplar ya da braketler arası mesafe gibi faktörlere bağlıdır. Looplar eklenmesi ya da braketler arası mesafenin artırılması apeyin katılığını azaltır. Telin katılığı ise çap ve materyal ile ilişkilidir (26).

Değişken çap ortodontisi

Ortodonti pratiğinde, dişlere uygulanacak kuvvetlerin belirlenmesinde uzun yıllardır kullanılan ana kriter tel çapı olmuştur çünkü ikinci dünya savaşından bu yana ortodonti pratiğine paslanmaz çelik teller egemen olmuştur. Kobalt-krom alaşımları paslanmaz çelikle benzer fiziksel özelliklere sahip olmakla birlikte kullanım alanları çok sınırlı kalmıştır. Paslanmaz çelik tellerle çalışan ortodontist, tedavi boyunca kuvvet düzeyini optimalde tutmak amacıyla inceden kalına doğru değişen çaplarda teller kullanır. Buna **değişken çap ortodontisi** adı verilmektedir (26). Ortodontist, telin elastikiyetini artırmak amacıyla yaptığı loop bükümleriyle zaman zaman apey planlamasında da değişiklikler yapar. Bilindiği gibi bir telin uyguladığı kuvvet, çapının dördüncü kuvveti ile doğru orantılı olarak artar. Bu demektir ki, tel çapındaki küçük değişimler bile kuvvet şiddetini önemli ölçüde etkiler.

Tellerin eylemsizlik momenti de bir çap özelliğidir ve telin yuvarlak ya da köşeli olmasına bağlı olarak farklı ve karmaşık formüllerle ifade edilir (bkz. girişler). Dikdörtgen kesitli tellerde telin kısa ve uzun kenarlarının eylemsizlik momentleri farklılık gösterir. Yani dikdörtgen kesitli bir telin birinci düzendeki eylemsizlik momenti ile ikinci düzendeki eylemsizlik momenti birbirinden farklıdır. Dolayısıyla dikdörtgen kesitli tellerde birinci düzendeki bükülme katılığı ikinci düzendeki bükülme katılığına oranla daha yüksektir. Bu, pratikten de bildiğimiz bir konudur. Aynı materyalden yapılmış dikdörtgen kesitli teller yuvarlak kesitli tellere oranla arkın transversal yöndeki stabilitesini daha fazla korur. Premolar rotasyonu gibi birinci düzendeki diş hareketlerinde dikdörtgen kesitli bir telin esnetilerek braket içine yerleştirilmesi yuvarlak kesitli bir tele oranla çok daha zordur hatta çoğunlukla olanaksızdır. Böyle bir durumda tel ya bir elastik ligatür yoluyla uzaktan bağlanır ya da tel daha fazla zorlanırsa braket kopar. Telin elastik ligatürle uzaktan bağlanması rotasyonun düzelmesini geciktirir. Çünkü telin braket oluşu içine sıkı şekilde oturtulması en az iki bazen daha fazla sayıda aktivasyon gerektirebilir. Oysa, yuvarlak kesitli bir telin brakete

sıkı şekilde bağlanması hem daha az kuvvet gerektirir hem de rotasyonun düzelmesi telin elastikiyeti sebebiyle daha kısa sürede gerçekleşir.

Tel çapıyla ilgili formüllerin karmaşıklığı, pratikte uygun tel katılığını belirlemeyi ve tel seçimini zorlaştırmaktadır. Dr. Burstone, bu konuya pratik bir çözüm getirmek amacıyla aynı materyale sahip tellerde her çap için birer katılık numarası ortaya koyarak tablolar hazırlamıştır (Tablo 13 ve 14). Buna göre, 0.004" (0.1 mm.) çapındaki telin çap katılık numarası 1 olarak kabul edilmiş, diğer çaptaki tellere ilişkin değerler buna göre değerlendirilmiştir. Örneğin 0.014" çaplı telin çap katılık numarası 150.06'dır. Bu, aynı miktar aktivasyon için 0.014" çaplı telin 0.004" çaplı tele oranla 150 kat daha fazla kuvvet vereceği anlamına gelmektedir. Bunun gibi, tablo 14'te köşeli tellerde de birinci ve ikinci düzendeki çap katılık değerleri görülmektedir. Ortodontist bu değerlere bakarak tel seçimini daha kolay yapabilir. Dikkat edilirse, tabloda ortaya konan çap katılık değerleri, tel çapı arttıkça artmaktadır. Bu da zaten çoğu ortodontist tarafından uzun yıllardır uygulanan yöntemdir. Burada Dr. Burstone tarafından yapılan, değişken çap ortodontisini daha somut ve pratik bir şekilde getirmektedir.

Tablo 13. Yuvarlak tellerin çap katılık numaraları (26).

Cross section		C _S
(Inches)	(mm.)	
0.004	0.102	1.00
0.010	0.254	39.06
0.014	0.356	150.06
0.016	0.406	256.00
0.018	0.457	410.06
0.020	0.508	625.00
0.022	0.559	915.06
0.030	0.762	3.164.06
0.036	0.914	6.561.00

Tablo 14. Dikdörtgen ve kare kesitli tellerin çap katılık numaraları (26).

Shape	Cross section		C _S	
	(Inches)	(mm.)	1st order	2nd order
Rectangular	0.010 x 0.020	0.254 x 0.508	530.52	132.63
Rectangular	0.016 x 0.022	0.406 x 0.559	1129.79	597.57
Rectangular	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1865.10	966.87
Rectangular	0.021 x 0.025	0.533 x 0.635	2175.95	1535.35
Rectangular	0.0215 x 0.028	0.546 x 0.711	3129.83	1845.37

Shape	Cross section		C _S
	(Inches)	(mm.)	
Square	0.016 x 0.016	0.406 x 0.406	434.60
Square	0.018 x 0.018	0.457 x 0.457	696.14
Square	0.21 x 0.021	0.533 x 0.533	1289.69

Değişken modül ortodontisi

Tellerin materyal özellikleri esneklik modülü ya da Young modülü ile belirlenir. Yukarıda açıklanmaya çalışıldığı gibi, yıllardır paslanmaz çelik gibi aynı esneklik modülüne sahip teller kullanıldığından telin katılığının değiştirilmesi için kullanılan ana kriter tel çapıydı. Günümüzde ise, paslanmaz çelik ya da benzer katılığa sahip olan kobalt-krom alaşımlarının dışında aynı çapta ancak farklı materyal özelliklerine yani değişken esneklik modüllerine sahip tellerin kullanılmasıyla çok daha düşük katılık ve çok daha fazla çalışma aralığı değerleri elde edilebilmektedir. Buna da **değişken modül ortodontisi** adı verilmektedir. Yukarıda tel çapıyla ilgili olarak ortaya konan çap katılık numaralandırmasının benzeri olarak tel materyallerinin elastiklik modüllerini temel alan tablolar yine Dr. Burstone tarafından hazırlanmıştır (26).

Materyal katılık numarası materyalin katılık değerini gösterir. Paslanmaz çelik en çok kullanılan materyal olduğuna göre materyal katılık numarası da 1 olarak kabul edilmiştir. Tablo 15'te paslanmaz çelik, kobalt-krom (Elgiloy), NiTi,

Tablo 15. Çeşitli materyal ve çapa sahip düz tellerin materyal, çap ve tel katılık numaraları (26).

Wire type	Cross section (inches)	Cross section (mm.)	Order	M_S	C_S	$W_S (M_S \times C_S)$
S.S.	0.009	0.229	-	1.00	25.63	25.63
S.S.	0.012	0.305	-	1.00	81.00	81.00
S.S.	0.014	0.356	-	1.00	150.06	150.06
S.S.	0.016	0.406	-	1.00	256.00	256.00
S.S.	0.018	0.457	-	1.00	410.06	410.06
S.S.	0.020	0.508	-	1.00	625.00	625.00
TMA	0.016	0.406	-	0.42	256.00	107.52
Nitinol	0.016	0.406	-	0.26	256.00	66.56
TMA	0.018	0.457	-	0.42	410.06	172.23
Nitinol	0.018	0.457	-	0.26	410.06	106.62
TMA	0.016 x 0.020	0.406 x 0.508	1st	0.42	848.83	356.51
TMA	0.016 x 0.020	0.406 x 0.508	2nd	0.42	543.15	228.16
TMA	0.016 x 0.022	0.406 x 0.556	1st	0.42	1129.79	474.51
TMA	0.016 x 0.022	0.406 x 0.556	2nd	0.42	597.57	250.98
S.S.	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	1.00	1865.10	1865.10
S.S.	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	1.00	966.87	966.87
TMA	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	0.42	1865.10	783.34
TMA	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	0.42	966.87	406.08
Nitinol	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	0.26	1865.10	484.93
Nitinol	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	0.26	966.87	251.38
EB	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	1.19	1865.10	2219.47
EB	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	1.19	966.87	1150.57
EB ★	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	1.22	1865.10	2275.42
EB ★	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	1.22	966.87	1179.58
S.S.	0.021 x 0.025	0.533 x 0.635	1st	1.00	2175.95	2175.95
S.S.	0.021 x 0.025	0.533 x 0.635	2nd	1.00	1535.31	1535.31

★Heat-treated

S.S. : Stainless steel.

EB : Elgiloy blue.

TMA tellerin Tablo 16'da çok sarımlı tellerin göreceli materyal katılık numaraları yer almaktadır. Belirli bir tel için, hem çap katılık numarası hem de materyal katılık numarası mevcut olduğuna göre, bu iki değer çarpımı o telin katılık numarasını belirler. Buna göre, 0.016" çaplı bir paslanmaz çelik telin katılık numarası 256 iken aynı çaplı NiTi telin katılık numarası (66.56) bunun yaklaşık dörtte biridir. Pratik olarak bunun anlamı, 0.016" çaplı NiTi telin aynı çaplı paslanmaz çelikten dört kat daha esnek olduğu ya da aynı miktar aktivasyon için paslanmaz çelik tele göre 1/4 kadar kuvvet uyguladığıdır (Tablo 15).

Değişken modül ortodontisinde-çaptan bağımsız olarak-tel materyalini değiştirmek suretiyle tellerin katılık değerlerini değiştirmek mümkündür. Örneğin, 0.016" çaplı paslanmaz çelik tel ile 0.018" x 0.025" çaplı NiTi telin ikinci düzendeki katılığı aynı iken (256.00 ve 251.38), 0.019" x 0.025" çaplı çok sarımlı telin ikinci düzendeki katılığı (78.46) 0.012" çaplı düz paslanmaz çelik telin katılığından (81.00) daha düşüktür (Tablo 15 ve 16).

Pratikte, aynı katılığa sahip iki telden daha kalın çaplı olanı her zaman daha fazla tercih edilir çünkü ince çaplı tel,braket oluşu içinde kalın çaplı tele oranla daha fazla hareket alanına sahiptir. Bu da telin diş üzerindeki hareket kontrolünün daha az olması demektir. Buna karşılık kalın teller braket oluşunu daha fazla doldurduklarından diş üzerindeki hareket kontrolü daha fazla olur. Bu nedenlerle, ince çaplı tellerle başlanan seviyeleme döneminde ana amaçlardan biri mümkün olan en kısa sürede-dişler üzerinde kuvvet ve hareket kontrolü sağlayan-kalın çaplı tellere geçmektir. Aynı düşünce, looplu arklar için de geçerlidir (bkz. seviyeleme).

Tablo 16. Çeşitli materyal ve çapa sahip çok sarımlı tellerin materyal, çap ve tel katılık numaraları (26).

Wire type	Cross section (inches)	Cross section (mm.)	Order	M _S	C _S	W _S (M _S x C _S)
D-rect	0.016 x 0.022	0.406 x 0.559	1st	0.036	1129.79	40.67
D-rect	0.016 x 0.022	0.046 x 0.559	2nd	0.050	597.57	29.88
D-rect	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	1st	0.048	1865.10	89.52
D-rect	0.018 x 0.025	0.457 x 0.635	2nd	0.078	966.87	75.41
D-rect	0.019 x 0.025	0.483 x 0.635	1st	0.056	1968.71	110.25
D-rect	0.019 x 0.025	0.483 x 0.635	2nd	0.069	1137.13	78.46
D-rect	0.021 x 0.025	0.533 x 0.635	1st	0.060	2175.35	130.56
D-rect	0.021 x 0.025	0.533 x 0.635	2nd	0.065	1535.35	99.80
Respond	0.0175	0.4445	-	0.069	366.36	25.28
Respond	0.0195	0.4953	-	0.082	564.80	46.31
Respond	0.0215	0.5461	-	0.068	834.69	56.76
Force-9	0.019 x 0.025	0.483 x 0.635	1st	0.162	1968.71	318.93
Force-9	0.019 x 0.025	0.483 x 0.635	2nd	0.135	11.37.13	153.51
Hi-T Twist-Flex	0.015	0.381	-	0.175	197.75	34.61
Hi-T Twist-Flex	0.0175	0.4445	-	0.168	366.36	61.55
Hi-T Twist-Flex	0.0195	0.4953	-	0.153	564.80	86.41
Hi-T Twist-Flex	0.0215	0.5461	-	0.204	834.69	170.28

Değişken modül ortodontisinin uygulanması, ortodontiste, 0.012", 0.014", 0.016", 0.018" gibi artan çaplarda tel kullanımı yerine, başlangıçtan itibaren braket oluşunu daha çok dolduran ve bu nedenle dişler üzerinde etkin hareket kontrolü sağlayan, daha uzun çalışma aralığına sahip -ancak farklı materyalden teller kullanma olanağı sunmaktadır. Yukarıdaki örnek ele alındığında, konvansiyonel 0.016" paslanmaz çelik telin kullanılma sırası geldiğinde onun yerine 0.018" x 0.025" NiTi teli kullanmak mümkün olur çünkü bu iki telin dişlere uyguladıkları kuvvet düzeyleri aynıdır. 0.018" x 0.025" çaplı bir telin dişler üzerindeki hareket kontrolü şüphesiz ki 0.016" çaplı yuvarlak bir tele oranla çok daha fazladır. Üstelik, 0.018" x 0.025" NiTi tel hem çalışma aralığı hem de dayanıklılık yönlerinden 0.016" paslanmaz çelik telden daha üstün özellikler göstermektedir. Bu nedenle bazı araştırmacılar seviyelemeye kalın, köşeli ve esnek tellerle başlanmasını önermektedirler (63). Şüphesiz, mekanik olarak bunun avantajları vardır ancak kanımızca tedaviye başlarken amaç çok hafif düzeyde kuvvetler kullanarak diş çevresinde doku reaksiyonunu başlatmak olmalıdır. Yukarıda sözü edilen köşeli teller hafif düzeyde kuvvet veriyor olsalar da, özellikle braketler arasında ciddi seviye farkları olan ve dişlerde eksen eğimi sorunları bulunan çapraşıklık olgularında dişlere arzu edilmeyen aktif kök hareketleri uygulayabilirler. Bu kuvvetlerin kök yüzeyine eşit şekilde yayıldığı düşünülse bile tork etkisiyle şiddeti önceden tam olarak belirlenemeyen kuron hareketleri ortaya çıkarak ankraj kayıplarına yol açabilir. Bu nedenle, böyle olgularda tedaviye, braket içinde üçüncü düzende kolaylıkla dönebilen ve dişleri hafif devrilme hareketleri ile genel kavis formu üzerine yönlendiren (0.012" NiTi ya da 0.0155" twist flex gibi) yuvarlak kesitli esnek tellerle başlamakta fayda vardır.

Seviyeleme başında dişler arasındaki seviye farkları ortadan kalktıkça tel de braket olukları içinden kayarak ilerler. Tel ile braket arasındaki temaslar sonucu bu materyaller arasında sürtünme kuvvetleri ortaya çıkar. Sürtünmenin fazla olması hareket kontrolünü zayıflatır ve ankraj kaybını kolaylaştırır. Tellerin yuvarlak kesitli ve ince çaplı olması tel ile braket oluşu arasındaki ilişkinin de daha gevşek olması yani, telin brakete giriş açısının daha az olması demektir. Bu da iki materyal arasındaki sürtünme miktarının az olmasına neden olur. Buna karşılık, erken dönemde kullanılan kalın ve köşeli teller ile braketler arasındaki sürtünme kuvvetleri şüphesiz ki daha yüksek olur. Özellikle NiTi ve TMA teller, yüzey pürüzlerinin fazlalığı nedeniyle daha fazla sürtünmeye neden olurlar. Bu da, kalın köşeli tellerin, seviyelemenin ilerleyen dönemlerinde kullanılması için önemli bir başka nedendir.

Bununla birlikte, esnek yuvarlak tellerle dişlerde kabul edilebilir bir seviye elde edildikten sonra 0.016" x 0.016" veya 0.016" x 0.022" Inguard NeoSent alloy (GAC) gibi yüzey pürüzleri azaltılmış ve hafif kuvvet veren köşeli NiTi tellerin uygulanması pratikte hem hasta konforu hem de tedavi süresinin kısalması yönlerinden avantajlı olabilir.

Bölümlü ark mekaniğinde kesici bölgesinin seviyelenmesine yuvarlak teller yerine uygun kalınlıkta köşeli arklarla başlamak avantajlıdır. Bunun nedeni,

eğimli olan kesici bölgesinde yuvarlak tellerin braket olukları içinde kolayca dönmesi ve sonuçta ön bölgede çadır şeklinde bir dizim meydana getirmesidir (Resim 3). Köşeli teller braketler içinde dönmeyeceği için bu yan etki oluşamaz. Bu amaçla kullanılabilir arklar $0.016'' \times 0.016''$ veya $0.016'' \times 0.022''$ çaplı NiTi, TMA ya da köşeli çok sarımlı tellerdir. Parça telin açıkta kalan uçları, yanak ve dudakları tahriş etmemesi için ateşte tavlansak içe doğru bükülür.

Sonuç

Paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımları benzer fiziksel özellikler göstermeleri nedeniyle aynı kategoride ele alınmaktadır. Bu tellerin kullanımı, son yıllarda geliştirilen yeni tel alaşımları nedeniyle azalmaktaysa da sahip oldukları üstün dayanıklılık, yüksek katılık ve iyi şekil verilebilme gibi fiziksel özellikleri ve ucuzlukları nedeniyle popülerliklerini hala korumaktadırlar. Bu alaşımlar, çok iyi ara dönem ve bitirme arkları olup boşlukların kapatılması, ark formunun korunması, eksen eğimlerinin düzeltilmesi ve tork kontrolü gibi mekaniklerin vazgeçilmez telleridir. Zayıf geri yaylanma, yüksek katılık ve düşük çalışma aralığı gibi özellikleri nedeniyle düz paslanmaz çelik veya kobalt krom tellerin seviyeleme amacıyla kullanımları günümüzde çok azalmıştır. Çok sarımlı paslanmaz çelik tellerin bu amaçla kullanımı daha yaygındır. Çok sarımlı teller, NiTi ve düz paslanmaz çelik tellere oranla daha düşük dayanıklılığa sahip olmalarına rağmen gerek yüksek elastikiyetleri ve geniş çalışma aralıklarıyla gerekse düşük sürtünme kuvvetleri göstermeleri ve ucuz olmaları nedeniyle seviyelemede tercih edilebilecek tellerdenidir. Bu tellerin en büyük sakıncası dayanıklılıklarının düşük olmasıdır. Bu teller, çiğneme kuvvetlerinden kolaylıkla etkilenmekte ve özellikle aşırı çapraşıklıklarda kolaylıkla plastik deformasyona



Resim 3. Yuvarlak bölümlü arklarla kesiciler seviyelenirken tel braket olukları içinde kolaylıkla dönerek çadır şeklinde bir dizim oluşmasına neden olur. Bunun önlenmesi ve kesici kavis formunun verilebilmesi için seviyelemenin esnek köşeli tellerle yapılması gerekir.

uğramaktadırlar. Bu nedenle böyle durumlarda yenilenmeleri gerekir ki bu da klinikte hasta başında zaman kaybı demektir.

Paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarının seviyelemede kullanılması için boylarının uzatılması yoluyla katılıklarının azaltılması gerekir. Bu sebeple üzerlerine looplar bükülür. Seviyeleme amacıyla kullanılan looplu arklar oldukça etkili mekanik düzenekler olmakla birlikte, ağızda yarattıkları hijyen ve tahriş sorunları ve hasta başında uzun zaman kaybına sebep olmaları nedeniyle yerlerini, aynı işi daha kısa sürede ve etkili şekilde gerçekleştiren farklı alaşımlardan düz tellere terketmektedirler. Bununla birlikte loop bükümleri, günümüzde de geçerliliğini korumakta ve seviyeleme amacı dışında kanin distalizasyonu, kesici retraksiyonu gibi çeşitli mekaniklerde sıklıkla kullanılmaktadır.

NiTi teller, düşük katılık, yüksek elastikiyet, geri yaylanma, dayanıklılık ve geniş çalışma aralığına sahip olmaları nedeniyle çok iyi başlangıç ark telleri olarak kabul edilirler. Bu teller, tedavinin ilerleyen dönemlerinde braket kopması vs. nedenlerle ortaya çıkan braketler arası seviye farklarının-ark formu bozulmadan-düzeltilmesi gibi işlemlerde de etkili şekilde kullanılabilirler. Üzerlerine büküm, punta ve lehim yapılamaması bu tellerin kullanımını sınırlamaktadır. Bu nedenle, her olguya uygun şekil ve boyutta hazır ark formunda alınıp kullanılmalrı gerekir.

TMA teller, katılık yönünden paslanmaz çelik ve kobalt krom alaşımları ile NiTi teller arasında yer alan, iyi şekil alabilen, geniş çalışma aralığı ve oldukça düşük katılık özelliklerine sahip alaşımlardır. TMA teller, yüksek sürtünme direnci göstermeleri nedeniyle seviyelemede tercih edilmezler. Son yıllarda yüzeylerinin iyon implantasyonu yöntemiyle işlenmesi sonucu seviyelemede de düz ark olarak kullanılabilirler belirtmekteyse de (54) bu konuda kesin yargıya varmak için klinik kullanımının yaygınlaşmasını beklemek gerekir. Konvansiyonel TMA teller, çok iyi ara dönem ve bitirme arkları olarak kabul edilebilirler. Yukarıda sayılan özellikleri nedeniyle bu teller, sürtünmesiz çalışan bölümlü ark mekaniklerinin vazgeçilmez tel materyalidir.

Fiber optik-plastik ve kompozit tellerin klinikte kullanımı henüz yaygın değildir. Bu nedenle bu konuda kliniğe yönelik olarak fikir yürütmek mümkün değildir. Kırılgan olmaları ve titanyum alaşımları gibi, kendisinden çok daha iyi özelliklere sahip metal alaşımı teller bulunması özellikle seviyeleme döneminde kullanımlarını sınırlamaktadır (59). Bugünkü koşullarda bu tellerin tercih edilmesinin tek nedeni estetik düşünce olabilir. Fiziksel özellikleri geliştirildiği takdirde ileride birçok popüler ark telinin yerini alacağı kesindir.

Teller arasında seçimi etkileyen en önemli faktörlerden biri de fiyatlarıdır. Paslanmaz çelik tellerle NiTi ve TMA tellerin fiyatları arasında birkaç kat fark olduğu düşünülürse paslanmaz çelik tellerin neden daha cazip olduğunu anlamak mümkündür. NiTi teller sterilize edilip yeniden kullanılabilirlerse de uzun süreli kullanımda bazı fiziksel özelliklerinde azalma olmaktadır. Ayrıca her uygulamışta gerek boylarının kısılması gerekse ağızda kırılma riskinin artması nedeniyle bu tellerin üçüncü defa kullanılması önerilmemektedir. Etkin klinik performansları dolayısıyla özellikle süperelastik NiTi teller birçok olguda kısa

sürede sonuç almaya yardımcı olduklarından fiyatlarını haketmektedirler. TMA teller ise, gerek yüksek fiyatları gerekse düz ark olarak kullanılmalarının yaygınlaşmaması nedeniyle şimdilik sadece bölümlü ark tekniğini uygulayanların tercih ettikleri tellerdir.

Sabit Ortodontide Kullanılan Kuvvet Elemanları

Ortodontide, hızlı ve optimal düzeyde doku cevabı elde edebilmek için optimal şiddette kuvvet uygulanması istenir. Örneğin, kanin distalizasyonunda önerilen optimal kuvvet düzeyi 150-200 g. civarındadır (64, 65). Bu amaçla kullanılan, özel tel bükümleri (looplar), yaylar, elastikler, magnetler gibi birçok aktif elemandan söz etmek mümkündür.

Sabit ortodontik aparentlerde kullanılan kuvvet elemanlarından beklenen özellikler şunlardır :

1. Optimum düzeyde, sabit ve sürekli kuvvet uygulamalı.
2. Hasta için hijyenik ve rahat olmalı.
3. Uygulanması kolay ve hasta başında harcanan süre kısa olmalı.
4. Aktivasyonu hastaya bağlı olmamalı.
5. Ekonomik olmalı (66).

Yukarıda tellerin özelliklerinden ve looplardan söz edildiğinden burada yeniden ele alınmayacaktır. Buna karşılık, sabit ortodontik aparentlerde kullanılan kuvvet elemanlarından sadece yaylar ve elastikler üzerinde durulacaktır.

Yaylar

Yaylar, yüksek elastikiyetleri nedeniyle oldukça sabit ve optimal düzeyde kuvvet uygulayan elemanlardır. Özellikle son yıllarda NiTi alaşımlarının piyasaya sürülmesiyle birlikte bu özellikleri geliştirildiğinden kullanımları daha da artmıştır.

Yaylar, tellerin boyunu uzatarak elastikiyetlerini artırmak amacıyla üretilen aktif elemanlardır. Sabit tedavi tekniklerinde uzun yıllardır sıklıkla kullanılmaktadırlar. Açık ve kapalı olmak üzere iki şekilde bulunurlar. Açık yaylar sıkıştırılarak aktive edilirler. Çapraşıklık açmak, molar ve kanin distalizasyonu, boşlukların korunması gibi amaçlarla kullanılırlar.

Kapalı yaylar ise açılarak aktive edilirler ve çoğunlukla kanin distalizasyonu ya da kesici retraksiyonu gibi boşluk kapatma mekaniklerinde kullanılırlar.

Yayların uyguladıkları kuvvet miktarını etkileyen alaşım, lümen çapı, tel çapı, sarımların eğim açısı (pitch angle), yayın uzunluğu gibi pek çok faktör vardır (67).

a. Alaşım

Günümüzde yaylar, paslanmaz çelik (SS), kobalt-krom-nikel (Co-Cr-Ni) ve nikel titanyum (NiTi) olmak üzere üç değişik alaşımdan imal edilmektedirler. Hangi materyalin daha uygun ve sürekli kuvvet uyguladığını belirlemek

amacıyla yapılan çalışmalarda çoğunlukla ağız ortamını taklit eden deneysel ortamlardan faydalanılmıştır.

Han ve Quick (68), NiTi ve SS yayları, 37°C yapay tükruk içinde boylarının üç katına kadar gererek 0, 2, 4 ve 6 haftalık sürelerde ortaya çıkan kuvvet/uzama eğrilerini elde etmişlerdir. Buna göre NiTi yayların fiziksel özelliklerinde bir değişiklik gözlenmezken SS yayların ilk iki haftalık sürede ortama bağlı olarak deformasyona uğradığı daha sonraki sürelerde ise ortamdan etkilenmedikleri belirlenmiştir. SS ve Co-Cr-Ni yaylar genel olarak karşılaştırıldığında ise Co-Cr-Ni alaşımların SS alaşımlarından daha katı olduğu saptanmıştır.

Miura ve arkadaşları (69), SS, Co-Cr-Ni ve Japon NiTi yaylar üzerinde yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada, kapalı yaylarda SS ve Co-Cr-Ni alaşımdan yayların lineer bir ilişki gösterdiğini, buna karşılık Japon NiTi yayların, süperelastik özellikleri nedeniyle çok daha sabit bir kuvvet değerine sahip olduklarını belirlemişlerdir. Bu yaylar, ilk boylarının beş katına kadar uzatılmalarına karşılık hiç bir plastik deformasyon göstermemektedir. Açık yayların karşılaştırmasında da kapalılarda olduğu gibi SS ve Co-Cr-Ni yayların uyguladığı kuvvetler lineer bir ilişki göstermekte, bu yayların aşırı sıkıştırılmaları sonucunda plastik deformasyon ortaya çıkmaktadır. Buna karşılık Japon NiTi yaylarda sabit bir kuvvet düzeyi ile birlikte hiçbir plastik deformasyon görülmemektedir.

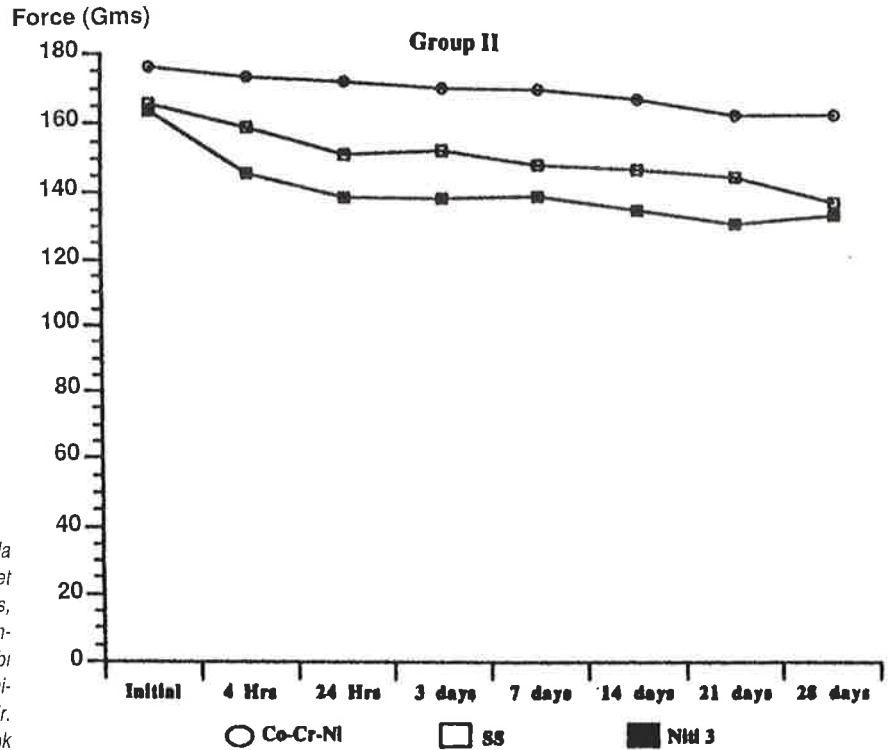
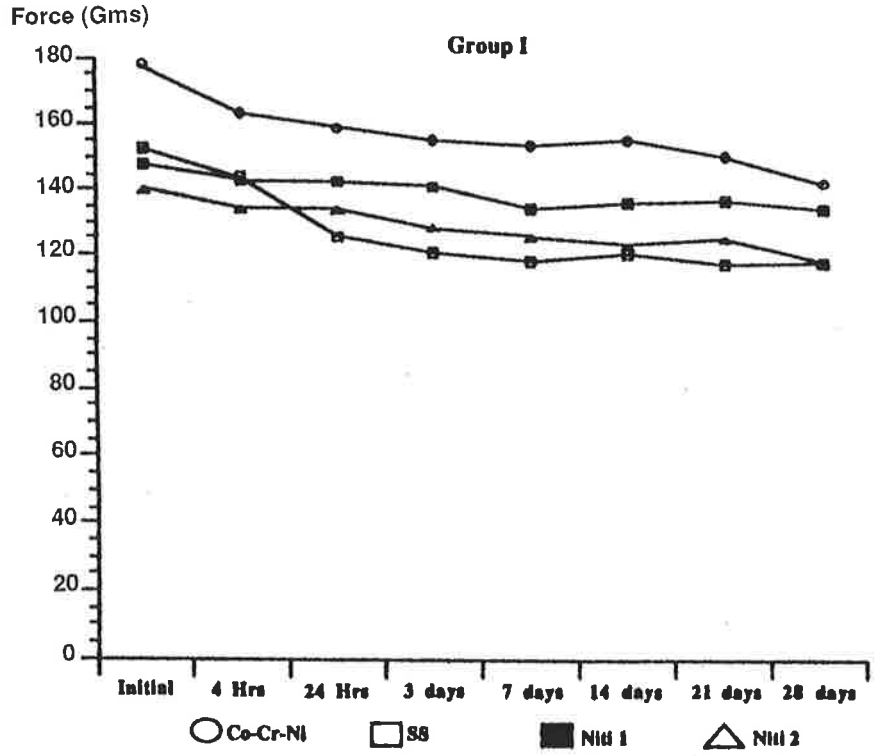
Angolkar ve arkadaşları ise (70), SS, Co-Cr-Ni ve NiTi yayları, eşit başlangıç kuvveti (150-160 g.) verecek şekilde germek suretiyle, zaman içinde ortaya çıkan kuvvet kaybı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında, tüm yaylarda zamanla kuvvet kaybı olduğunu ve en fazla kaybın ilk 24 saat içinde gerçekleştiğini belirtmektedirler (Şekil 2-17). İlk 24 saatte SS yaylardaki kayıp % 17.3, Co-Cr-Ni yaylardaki kayıp % 10 bulunmuştur. Buna karşılık, çalışmada kullanılan üç tip NiTi yaylara ait 28 gün sonunda ortaya çıkan kayıplar ise sırasıyla % 8.6 (Ortho Organizers), % 14.6 (Masel) ve % 17 (GAC) dir. İlk iki NiTi alaşımında elde edilen kuvvet kaybı SS ve Co-Cr-Ni alaşımı yaylara oranla daha düşük iken üçüncü NiTi alaşımı yayda elde edilen kuvvet kaybı Miura ve arkadaşlarının iddialarının aksine diğer NiTi yaylardan çok daha yüksek olup SS yaylarla aynıdır. Bir süperelastik NiTi alaşımı olan bu yayların incelenmesiyle elde edilen sonuç araştırmacılar tarafından tam olarak açıklanamamaktadır. Bununla birlikte, SS, Co-Cr-Ni ve NiTi yayların karşılaştırılmasında en az kuvvet kaybının NiTi yaylarda olduğunu söylemek mümkündür.

b. Lümen çapı

Sabit bir tel çapı için lümen çapının artması tel boyunu uzatacağından yük/esneme oranını azaltır, elastikiyeti artırır.

c. Tel çapı

Sabit bir lümen çapı için tel çapının artması yayın yük/esneme oranını artırır elastikiyeti azaltır (70).



Şekil 2.17. SS, Co-Cr-Ni ve NiTi yaylarda 28 günlük süre sonunda ortaya çıkan kuvvet kayıpları. NiTi yaylara ait (Ortho Organizers, Masel ve GAC) bulgular değerlendirildiğinde, 28 gün sonunda en büyük kuvvet kaybı GAC, en az kuvvet kaybı ise Ortho Organizers firmasına ait yaylarda gözlenmiştir. Çalışmada en az kuvvet kaybı NiTi en çok kuvvet kaybı ise SS yaylarda bulunmuştur (70).

d. Sarımların eğim açısı (Pitch angle)

Yayın uzun eksenine dik çizgi ile sarımların eğimleri arasındaki açıdır. Bu açı arttıkça birim uzunluğa düşen sarım sayısı azalır. Buna bağlı olarak tel uzunluğu da azalacağından yayın elastikiyeti azalır (67, 70).

e. Yayın uzunluğu

Yayın uzunluğunun artması yük/esneme oranını azaltır, elastikiyeti artırır (67).

Elastikler

Elastik materyaller, sabit ortodontik apareylerin en sık kullanılan aktif elemanlarıdır. Boşluk kapatma mekanikleri, diastema kapatma, rotasyon düzeltme, ark telinin braketlere bağlanması gibi işlemlerde son yıllarda gittikçe artan miktarda elastik materyallerden faydalanılmaktadır.

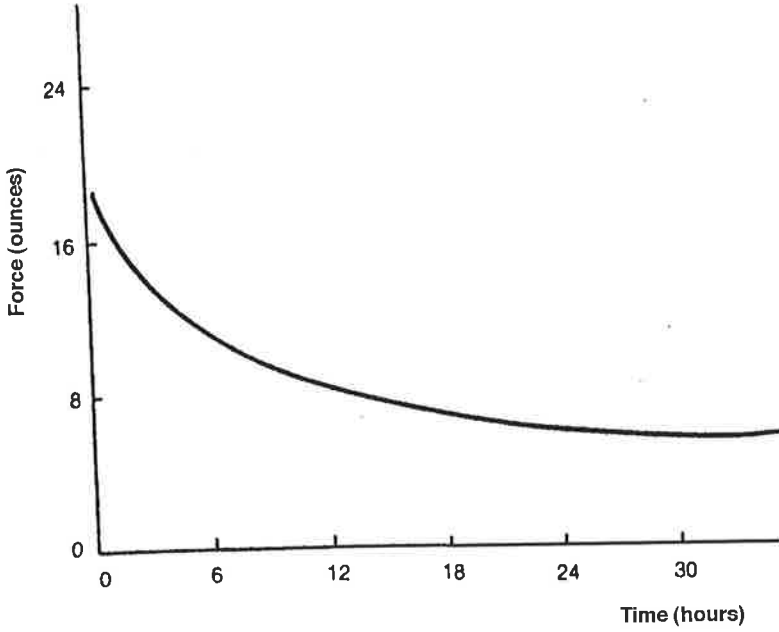
Ortodonti pratiğinde kullanılan biri doğal kauçuk diğeri sentetik polimerler olmak üzere iki temel elastik materyalden söz etmek mümkündür. Doğal kauçuk çok uzun yıllardır bilinen ve çeşitli endüstri kollarında kullanılan bir materyaldir. Ortodontide kullanılan çene içi ve çeneler arası elastikler çoğunlukla doğal kökenli olan lateks elastiklerdir. Sentetik polimerler ise 1920'lerde petrokimyasallardan geliştirilen ve günümüzde ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan zincir elastikler, elastik iplikler ya da elastik ligatürler (elastomerik modüller) dir (71).

Sentetik elastikler, poliüretandan oluşmuş amorf polimerlerdir (72). Polimer zincirler, kuvvet etkisi altında birbirleri üzerinde kayar ve /veya gerilerek çözülürler. Zincirlerin kayması visköz harekettir; yavaş ve geriye dönüşsüzdür. Zincirlerin gerilerek çözülmesi ise elastik davranıştır; çabuk ve geriye dönüşlüdür. Ortodontide kullanılan elastiklerde, her iki halde ama uygulamanın sonlarına doğru geriye dönüşsüz olan visköz davranış görülür (73).

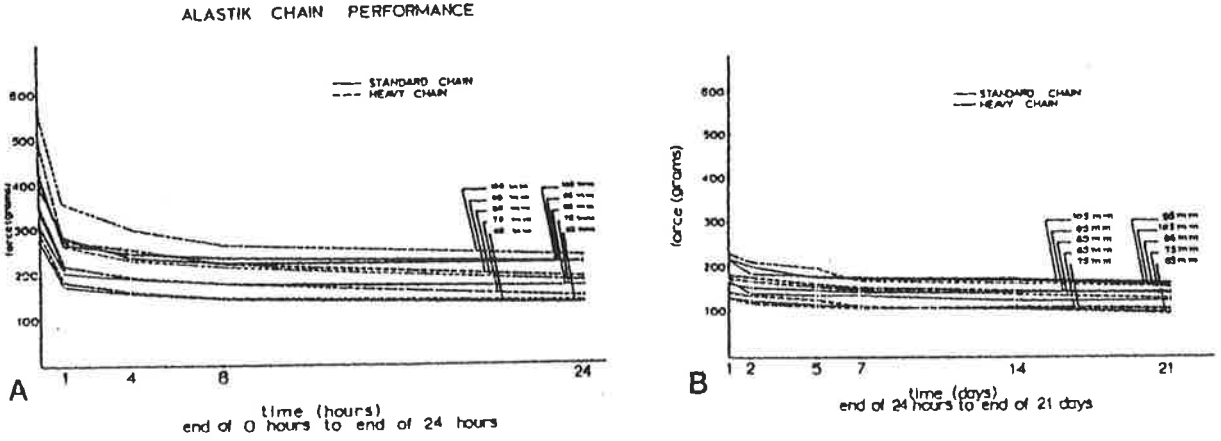
Pratik uygulamada, elastik materyallerin en büyük dezavantajı, zaman içinde ilettikleri kuvvet miktarlarında ortaya çıkan kayıptır. Buna gevşeme (**relaxation**) adı verilir. Gevşeme, sabit gerilme altında iletilen kuvvetin zaman içinde azalması ya da tamamen kaybolmasıdır. Aktivasyon miktarı materyalin elastikiyet sınırlarını aşmasa da gevşemeye bağlı olarak istenen kuvvet miktarında zaman içinde kayıplar ortaya çıkar (3) (Şekil 2-18).

Sentetik polimerler, mekanik özellikleri, kullanım süreleri ve sıcaklığa çok bağlı değişken özellikleri nedeniyle ideal elastik materyaller değildir (72, 73). Su ile kısa süreli temaslarda az etkilenseler de uzun süreli temaslarda yapılarındaki makromoleküllerin su ile yaptığı hidrojen bağları sebebiyle şişerler (73, 74). Emilen su matrislerde boşlukları doldurur. Elastiklerin ağız ortamında renklenmeleri bu suyun bünyeye alımına bağlıdır (71).

Sentetik polimerler, ozon, ultraviole gibi ışınlarla karşı da hassastır. Bu etkiler altında polimerlerin direnci ve elastikiyeti azalır. Üreticiler, antioksidan ve anti



Şekil 2.18. Bazı polimerik materyallere ait bir gevşeme (relaxation) eğrisi (3).



Şekil 2.19. Zincir elastiklerde 24 saat (A) ve 21 gün sonunda (B) ortaya çıkan kuvvet kayıpları eğrisi (74).

ozonatlar ilave ederek bu etkileri azaltmaya ve elastomerlerin raf ömrünü uzatmaya çalışmaktadırlar (73).

Elastik zincirler

Elastik zincirler üzerinde yapılan çalışmalar, bu materyallerin ilk gün sonunda başlangıç kuvvetlerinin % 50-70'ini kaybettiklerini göstermektedir. Gittikçe azalan kuvvet kaybı nedeniyle 3 hafta sonunda toplam kuvvetin % 30-40'ı kalır (74) (Şekil 2-19). Andreasen ve Bishara (74), birim zamandaki en büyük kuvvet kaybının ilk bir saat içinde olduğunu belirtmişlerdir. Hershey ve Reynolds (75), üç ayrı firmaya ait zincir elastikler üzerinde yaptıkları çalışmada elastikler arasında kuvvet kaybı açısından bir farklılık bulunmamasına karşın

başlangıç kuvvetleri açısından önemli farklar olduğunu belirtmektedirler. Araştırmacılar, elastik kullanımında en doğru uygulamanın elastığın kuvvetini bir kuvvet ölçerle belirlemek olduğunu vurgulamaktadırlar. Zincir elastiklerin kapalı, orta ya da geniş aralıklı olmalarının da kuvvet özellikleri üzerinde etkileri bulunduğu belirtilmektedir. Genel olarak geniş aralıklı elastik zincirlerin başlangıçta uyguladıkları kuvvetin hafif ancak sonraki kuvvet kaybının da daha fazla olduğu belirlenmiştir (71, 72).

Williams ve Fraunhofer (76), gri ve şeffaf zincir elastikler üzerinde yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada şeffaf elastiklerin başlangıç kuvvetinin daha fazla ancak kuvvet kaybının gri elastiklere oranla daha az olduğunu belirlemişlerdir. Çalışmada, fluor serbestleyen zincir elastiklerin normal elastiklere kıyasla daha fazla kuvvet kaybı gösterdikleri bulunmuştur.

Bazı araştırmacılar (71) elastikteki ani kuvvet kaybının önlenmesi ve daha sonra sabite yakın düzeyde kuvvet uygulanması amacıyla zincir elastığın uygulama öncesinde gerilmesini önermektedirler.

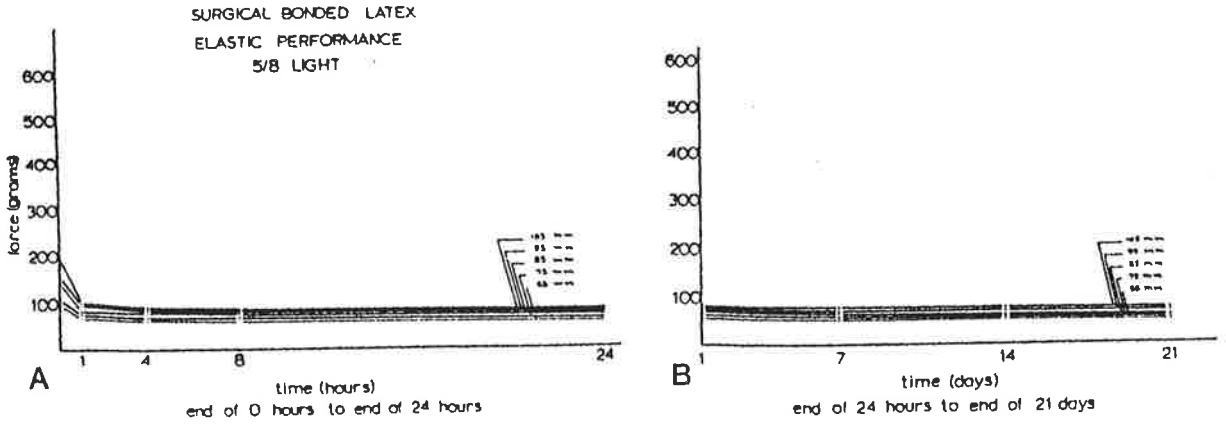
Hershey ve Brooks (77), ısı etkisinin zincir elastiklerde kuvvet kaybını artırdığını belirtmektedir.

Elastik zincirlerin soğuk dezenfeksiyon ve sterilizasyonuna yönelik olarak yapılan iki çalışmada, materyaller 30 dak, 10 saat ve 1 hafta solüsyonlar içinde bekletilmiş ve bu işlemin elastik zincirlerin özelliklerini etkilemediği belirlenmiştir (78, 79).

Ağız içi lateks elastikler

Lateks doğal bir malzemedir. Ortodonti pratiğinde, çene içi ve çeneler arasında kullanılan elastikler çoğunlukla lateksten üretilmekte ve amaca göre çok çeşitli boylarda ve kalınlıklarda pazarlanmaktadır. Bu elastikler lümen çaplarına göre sınıflandırılmaktadır. Pratikte en sık kullanılan elastik çapları 1/8", 3/16", 1/4" ve 5/16" dır. Paketlerin üzerinde üretici firmalar tarafından yazılmış olan kuvvet miktarları genellikle o elastiklerin çaplarının üç katına kadar gerildiklerinde elde edilen kuvvet miktarlarını gösterir. Aynı çaplı elastiklerde kuvvet miktarları firmaya göre değişiklik gösterebilmektedir. Örneğin, American Orthodontics'e ait 3/16" medium elastikler 4.5 ons, Ormco'nun aynı çaplı medium elastikleri ise 3.5 ons kuvvet uygulamaktadır.

Literatürde, lateks elastikler üzerinde oldukça az sayıda çalışma bulunmaktadır. Andreasen ve Bishara (74), lateks elastiklerde en büyük kuvvet kaybının ilk gün içinde meydana geldiğini ve bu kaybın % 40 düzeyinde olduğunu belirtmektedirler (Şekil 2-20). Bales ve arkadaşları (80), lateks elastiklerin, üreticilerin önerdikleri gibi lümen çaplarının üç katına kadar gerildiklerinde paket üzerinde belirtilen kuvvetin elde edilip edilemeyeceğini incelemişlerdir. Çaplarının üç katına kadar gerilen elastiklerin, beklenenden daha fazla kuvvet oluşturduğu gözlenmiştir. Çalışmaya göre, elastiklerin orijinal çaplarının iki katına kadar gerilmeleriyle daha uygun kuvvet düzeyine ulaşılmaktadır. Lateks elastiklerin ıslak ve kuru ortamlar arasında anlamlı farklılıklar göstermedikleri de bu çalışmadaki önemli bulgulardan biridir.



Şekil 2.20. Lateks elastiklerde 24 saat (A) ve 21 gün sonunda (B) ortaya çıkan kuvvet kayıpları eğrisi (74).

Ağız içi elastikler, kliniğimizde gerçekleştirilen bir çalışmayla da detaylı olarak incelenmiştir (81). Bu çalışmada amaç, gerginlik miktarının, gerginlik süresinin ve ıslak-kuru ortam şartlarının, elastiklerin uyguladıkları kuvvet düzeyleri üzerindeki etkisini belirlemektir. Çalışmanın bir diğer amacı da, firmalar arasındaki farklılıkları ortaya koymaktır. Bu amaçla 4 firmaya ait (GAC, Ormco, Dentaaurum ve American Orthodontics) 1/4" çaplı medium elastikler kullanılmıştır. Elastiklerden 10'ar örnek, çaplarının 3, 4, ve 5 katı uzunluklarda 0, 1, 24 saat ve 7 gün boyunca ağız ortamını taklit eden 37°C yapay tükrük ortamında bekletilmişlerdir. Aynı sayıda ve aynı özelliklere sahip diğer bir grup elastik ise kuru ortamda ve oda sıcaklığında ilk grupla aynı sürelerde bekletilmiştir.

Belirlenen süreler sonunda, bağlı buldukları çivilerden çıkarılan elastikler, üniversal test cihazında-önceden tutuldukları gerginlik miktarı (lümen çaplarının 3, 4, 5 katı) kadar çekilmiş ve uyguladıkları kuvvet miktarları belirlenmiştir.

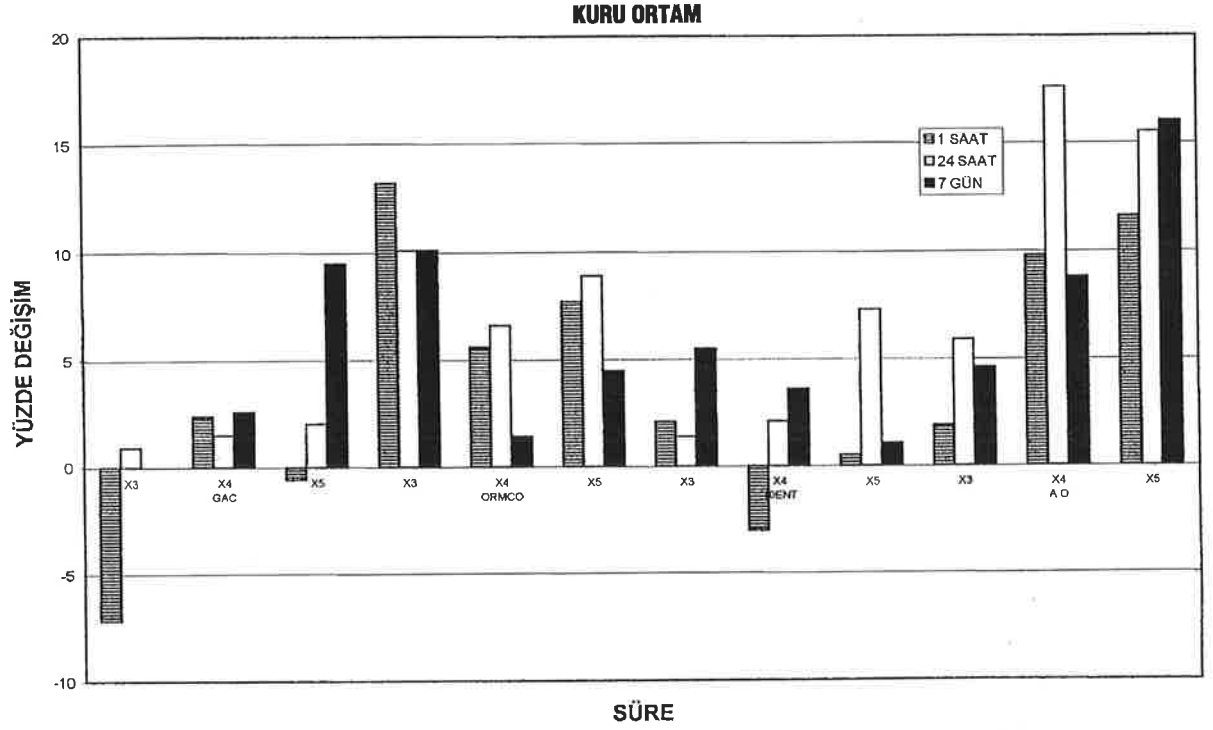
Çalışma sonunda elde edilen bulgular şöyle özetlenebilir

1. Ortam şartlarının elastiklerin kuvvet kaybı üzerinde önemli etkisi vardır. 37°C'de yapay tükrük ortamında tutulan elastiklerde kuru ortamda tutulanlara oranla anlamlı bir kuvvet kaybı gözlenmektedir.

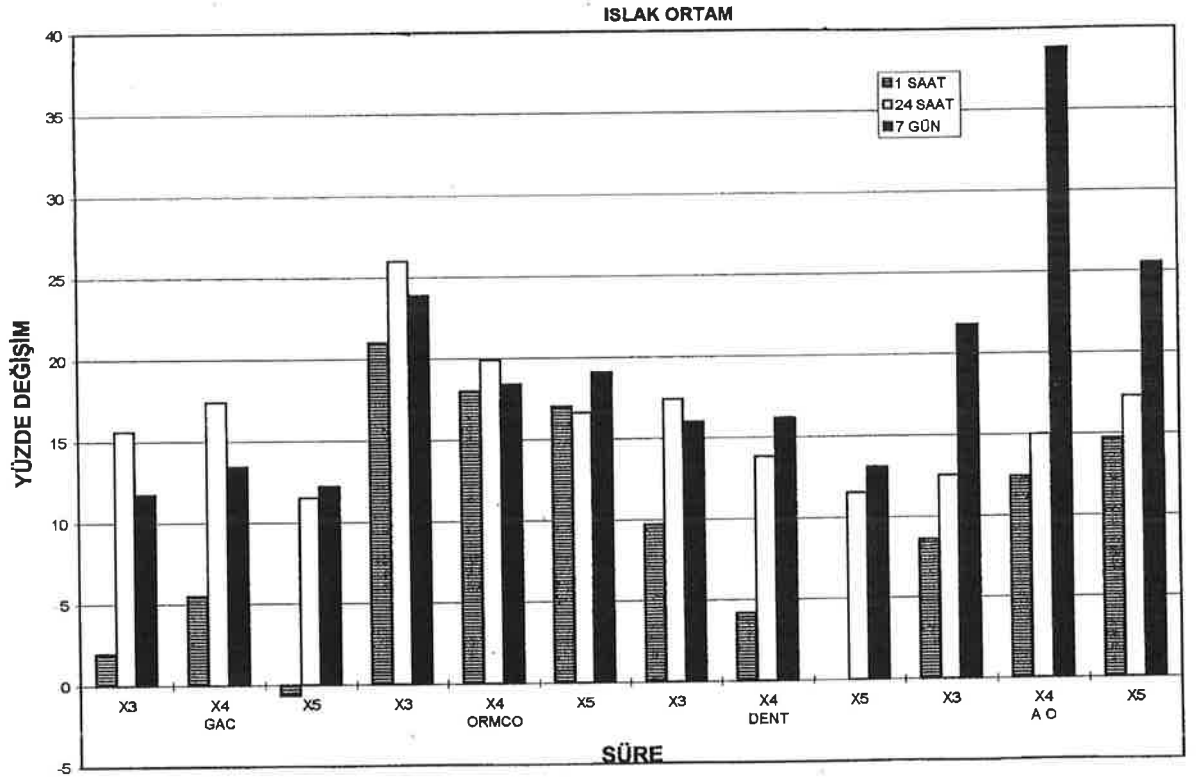
Kuru ortamda test edilen elastiklerde (Tablo 17) GAC ve Dentaaurum firmalarına ait olanlarda başlangıç ile 1 saat, 24 saat ve 7 günlük sürelerde ortaya çıkan kuvvet kayıpları istatistiksel açıdan anlamlı değilken, Ormco ve American Orthodontics firmalarına ait elastiklerde başlangıç ile söz konusu sürelerde oluşan kuvvet kayıpları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Islak ortamda ise (Tablo 18) Ormco, Dentaaurum ve American Orthodontics elastiklerinde başlangıç ile 1 saat, 24 saat ve 7 günlük sürelerde ve GAC elastiklerinde başlangıçtan itibaren 24 saat ve 7 günlük süreler sonunda ortaya çıkan kuvvet kayıpları arasındaki farklar anlamlı bulunmuştur.

Tablo 17. Kuru ortamda test edilen elastiklere ait yüzde değişim değerleri (81).



Tablo 18. Islak ortamda test edilen elastiklere ait yüzde değişim değerleri (81).



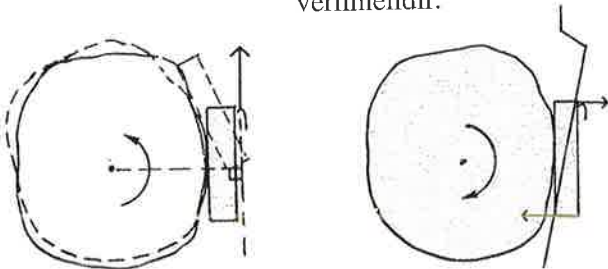
2. Gerginlik miktarı arttıkça elastikler tarafından uygulanan kuvvet miktarları da doğru orantılı olarak artış göstermektedir. Bununla birlikte, elastiklerde beklendiği şekilde, aynı zaman ve ortam şartları içinde ortaya çıkan kuvvet kayıpları üzerinde gerginlik faktörünün etkisi bulunmamıştır. Örneğin, aynı şartlarda, lümen çapının üç katına kadar gerilen elastiklerdeki kuvvet kaybı, lümen çapının beş katına kadar gerilen elastiklerdeki kuvvet kaybından daha fazla olabilmektedir.
3. Zamanın, kuvvet kaybı üzerinde önemli bir etken olduğu görülmektedir. Islak ortamda, Ormco, Dentaurem ve American Orthodontics firmalarına ait elastiklerde başlangıç ile 1 saat, 24 saat ve 7 günlük sürelerde ve GAC elastiklerinde başlangıç ile 24 saat ve 7 günlük sürelerde ortaya çıkan kuvvet kayıpları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Kuru ortamda ise, GAC ve Dentaurem elastiklerinin 1 saat, 24 saat ve 7 günlük sürelerdeki kuvvet kayıpları arasındaki farklar önemli bulunmamıştır. Buna karşılık bu farklar, Ormco ve American Orthodontics elastikleri için anlamlı bulunmuştur. Bir başka ifadeyle, GAC ve Dentaurem elastikleri 7 günlük süre sonunda kuvvet değerlerini fazla kaybetmemekte buna karşılık, Ormco ve American Orthodontics elastikleri bu süre sonunda anlamlı ölçüde gevşemektedirler.

4. Çalışmada test edilen dört firmaya ait elastikler tarafından uygulanan başlangıç kuvvetleri arasında anlamlı farklar bulunması nedeniyle firmalara ilişkin sonuçlar yüzde değerler olarak karşılaştırılmıştır. Buna göre, başlangıç kuvvetlerine göre firmalar düşükten yükseğe doğru; GAC, Dentaurem, American Orthodontics ve Ormco olarak sıralanmaktadır. Aynı şartlar altında değerlendirildiğinde, düşük başlangıç kuvvetleri gösteren GAC ve Dentaurem firmalarına ait elastiklerdeki kuvvet kaybı miktarının, yüksek başlangıç değerlerine sahip olan Ormco ve American Orthodontics elastiklerine oranla daha az olduğu sonucuna varılmıştır.

Ağız içi elastiklerin çeşitleri

Ağız içinde kullanılan elastikler, uygulanış yerlerine göre çene içi (intramaksiller) ya da çeneler arası (intermaksiller) olarak iki bölümde incelenebilir. Çene içi elastikler, aynı diş kavsi üzerinde yer alan örneğin molar ile kanin arasına ya da molardan molara (zincir elastik ya da elastik iplik şeklinde) uygulanır. Elastikler, molarların bukkalinden yani direnç merkezinin uzağından uygulandıklarından uzun süreli kullanımlarda bu dişlerde transversal yönde genişlemeye ve mesio-lingual rotasyona neden olurlar (Şekil 2-21). Bunu engellemek için ark teli transversal yönde 1 mm kadar dar tutulmalı ve molarlara artırılmış toe-in verilmelidir.



Şekil 2.21. Molar dişler üzerine bukkalenden uygulanan kuvvet etkisiyle bu dişler mesio-palatinal rotasyon yapar. Bunun engellenmesi için ark teline toe-in verilmelidir.

Çeneler arası elastikler ise uygulanış yönlerine ya da amaçlarına bağlı olarak sınıf II, sınıf III, dikey, çapraz elastikler gibi isimlerle anılırlar.

Ağız içinde kullanılan elastikler, firmalara göre değişiklik göstermekle birlikte, uyguladıkları kuvvet düzeylerine göre çoğunlukla hafif (light), orta (medium), ağır (heavy) ya da süper ağır (super heavy-extra heavy) olarak satılırlar. Elastığın gerginliği arttıkça uyguladığı kuvvet miktarı da artış gösterdiğinden lümen çapının baştan bilinmesi, uygulanacak mesafeye göre seçim yapılmasını kolaylaştırır. Her lümen çapındaki elastiklerde hafif, orta, ağır ve süper ağır seçenekleri de bulunmaktadır.

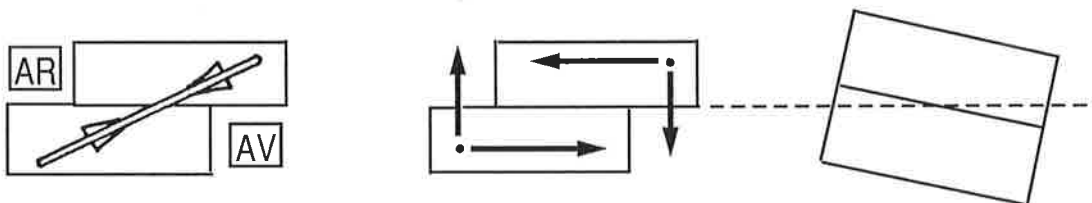
Bir olguda hangi elastığın kullanılması gerektiğine karar verirken uygulanabilecek en iyi yöntem elastik kuvvetini bir kuvvet ölçer ile belirlemektir. Yukarıda açıklandığı gibi, elastik materyalde zaman içinde gevşemeye bağlı olarak kuvvet kaybı olacağı da hesaplanarak biraz daha yüksek değer veren elastik boyutu kullanılabilir. Bu materyallerdeki kuvvet kaybı bazen o kadar kısa sürede gerçekleşir ki bu durum, hasta, ağzını bir kaç defa açıp kapattığında bile ortaya çıkar. Bu nedenle bazı firmalar, elastiklerindeki bu kısa süreli ilk kuvvet kaybını telafi etmek üzere elastik kuvvetini 1/2 ons fazla tutmakta ve bu miktarın kısa sürede kaybolacağını kataloglarında vurgulamaktadırlar.

Çeneler arası elastikler

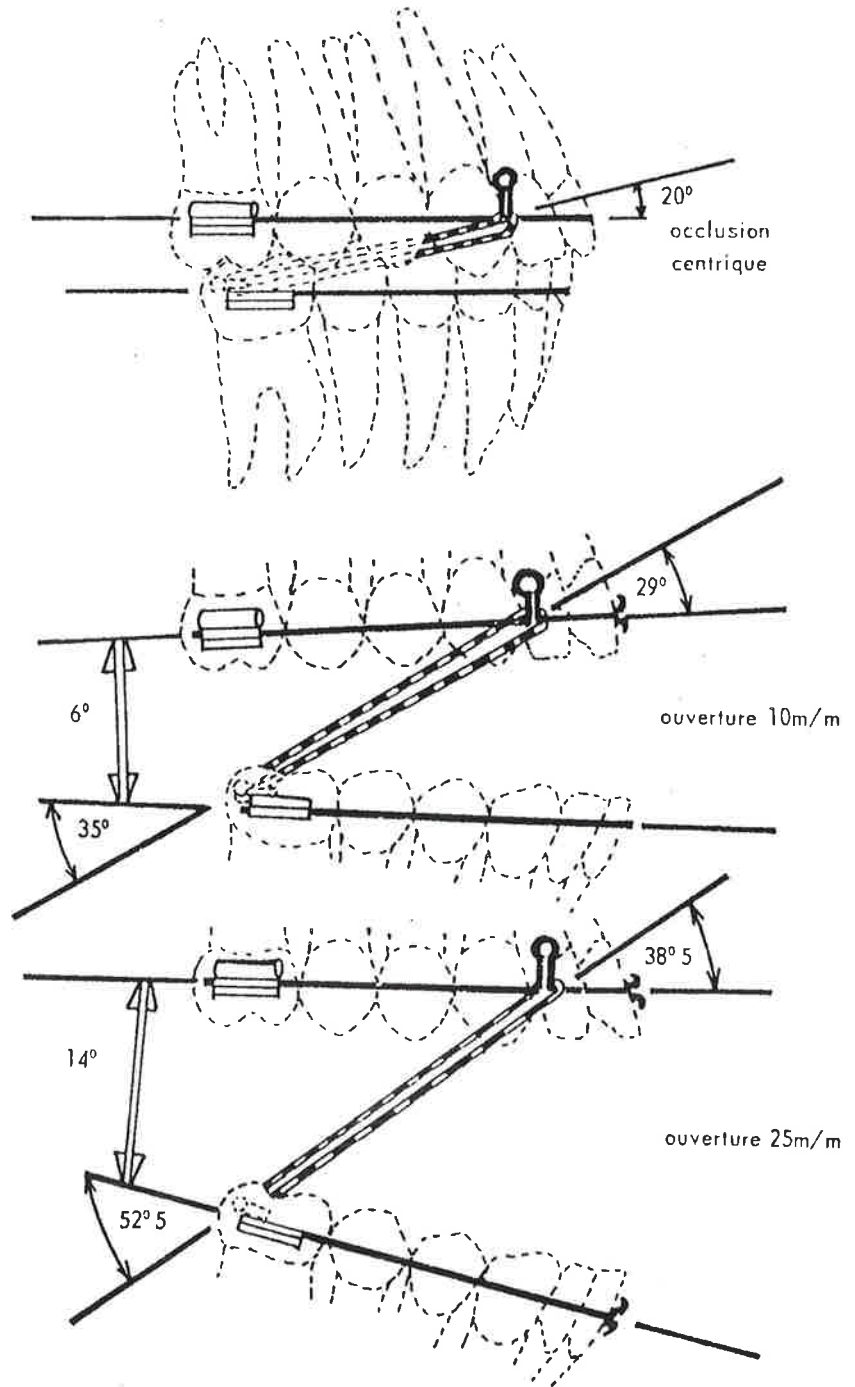
Sınıf II ve Sınıf III elastikler

Çeneler arası elastik dendiğinde akla ilk gelen sınıf II ya da sınıf III elastiklerdir. Sınıf II elastikler alt molar çengeli ile üst kanin çengeli (ya da kaninin mesialindeki çengel) arasına uygulanırlar. Bu elastikler çeşitli amaçlarla kullanılabilirler. Bunların başında alt molar mesializasyonu ve/veya üst kanin distalizasyonu gelir. Bazı araştırmacılar (82), 0.016" paslanmaz çelik tel üzerinde gerçekleştirilen kanin distalizasyonu sırasında önce 1/4" light, diş hareket ettikçe 0.016" x 0.016" telde 1/4" heavy, daha sonra 3/16" heavy elastik kullanımını önermektedirler.

Bu elastikler arkadan öne ve yukarıdan aşağı doğru uygulandıklarından bu eğik kuvvetin bir düşey bir de yatay bileşeni bulunur (Şekil 2-22 ve 2-23). Düşey bileşen, üst ön bölgenin (kanin ve kesicilerin uzamasıyla) aşağı, alt arka bölgenin (molarların uzaması ve öne devrilmesiyle) yukarı doğru hareketine yol



Şekil 2.22. Sınıf II elastik kuvvetlerinin dikey bileşeni etkisiyle alt molarlar ve üst ön bölge dişleri uzar. Bunun sonucunda oklüzal düzlem arkadan öne yukarıdan aşağıya doğru eğilir.



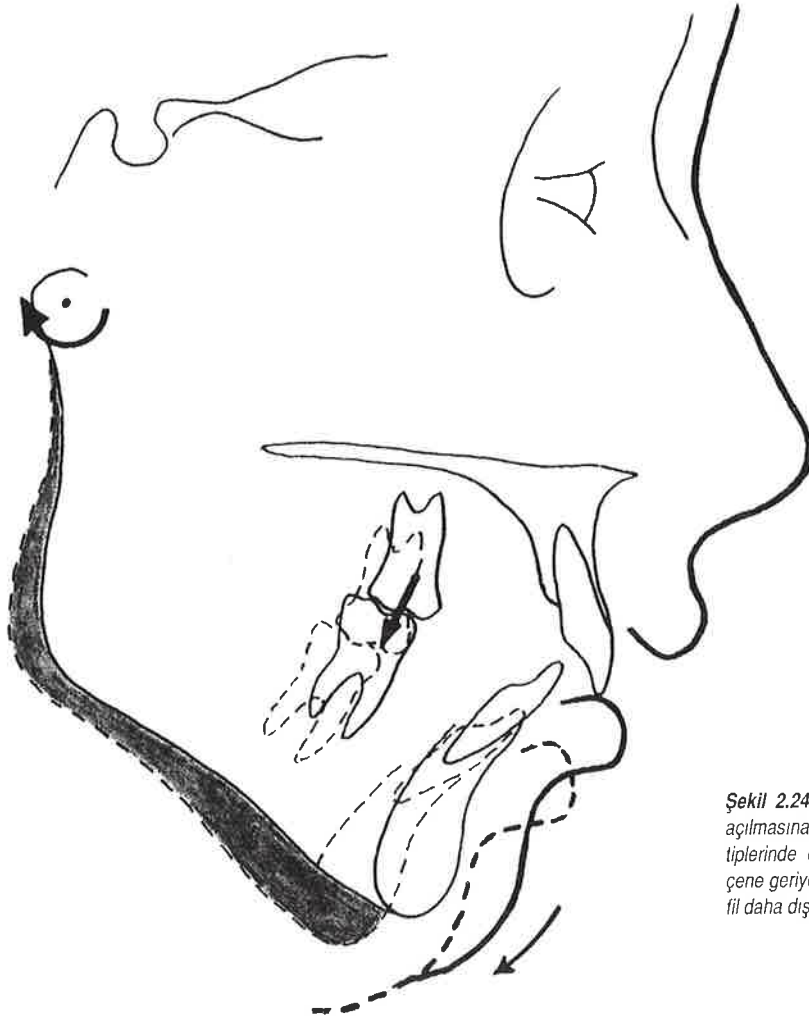
Şekil 2.23. Kapalı bir ağızda, sınıf II elastikler ile oklüzal düzlem arasında yaklaşık 20° açı bulunur. Ağız açıldığında ise kuvvetin dikey bileşeni artar yatay bileşeni azalır. Önde 10 mm. lik bir ağız açıklığında iki oklüzal düzlem arasında 6°, elastik ile alt oklüzal düzlem arasında ise 35° açı meydana gelir. Bu değerler, ağız açıklığı arttıkça daha da artar. 25 mm. lik ağız açıklığında elastik ile alt oklüzal düzlemle arasındaki açı 52.5° ye kadar ulaşır (83).

açarak oklüzal düzlem eğiminin arkadan öne ve yukarıdan aşağıya doğru değişmesine neden olur. Ağız açıldığı takdirde dikey bileşenin şiddeti daha da artar. Şekil 2-23'te 10 mm. ve 25 mm.lik ağız açıklıklarında sınıf II elastiklerin dikey bileşeninde ortaya çıkan artışlar ve Tablo 19'da değişik çaplardaki sınıf II elastikler tarafından farklı ağız açıklıklarında üst ve alt diş kavsi üzerine uygulanan kuvvet miktarları görülmektedir (83). Özellikle uzun süreli ve kuvvetli elastik kullanımı sonucu ortaya çıkan molar uzaması dik yönde gelişen yüz tipine

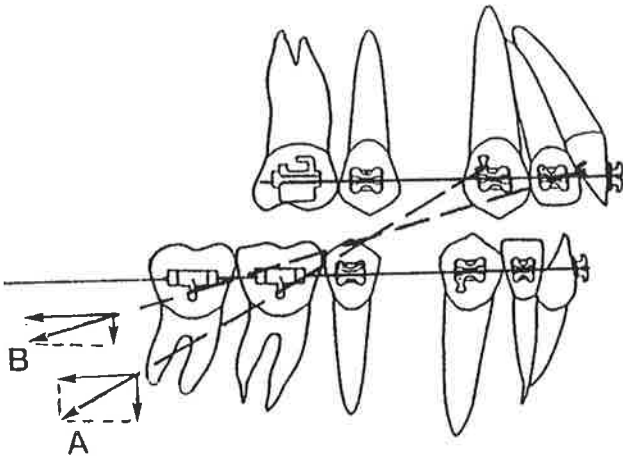
sahip bireylerde oldukça sakıncalıdır. Bunun sonucunda kapanış açılır, alt çene geriye rotasyon yaparak hem yüzün dik yön boyutlarının artmasına hem de profilin daha da kötüleşmesine yol açar (Şekil 2-24). Bu yan etkiyi en aza indirmek için sınıf II elastiğin düşey bileşenini küçültmek (yatay bileşenini büyütmek) gerekir. Bunun için elastik, altta 7 nolu dişler ile üstte yan keser dişlerin mesiali arasına asılmalıdır (Şekil 2-25). Sınıf II elastiğin alt molar tüpü üzerindeki uygulama noktası da moların hareketleri üzerinde etkili olur (Şekil 2-26). Elastik, **a** ile gösterildiği şekilde tüpün distalinden çıkan ark telinin ucuna uygulanırsa kuvvetin etki çizgisi ile dişin direnç merkezi arasındaki **d** mesafesi artacağı için dişteki devrilme şiddeti (moment) daha fazla olur. Bu nedenle, sınıf II elastikler tüpün mesialindeki çengellere asılmalıdır. Frontal düzlemde incelendiğinde, çoğu olguda sınıf II elastiğin düşey bileşeni moların direnç merkezinden mesafeli geçtiğinden bu dişte linguale doğru hafif bir devrilme etkisi ortaya çıkar (Şekil 2-27). Ancak bu elastikler esas etkilerini ön-arka yönde gösterirler. Bu nedenle, sınıf II elastik uygulanan olgularda, alt molarlarda bir miktar distobukkal rotasyon ve transversal genişlemeye bağlı olarak çapraz kapanış eğilimi de ortaya çıkabilir. Bunun önlenmesi için kalın köşeli paslanmaz çelik teller kullanılmalı, tele artırılmış toe-in verilmeli ve tel transversal yönde hafifçe dar tutulmalıdır. Köşeli tel, molarların linguale devrilme etkisini ortadan kaldırarak arkın transversal yöndeki stabilitesini korur.

Tablo 19. Sınıf II elastiklerin, kapanış, 10 ve 25 mm'lik ağız açıklıklarında üst (A) ve alt (B) çenelerde oluşturdukları kuvvet değerleri (83).

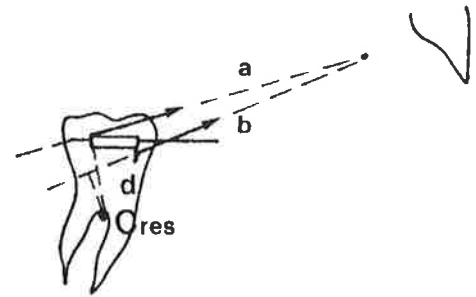
A			
ELASTIQUE	OUVERTURE	FORCE DISTALE	FORCE OCCLUSALE
1/4 inch light	en occlusion centrique	78 g	28.4 g
	10 mm	110.2 g	61.1 g
	25 mm	124.4 g	99.0 g
1/4 inch heavy	en occlusion centrique	94 g	32.2 g
	10 mm	140 g	77.6 g
	25 mm	148.7 g	118.3 g
X	en occlusion centrique	169.2 g	61.6 g
	10 mm	239.8 g	132.9 g
	25 mm	280.2 g	222.8 g
B			
ELASTIQUE	OUVERTURE	FORCE MESIALE	FORCE EXTRUSIVE
1/4 inch light	en occlusion centrique	78 g	28.4 g
	10 mm	103.2 g	72.3 g
	25 mm	96.8 g	126.1 g
1/4 inch heavy	en occlusion centrique	94 g	34.2 g
	10 mm	131 g	91.8 g
	25 mm	115.7 g	150.7 g
X	en occlusion centrique	169.2 g	61.6 g
	10 mm	224.5 g	157.2 g
	25 mm	217.9 g	284 g



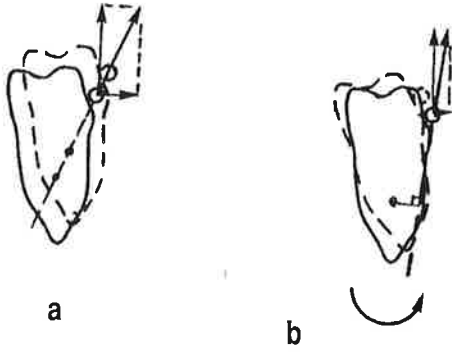
Şekil 2.24. Sınıf II elastik etkisiyle uzayan molarlar kapanışın açılmasına neden olur. Bu durum, özellikle dik yönde gelişen yüz tiplerinde oldukça sakıncalıdır. Molarların uzaması sonucu alt çene geriye rotasyon yapar, çene ucu aşağı ve geriye kayar, profil daha dış bükey bir hale gelir.



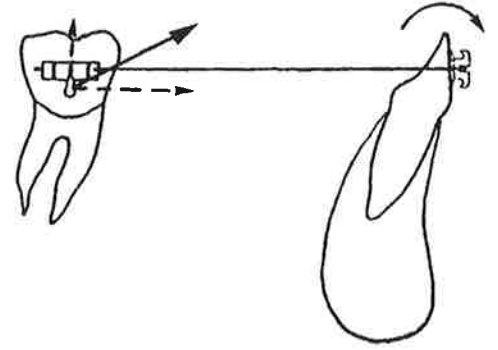
Şekil 2.25. Sınıf II elastiklerin, alt molarlarda uzamaya neden olan etkisini en aza indirmek için kuvvetin dik yön bileşeninin şiddetini düşürmek, elastikğin oklüzal düzlemler ile yaptığı açığı azaltmak gerekir. Bunun için en iyi yol elastikği alt ikinci molar ile üst yan keser dişin mesiali arasındaki çengele asmaktır.



Şekil 2.26. Sınıf II elastikğin alt molar tüpü üzerine asıldığı nokta bu dişin hareketleri üzerinde etkilidir. Moların devrilmesini azaltmak için, elastik, tüpün mesialindeki çengele asılmalıdır (b). Elastik, molar tüpün gerisinden asıldığında (a) moment kolu (d) uzar ve dişteki devrilme daha da artar.



Şekil 2.27. Transversal düzlemde incelendiğinde, alt molar üzerine uygulanan elastik kuvvetinin etki çizgisi çoğu olguda direnç merkezinin dışından geçer (b). Bunun sonucunda bu dişte uzamanın yanısıra lingual yönde devrilme meydana gelir.

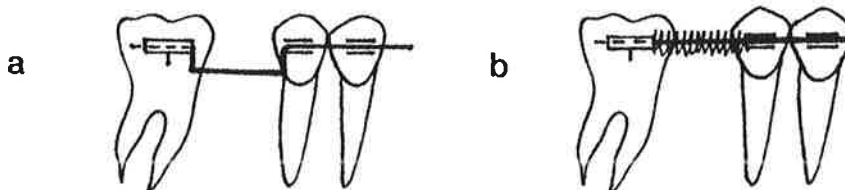


Şekil 2.28. Sagittal düzlemde incelendiğinde, Sınıf II elastik kuvvetinin yatay yön bileşeni alt kesicilerin öne devrilmesine neden olur. Çoğu olguda arzu edilmeyen bu yan etkinin engellenmesi pratikte mümkünse de oldukça zordur. Bunun ortaya çıkmaması ya da etkisinin az olabilmesi için en iyi seçenek Sınıf II elastik kullanım süresini düşük tutmak ve elastik kalın ve köşeli paslanmaz çelik tellerle birlikte kullanmaktır.

Sınıf II elastiklerin klinikte gözlenen önemli yan etkilerinden biri de alt kesici eksen eğimlerinde artışa neden olmalarıdır. Bu durum, özellikle alt kesici eksen eğimlerinin artırılmaması gereken (alt kesicilerin labialindeki kemik yapısının çok ince olduğu) olgularda daha da önem kazanır.

Yukarıda sayılan yan etkilerin ortaya çıkmaması ya da en az olabilmesi için çeneler arası elastikler her zaman dikdörtgen kesitli paslanmaz çelik ya da krom kobalt tellerle birlikte kullanılmalı ve elastik kullanım süresi mümkün olduğunca kısa, kuvvet düzeyi de düşük tutulmalıdır (Şekil 2-28). Ricketts (36), alt kesici eksen eğimlerinin artmasını önlemek için kesicilere labial kök torku verilmesini önermektedir.

Geç karışık dişlenme döneminde sürekli dişlerin sürmesi esnasında sınıf II elastik kullanıldığı taktirde süren dişlerin boşluklarının kapanması ihtimali vardır. Böyle durumlarda boşlukların tam olarak korunması gerekir. Bu amaçla iki pratik yöntem kullanılabilir. Birincisinde, tel üzerine, komşu braketlerin boşluğa bakan yüzlerine temas edecek şekilde basamak bükümü (step-up veya step down) yapılır (Şekil 2-29 a). İkincisinde ise, boşluğa komşu braketler arasında aktif açıcı yay konur (Şekil 2-29 b). Karışık dişlenme dönemindeki sınıf II olgularında molar ilişkisinin sınıf I'e getirilmesi için her iki çeneye uygulanan utility ark gibi 2x4 arklar üzerinde de sınıf II elastikler kullanılabilir. Utility arkların bu amaçla modifiye edilmiş şekilleri bulunmaktadır.



Şekil 2.29. Sınıf II elastik geç karışık dişlenme döneminde kullanıldığında sürmekte olan alt ikinci premolarların boşluğunun molarlar tarafından kapatılmasına neden olabilir. Böyle durumlarda boşluğun korunması için tele basamaklı büküm (step down) (a) yapılabilir ya da iki diş arasında aktif açıcı yay konur (b).

Yaylar İle Elastiklerin Karşılaştırılması

Yaylar ile elastikler boşluk kapatma mekaniklerinde en çok kullanılan kuvvet elemanlarıdır. Bu bölümde, bu iki materyal, kuvvetin sürekliliği, zamana, gerginliğe ve ortama bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet kayıpları yönünden karşılaştırılmaktadır.

Yaylar ile elastiklerin uyguladıkları kuvvet özellikleri pek çok çalışmanın konusu olmuştur. Samuels ve ark. (84), NiTi yaylar ile ağızda sürekli duran ve hasta tarafından değiştirilmeyen elastomerik modüllerin boşluk kapatma düzeylerini klinik olarak incelemişlerdir. Çalışmada, dört haftalık süre sonunda NiTi yayların elastiklere oranla çok daha düşük, sabit ve biyolojik dokular tarafından kabul edilebilir düzeyde kuvvet verdikleri belirlenmiştir. Sonis ve ark. (66), 150 g.lık Sentalloy yaylar ile 180 g. kuvvet veren 3/16" çaplı ağız içi elastikleri klinik olarak inceledikleri çalışmada, boşluk kapatmada yayların elastiklerden iki kat daha hızlı diş hareketi gerçekleştirdiğini belirlemişlerdir. Araştırmacılar, bu farklılığı, yayların elastiklere oranla daha sabit kuvvet uygulamasına ve elastikler gibi hasta işbirliği gerektirmemesine bağlamaktadırlar.

Yaylar ile elastiklerde zamana bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet kayıpları karşılaştırıldığında yaylarda en fazla kuvvet kaybı SS materyallerde gözlenmiş olup 28 günlük süre sonundaki kuvvetteki azalma miktarı % 21.4 olarak bulunmuştur. NİTİ yaylardaki kuvvet kaybı ise test edilen üç firmaya ait yaylarda sırasıyla % 8.6 (Ortho Organizers), % 14.6 (Masel) ve % 17 (GAC) dir (70). Buna karşılık elastiklerde bir aylık süre sonunda ortaya çıkan kuvvet kaybı % 50-60 olarak bulunmuştur (75, 85, 86). Bu sonuçlara göre elastikler, yaylara oranla çok daha fazla kuvvet kaybına uğramaktadırlar. Bu kuvvet kaybı, klinikte sürekli diş hareketi için gerekli olan optimum kuvvet miktarının diş hareketi boyunca korunmasını olanaksız kılmaktadır. Bu da, elastiklerin kesikli kuvvet uyguladıkları fikrini desteklemektedir.

Zincir elastikler ve elastik ligatürler gibi ağızda uzun süre tutulan elastik materyaller ağız ortamından sıvı absorbe ettikleri için deforme olur, renk değiştirir, kuvvet kaybına uğrar ve ağız hijyenini olumsuz etkilerler. Bu nedenlerle kuvvet elemanı olarak elastikler yerine yayların kullanılması daha sağlıklıdır.

Elastik ligatürler, tel ile braket oluşu arasında gevşek bir bağlantı kurarlar. Bu gevşeklik, seviyelemenin başında dişler üzerine hafif kuvvetler uygulamak ya da bir dişi uzaktan diş kavsine yaklaştırmak istendiğinde uygun olabilir. Ancak tedavinin ilerleyen dönemlerinde ve özellikle son dönemlerde kullanılan katı tellerin bütün kuvvetinin dişler üzerine nakledilebilmesi için braket oluşuna sıkı şekilde yerleştirilmesi gerekir. Bu amaçla elastik ligatürler yerine hiç esneme-yen paslanmaz çelik tel ligatürler tercih edilmelidir.

Yukarıda sayılan bütün sakıncalarına rağmen elastik materyaller, çok kolay uygulanmaları ve hasta başında az zaman kaybına neden olmaları gibi nedenlerle günlük pratikte daha çok tercih edilmektedirler.

Braketler

Sabit ortodontik apearelerde kuvveti dişe ileten en önemli eleman hiç şüphesiz braketlerdir. Braketler boyutlarına (mini, ultra mini, vs.), taban yapılarına (düz, eğri), genişliklerine (dar, geniş), şekillerine (dikey oluklu, çift oluklu ya da Begg, Tip Edge gibi uygulandıkları teknik adıyla anılanlar), yapıldıkları materyale (paslanmaz çelik, seramik, plastik), üretim tekniklerine [çekme (milled-machined), döküm (cast), sinterleme (sintered), metal enjeksiyonla kalıplama (metal injection molding)] göre sınıflandırılırlar. Aşağıda, braketlerin boyutları, taban yapıları gibi iyi bilinen özelliklerinden çok yapıldıkları materyallerden ve üretim tekniklerinden kısaca söz edilecektir.

Braket materyalleri

Ağızda kullanılan bütün materyaller gibi braket materyalleri de bazı temel özelliklere sahip olmalıdır. Bu özelliklerin başında hijyenik olması, toksik olmaması, korozyona karşı dirençli olması, gerek tel tarafından gerekse oklüzal kuvvetler tarafından üzerine yüklenen kuvvetlere karşı dayanıklı olması ve ucuzluğu gelir. Bunların dışında braketlerde aranan diğer bazı özellikler de şunlardır: estetik olması, ağızda renk değiştirmemesi, dişe iyi yapışması, kaydırma mekaniklerinde düşük sürtünme kuvvetleri göstermesi, yeniden kazanılabilir olması.

Paslanmaz çelik braketler

Günümüzde kullanılan braketlerin büyük çoğunluğu, 18-8 olarak adlandırılan ve içinde % 18 krom ve % 8 nikel bulunan ostenit paslanmaz çelikten imal edilmektedir. Braketlerin üretildiği çelik tipi, "American Iron and Steel Institute" (AISI) tarafından belirlenmiş standartlar içinde, üretici firmaya göre 303, 304, 316 gibi kodlarla belirlenmektedir. Braket üretiminde sıklıkla kullanılan çeliklerin içerikleri Tablo 20'de verilmektedir (18).

Tablo 20. Braket üretiminde kullanılan çelik tipleri ve içerikleri (18).

Designations			Composition (%) [★]							
AISI	UNS	DIN	C	Mn	Si	Cr	Ni	P	S	Other
303	S-30300	14305	0.15	2.0	1.0	17-19	8-10	0.20	0.02	0.6 Mo
304	S-30400	-	0.08	2.0	1.0	18-20	8-10.5	0.04	0.03	-
304L	S-30403	14306	0.03	2.0	1.0	18-20	8-12	0.04	0.03	-
316	S-31600	14401	0.08	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
316L	S-31603	14404	0.03	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
317	S-31700	14438	0.08	2.0	1.0	18-20	11-15	0.04	0.03	3-4 Mo
630/17-4 PH	S-17400	14542	0.07	1.0	1.0	15.5-17	3-5	0.04	0.03	4 Cu, 3 Nb
631-17-7 PH	S-17700	-	0.09	1.0	1.0	16-18	6.5-7.5	0.04	0.04	0.8-1.5 Al
ASTM-A 669	S-31803	-	0.0	1.0	0.5	22	5.5	0.02	0.02	3 Mo

★Balance is iron.

Paslanmaz çelik braketler, yukarıda sayılan ve bir braketten beklenen temel özelliklerin çoğuna sahiptir. Özellikle çok dayanıklı, hijyenik ve ucuz olması, uzun yıllardır dünyada en sık kullanılan braket materyali olmasının en büyük nedenidir. Bununla birlikte paslanmaz çelik braketler iki önemli dezavantaja sahiptir. Bunlar; estetik olmaması ve ağızda nikel serbestlemesidir.

Son yıllarda estetik sorunların giderilmesi amacıyla çeşitli alternatif materyaller geliştirilmektedir. Bunların başında seramik ve plastik materyaller gelmektedir.

Paslanmaz çelik materyallerin ağızda nikel ve krom serbestlediği, yapılan çeşitli in vitro çalışmalarla gösterilmiştir (87-89). Ağızda ortodontik aparey taşıyanlarda bir günde serbestlenen nikel miktarının 40 µg, krom miktarının ise 36 µg. olduğu belirlenmiştir (90). Bishara ve arkadaşları (91) tarafından yapılan bir çalışmada, sabit tedavi gören hastalarda ağızda nikel serbestlenirse de bunun kandaki miktarının son derece düşük düzeyde olduğu belirlenmiştir. Nikelin, çeşitli allerjik reaksiyonlara, dermatit ve astıma neden olduğu bilinmektedir (88, 91). Bu nedenle bu maddeye karşı hassas olan kişilerde alternatif materyallerin kullanılması gerekir. Paslanmaz çelik malzemelerin bu özelliği, üretici firmalar tarafından paketler üzerine konan uyarıcı yazılarla da vurgulanmaktadır.

Seramik braketler

Seramik, katılığı, estetikliği, hijyenik ve doku dostu olması nedeniyle braket için uygun bir materyaldir. Bu özellikleri nedeniyle seramik braketlerin son yıllardaki kullanımı artmıştır. Piyasada bulunan seramik braketler, monocristalline alumina, polycristalline alumina ve zirconia olarak üç yapı özelliğinde bulunmaktadır. Alumina, paslanmaz çelikten daha katı bir malzemedir ancak paslanmaz çeliğin kırılma katılığı, kırılma katılığı, kırılma katılığı olan seramikten 20-50 kat daha fazladır (58). Monocristalline alumina braketler (Ör: Starfire A Comp, Gem Ormco) diğerlerine oranla daha pürüzsüz yüzey özellikleri ve dayanıklılık göstermektedir (93). Bu nedenle sadece bu braketler ikiz edgewise braket şeklinde üretilebilmektedir (58). Buna karşılık polycristalline alumina braketlerin (Ör: Transcent Unitek, Allure III GAC, Lumina Ormco, Quasar RMO, 20/20 American Orthodontics) yüzeyleri pürüzlüdür ve tork gibi kontrolsüz yüklemelerde kanatlarında kırılmalar gözlenebilmektedir (93, 94). Zirconia braketler ise (Hudson Ltd. Sheffield UK) polycristalline alumina braketlerden dört kat daha sağlam yapıdadır (58).

Seramik braketlerin paslanmaz çelik braketlere oranla birkaç kat daha pahalı olmaları ve tork kuvvetleri karşısında kırılmaları bu braketlerin klinikte yaygın şekilde kullanılmasını engelleyen önemli faktörlerdir. Seramik braketlerdeki kırılma konusu kliniğimizde gerçekleştirilen bir çalışmayla kapsamlı olarak incelenmiştir (95).

Çalışma iki temel bölümden oluşmaktadır: İlk bölümde, 4 firmaya ait poly ve monocristalline alumina yapısındaki edgewise - Roth, santral - lateral, 0.018" - 0.022" oluk çaplı toplam 224 braketin tork kuvvetleri (palatinal kök torku) karşısındaki direnci, özel olarak hazırlanmış hassas bir cihaz yardımıyla test edilmiş, braketlerde ortaya çıkan kırılmaların nedenleri SEM görüntüleri ve özgül ağırlık ölçümleriyle belirlenmeğe çalışılmıştır. İkinci bölümde ise, aynı

materyal (monocrystalline alumina) yapısındaki seramik braketlerde braket planlamasının (dizaynın), braketin tork kuvvetleri karşısındaki direnci üzerindeki etkisi sonlu eleman analiziyle oluşturulan 28 farklı model üzerinde incelenmiştir.

Çalışma sonunda elde edilen bulgular şöyle özetlenebilir:

1. Monocrystalline braketler polycrystalline braketlere oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha dirençlidirler. Çalışmada incelenen braketlerden ikisinin 90 derecelik tork değerine rağmen kırılmadığı, buna karşılık paslanmaz çelik tellerin gözle görülür şekilde deforme olduğu saptanmıştır.
2. Braketlerde kırılma gingival kanatlarda ortaya çıkmaktadır. Bu bulgu, sonlu eleman analizindeki bulgularla da desteklenmektedir. Analiz bulgularında, en yüksek gerilimler, oluğun gingival kanatla birleşme köşesinde görülmektedir.
3. Oluk köşeleri yuvarlatılmış braketlerde (Dentaurum) gerilimler diğer firmalara oranla daha azdır. Oluk köşelerinde en yüksek gerilim ise Starfire (A-Comp) braketlerde gözlenmiştir. Bu sonuca rağmen, Starfire'ın kırılmaya en dirençli braket olmasının nedeni diğerlerinden farklı olarak monocrystalline yapısında bulunmasıdır.
4. Seramik braketlerin SEM ile yapılan incelemeleri, granül boyutları bakımından Starfire braketlerin gerçekten monocrystalline, diğer braketlerin ise beklendiği gibi polycrystalline yapılarda olduklarını göstermektedir. Dentaurum braketlerinin granül boyutları American Orthodontics ve Masel braketlerine oranla daha büyük olmasına rağmen dirençleri daha fazla olarak bulunmuştur. Bunun nedeni, Dentaurum braketlerinin özgül ağırlıklarının diğer braketlere oranla daha yüksek olmasıdır.
5. Özgül ağırlığı fazla olan monocrystalline alumina (Starfire) braketlerin tork kuvvetlerine karşı dirençleri, özgül ağırlıkları düşük olan ve yapısında poroziteler gösteren polycrystalline alumina braketlere göre çok daha fazla bulunmuştur.
6. Bir braketin tork kuvvetleri karşısındaki direncinin, oluk ile ligatürün geçtiği boyun bölgesi arasındaki materyal kalınlığıyla orantılı olduğu belirlenmiştir. Bu bölgede materyal kalınlığı fazla olan braketler daha dayanıklıdır.
7. Oluk çapına göre incelendiğinde, 0.018" - 0.022" çaplı braketler arasındaki direnç değerleri birbirine yakındır. Bu bulgu, hem analiz hem de deneysel çalışma için aynıdır.
8. Tork açısı ile moment değerleri arasındaki korelasyon $r=0.40$ düzeyinde bulunmuştur. Bu sonuç, kullanılan tellerin 3 düzendeki katılıklarına ve daha çok braket oluk çaplarının ölçülen değerleriyle firmaların bildirdiği nominal değerler arasındaki farklılığa bağlıdır. Üretici firmalar, 0.018" ya da 0.022" çaplı tellerin oluklara yerleşmesini garantilemek için oluk çaplarının belirtilen tel çapından bir miktar daha fazla tutulduğunu belirtmektedirler. Aynı amaçla tellerin çapları da nominal ölçülerden daha düşük tutulmaktadır. Bu

da, tel ile braket oluşu arasında önemli bir boşluk oluşmasına neden olabilmektedir.

9. Braketlerin genişlikleri ele alındığında, santral braketlerinin lateral braketlerine oranla daha dirençli oldukları belirlenmiştir.
10. Edgewise ve Roth tekniklerine ait braketler arasında Dentaurum ve American Orthodontics firmaları arasında fark bulunmamış, Masel firmasına ait braketler arasında anlamlı bir fark gözlenmiştir. Bu farkın, Masel firmasında edgewise braketlerinin tek kanat yapısında Roth braketlerinin ise çift kanat yapısında olmasından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır (94).

Plastik braketler

Plastik braketler, katı ve su emiciliği az olan polikarbonat materyalden üretilirler. Son yıllarda üretilen braketlerde materyal katılığını artırmak amacıyla liflerle kuvvetlendirilmiş polikarbonat materyaller kullanılmaktadır. Bu braketler, estetik ve seramik braketlere göre daha ucuz olmaları nedeniyle tercih edilmektedirler. Bununla birlikte plastik materyalin çeşitli sakıncaları vardır. Bunların başında ağızda renk değiştirmesi gelmektedir. Başlangıçta şeffaf olan braketler zamanla ağızdaki sıvıları absorbe etmeleri nedeniyle renklenmektedirler. Bu da plastik braketin üretilme amacına ters düşmektedir. Renklenme nedeniyle ağızdaki estetik, yerini, beklenenden çok daha kötü bir görüntüye bırakmaktadır.

Plastik braketlerin ikinci önemli sakıncası da oluk hassasiyetinin yeterli olmasıdır. Bu braketlerde özellikle tork değerlerini tam olarak elde etmek zor olduğundan plastik yapıya metal oluk eklenmektedir.

Bu braketlere ilişkin bir diğer önemli sorun da kaydırma mekaniklerinde yüksek sürtünmelere yol açmasıdır. SEM görüntülerinde diğer braket materyallerine oranla daha pürüzsüz oluk yüzeyine sahip gibi görünmesine rağmen plastik diğer materyallere oranla daha fazla sürtünme direnci göstermektedir. Metal olukların kullanılması bu sorunu kısmen ortadan kaldırılabile de sözü edilen diğer sakıncaları nedeniyle bu braketlerin cazibesi gittikçe azalmaktadır.

Braketlerin Üretim Teknikleri

Paslanmaz çelik braketler

Günümüzde kullanılan paslanmaz çelik braketler üç temel teknikle üretilmektedir.

1. Çekme ya da frezeleme tekniğiyle üretilen braketler (Milled-machined brackets)

Bu teknikte braket, üzerine önceden oluk ve kanat profilleri çekilmiş uzun çubuklardan kesilmek suretiyle üretilir (Örnekler: Dentaurum-Ultratrimm, Scheue Dental-Competence). Kesilen ham gövdeye daha sonra taban lehimlenir.

Polisaj, içi su ve parlatıcı taş parçalarıyla dolu tamburlarda döndürülerek gerçekleştirilir. Braket gövdesinin çubuktan elmas disklerle kesilmesi esnasında braket oluşu hizasında ortaya çıkan küçük çapaklar parlatma sırasında oluşun içine doğru kıvrılarak keskin kenarlar oluşmasına neden olabilmektedir. Kaydırma mekanikleri sırasında tel ile braketin en çok temasta olduğu bu noktalarda keskin çapakların bulunması tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri üzerinde de etkili olmaktadır (bkz. Resim 4 A-D).

2. Döküm braketler

Döküm braketlerin üretiminde en önemli aşama kalıpların hazırlanmasıdır. Sıvı metal, çok hassas olarak hazırlanan braket kalıpları içine enjekte edilir. Bu teknikte üretilen braketlerde de oluk kenarlarında pürüzsüz bir bitiş bulmak zordur (Örnek: GAC -Shoulder, Microlock) (bkz. Resim 5 A-C).

3. Sinterleme tekniğiyle üretilen braketler

Bu teknikte, ince metal tozları yüksek sıcaklık altında hassas kalıplara sıkıştırılır. Elde edilen parçalar vakumlu fırınlarda çok yüksek sıcaklıkta şekillendirilir. Modern braketlerin üretiminde kullanılan bu tekniğin avantajı braket olukları ve kanatlar gibi önemli bölümlerin son derece hassas ve pürüzsüz olarak elde edilebilmesine olanak vermesidir (Örnekler: Unitek-Mini Twin, RMO-Mini Taurus, Orec-Speed) (bkz. Resim 6 A-C).

4. Metal Enjeksiyonla Kalıplama tekniğiyle üretilen braketler

Bu teknikte, erimiş metal yüksek basınç altında kalıplara enjekte edilir. Son yıllarda üretilen kaliteli braketlerin üretimleri çoğunlukla bu teknikle gerçekleştirilmektedir (Örnek: Ortho Organizers-Elite).

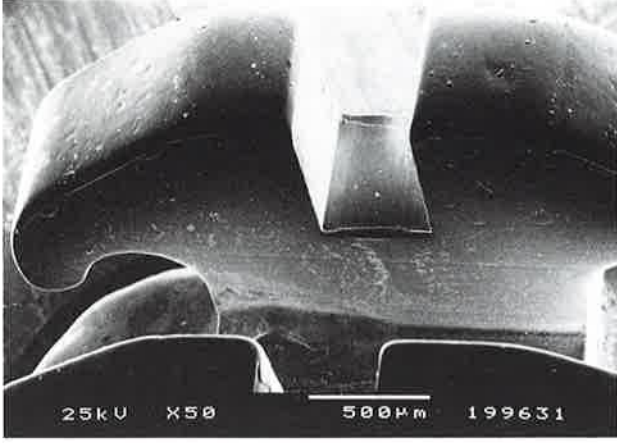
Paslanmaz çelik braketlerin yeniden kazanılması (Recycling)

Yeniden kazanma, kullanılmış braketlerin tabanlarına yapışan yapıştırıcının temizlenerek braketin yeniden kullanılabilir hale getirilmesi işlemidir. Ortodonti pratiğinde, kullanılmış braketlerin ekonomik amaçlarla yeniden kazanılması sıklıkla başvurulan yöntemlerden biridir.

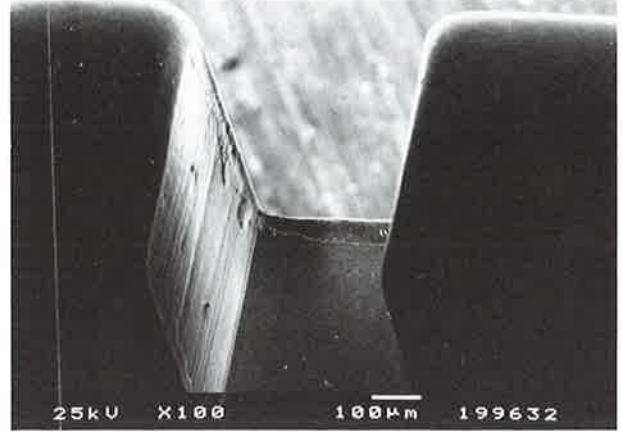
Yeniden kazanma yöntemleri

Günümüzde uygulanan üç tür yeniden kazanma yönteminden söz edilebilir:

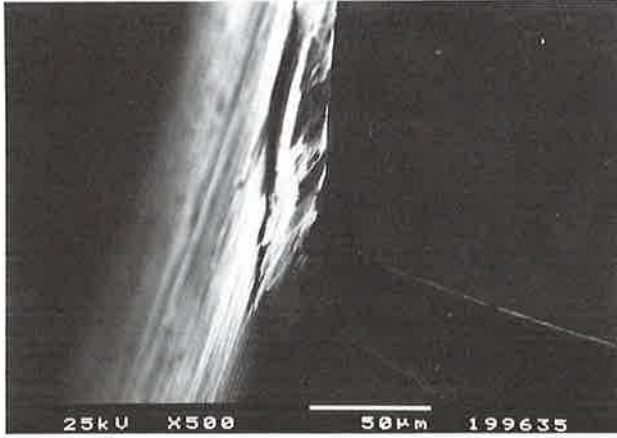
1. Yapıştırıcı artıklarının yakılarak temizlenmesi
2. Kimyasal çözücülerin kullanılması (96)
3. Kumlama tekniği (97-99).



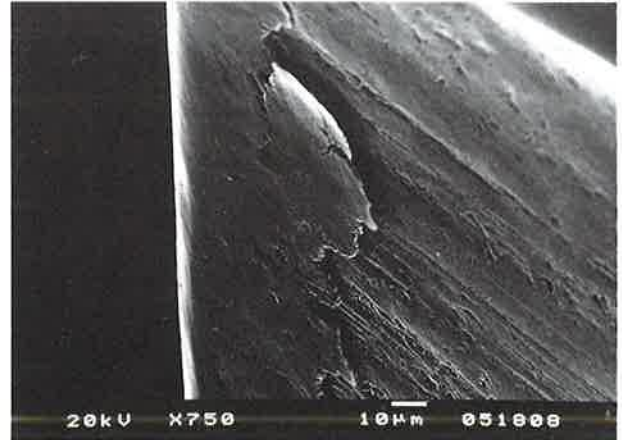
A



B

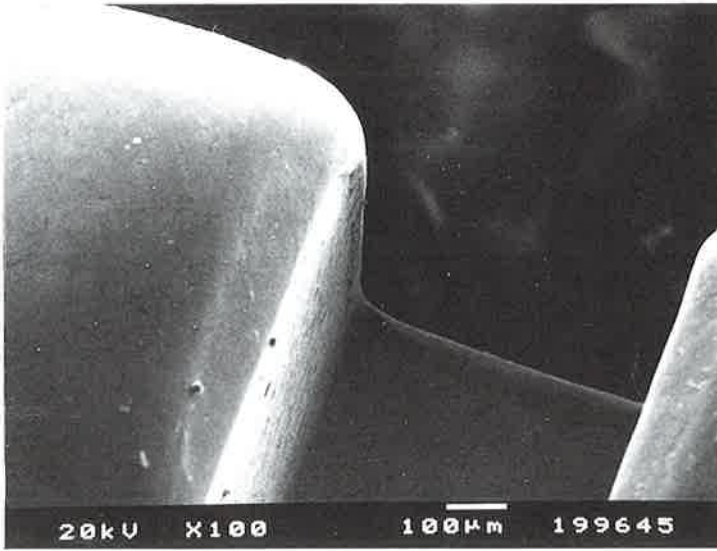
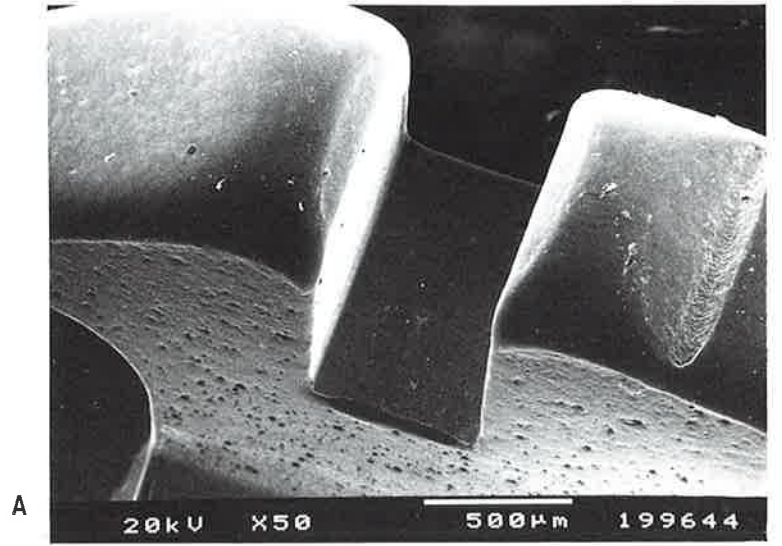


C



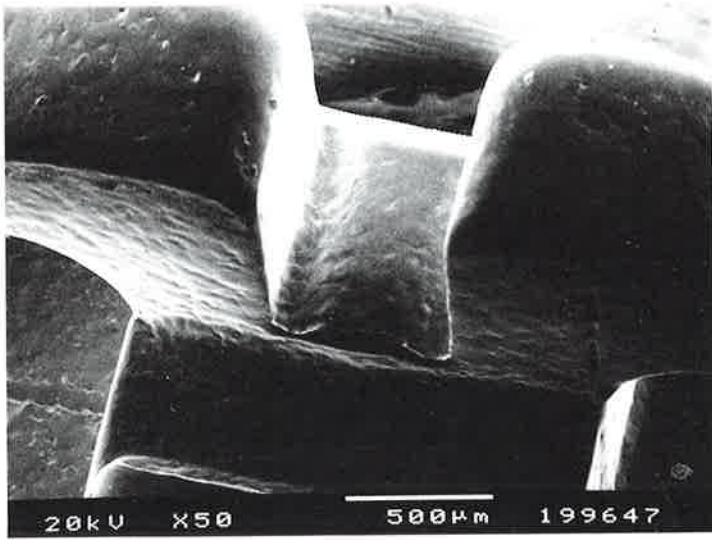
D

Resim 4. Çekme tekniğiyle üretilmiş braketterin (Dentaurum Ultratrim) SEM görüntüleri. Oluk kenarlarındaki keskin çapaklar dikkat çekicidir.

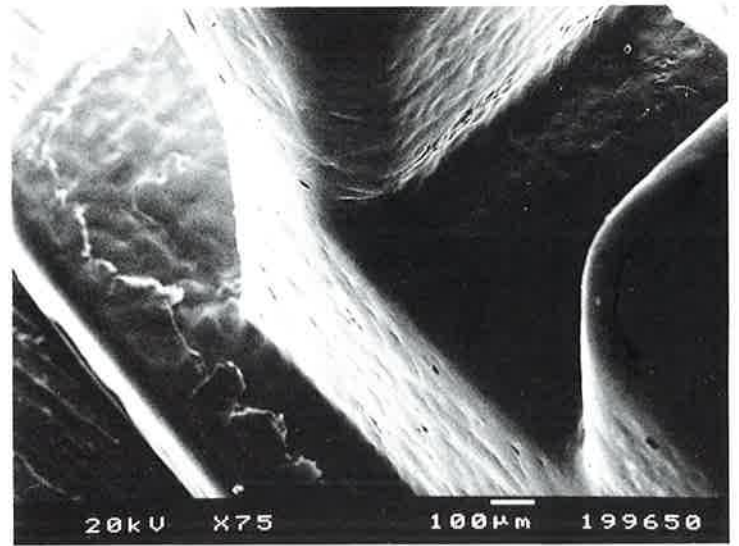


Resim 5. Döküm brakelerin (Microlock GAC) SEM görüntüleri. Oluk kenarlarındaki bantlar dikkat çekicidir.





A



B



C

Resim 6. Sinterleme ile üretilmiş brakelerin (Unitek Mini Twin) SEM görüntüleri. 100 büyütmede bile oluk kenarlarındaki bitiş son derece düzgün görünmektedir.

1. Yapıştırıcı artıklarının yakılarak temizlenmesi (Esmadent yöntemi):

Bu yöntemde braketler 454°C'de 45 dakika tutulur. Yapıştırıcı tamamen yandıktan sonra sıcak braketler soğuk siman çözücü içine atılarak 10-15 dakika ultrasonik yöntemle temizlenir. Daha sonra yıkanıp kurutulan braketler 30-45 saniye kadar elektropolishing işlemi ile parlatılır. Son olarak elektrolitin nötralle edilmesi için sodyum bikarbonat solüsyonuna atılan braketler yeniden kullanıma hazır hale getirilir.

2. Kimyasal çözücülerin kullanılması:

Bu yöntemde, braketler 100°C'nin altında yüksek titreşimle çalışan cihazlarda kimyasal çözücü içinde yapıştırıcı artıklarından temizlenir. Bu işlem sonrasında braketler 250°C'ye kadar ısıtılarak sterilize edilir ve kısa bir elektropolishing işlemini takiben yeniden kullanıma hazır hale getirilmiş olur.

3. Kumlama tekniği:

Zachrisson tarafından önerilen bu yöntemde braket tabanı alüminyum oksit tozları ile yüksek basınç altında kumlanarak yapıştırıcı artıklarından temizlenmektedir. Temizlenen tabandaki ağ yapısı da kumlama etkisiyle pürüzlendirildiğinden tutuculuk daha da artmaktadır. Klinik şartlarda kolaylıkla uygulanabilmesi nedeniyle bu yöntem klinisyene çok yardımcıdır. Bu teknikte ısı kullanılmadığından diğer geri kazanma yöntemlerine oranla braketlerde deformasyon ihtimali bulunmamaktadır (97-99).

Yeniden kazanma işlemlerinin braketler üzerindeki etkileri

Yeniden kazanma işlemleri sonrasında braketlerin oluk boyutları, yüzey yapısı gibi belirli fiziksel özelliklerinde değişiklikler beklenmektedir.

Bu konuda yapılan çalışmalar, yeniden kazanma işleminin braket üzerindeki etkisinin kullanılan yöntem, braketin üretim şekline (çekme, döküm vs), braket taban yapısına (ağ taban, ağsız taban ya da tutucu taban vs.) bağlı değişiklikler gösterdiğini vurgulamaktadır (100).

Braket yapısı, boyutları ve şekli üzerine etkisi

Yeniden kazanma işlemi sırasında kullanılan ısı, braketin genel şekli ve boyutlarında az da olsa değişiklik oluşturur. Isının kullanıldığı yöntemlerde 350-800°C arasında ısıtılan ostenit çelik yapı hafif düzeydeki korozyona bile hassas bir hale dönüşür (89, 100). Korozif atak nedeniyle metalin grenleri ayrışır ve zamanla metal tüm özelliklerini yitirir (101). Özellikle elektropolishing işlemi sırasında tüm braket yüzeyinden ve çoğunlukla oluk kenarları, çengeller, kanat köşeleri ve dışa bakan diğer köşelerinden metal kaybı olur (102). Kaybolan metal miktarı, ısının kullanıldığı yöntemde yaklaşık 50 mikron, kimyasal çözücülerin kullanıldığı ikinci yöntemde ise 5-10 mikron kadardır. (96). Oluk boyutlarında ortaya çıkan değişiklik-klinik olarak çok önemli düzeyde olmasa da-ortodontisti ilgilendirir. Bu boyut kayıplarının, braketin birden çok defa aynı

işlemlerden geçirilmesi sonucunda daha da artacağı ve klinik sonuçları da etkileyebileceği şüphesizdir.

Braketin dişe yapışma gücü üzerine etkisi

Yeniden kazanma işleminin,braketlerin taban yapıları üzerine çeşitli etkileri olmaktadır. Ağ tabanlı braketlerde ağ tellerindeki incelmeye bağlı olarak yapışma gücünün azaldığı belirtilmektedir (103). Elektropolishing işleminden en çok etkilenen sinterleme Speed braketlerde (Orec) tabandaki undercut'lar "traşlandırıldığında" tutuculuk azalmakta, aynı etkiye,daha az düzeyde de olsa diğer tekniklerle üretilen braketlerde de raslanmaktadır (104). Bu azalmanın, özellikle döküm tabanlı braketlerde daha da belirgin olduğu ve bu braketlerde ısı kullanılmaması gerektiği belirtilmektedir (105).

Bu konuda kliniğimizde gerçekleştirilen bir çalışmada ince ağ taban (fine mesh) yapısındaki yeni ve yeniden kazanılmış braketlerin (Forestadent) dişe yapışma güçleri deneysel olarak incelenmiştir (106). Çalışmada, yeni, Esmadent yöntemiyle ve klinik şartlarında yakılmak suretiyle yeniden kazanılan braketler kullanılmıştır. Çekme testlerinde, klinikte yakılan braketlerin en düşük, yeni braketlerin ise en yüksek yapışma gücüne sahip oldukları gözlenmiştir. Gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sıyırma testlerinde ise en yüksek yapışma gücü yeni braket grubunda gözlenirken yeniden kazanılan braket grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sıyırma testlerinde yeniden kazanılan iki braket grubu arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı olarak gözlenmemiştir.

Bu çalışmada elde edilen bulgular,elektropolishing işleminin ağ yapının zayıflamasına neden olarak braketin dişe yapışma gücünü azalttığını savunan araştırmacıların sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Yeniden kazanma işleminin braketin sürtünme değerleri üzerine etkisi

Bu konuda kliniğimizde gerçekleştirilen deneysel çalışmada aynı firmaya ait üç grup braket (Forestadent) kullanılmıştır. Birinci grup yeni braketlerden, ikinci grup; bir firmaya gönderilerek, ısının kullanıldığı Esmadent yöntemiyle yeniden kazanılan braketlerden, üçüncü grup braket ise klinik şartlarında yakılarak geri kazanılan braketlerden oluşmaktadır. 0.016" paslanmaz çelik tel kullanılarak üç boyutlu bir cihazda gerçekleştirilen sürtünme testleri sonucunda elde edilen verilere göre gruplar sürtünme değerlerine göre en yüksekte en düşüğe doğru şöyle sıralanmaktadır:

1. Klinikte yakılarak temizlenmiş,
2. Firmaya gönderilerek temizletilmiş,
3. Yeni braketler.

Üniversal test cihazı ile birlikte üç boyutlu bir sürtünme test cihazının (bkz. Şekil 4-7 ve 4-8) kullanıldığı çalışmada 0.016" çaplı paslanmaz çelik tel ile üç grup braket ayrı ayrı test edilmiştir. Yeniden kazanma işlemlerinin sürtünme

direnci üzerindeki etkisi varyans analizi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda, klinikte yakılan braketlerin diğer grup braketlere oranla anlamlı düzeyde yüksek sürtünme değerleri gösterdiği saptanmıştır. Esmadent yöntemiyle yeniden kazanılan braketlerle elde edilen sürtünme direnci değerleri ile yeni braketlere ait değerler arasındaki farklar da anlamlı bulunmuştur. Bu bulgular polarize ışık mikroskobu görüntüleriyle de desteklenmektedir. Polisaj işlemine rağmen, kullanılan temizleme uçlarının oluk içine ulaşamaması dolayısıyla bu bölgede tam bir temizlik olamamakta sadece braket yüzeyi temizlenebilmektedir. Esmadent yöntemiyle klinikte yakma yöntemi arasındaki en önemli fark, ilkinde, braketin -oluk içi dahil- tüm yüzeyleri üzerinde etkili olan elektropolishing işleminin uygulanıyor olmasıdır (107).

Kaynaklar

1. Proffit, W.R. Contemporary orthodontics, 1. baskı, The C.V. Mosby Comp., St Louis, Toronto, London, 1986.
2. Thurow R.C. Technique and treatment with edgewise appliance, the C.V. Mosby Comp., St. Louis, 1962.
3. Nikolai, R.J. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985.
4. Burstone, C.J. Application of bioengineering to clinical orthodontics in Orthodontics Current principles and techniques Graber, T.M., Swain, B.F. (editors) C.V. Mosby Comp., St Louis, Toronto, Princeton, 1985, s: 193-227.
5. Jarabak, J.R. Fizzel, J.A. Technique and treatment with light wire edgewise appliances, C.V. Mosby Comp, St. Louis, 1963.
6. Nanda, R., Kuhlberg, A. in Nanda, R. (Editor) Biomechanics in clinical orthodontics, WB Saunders Comp. Philadelphia, 1997.
7. Philippe, J. Orthodontie, des principes et une technique, Julien Prélat, éditeur à Paris V.
8. Kapila, S., Angolkar, P.V., Duncanson, M.G., Nanda, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of for alloys, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **98**: 117-126, 1990.
9. Burstone, C.J., Qin, B., Morton, J.Y. Chinese NiTi wire. A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.* 1985, **87**: 445-452.
10. Proffit, W.R., Fields, H.W., Ackerman, J.L., Thomas, P.M., Tulloch J.F.C. Contemporary Orthodontics 2. baskı, St. Louis, Mosby-Year Book, 1993.
11. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., Hamanaka, H. "The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90 (1): 1-10.
12. Adams, D.M., Powers, J.M., Asgar, K. Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1987, **91**: 131-136.

13. Kusy, R.P., Greenberg, A.R. "Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires" *Angle Orthod* 1981; 51(4): 325-341.
14. Odegaard, J., Meling, T., Meling, E., Holte, K., Segner, D. An evaluation of the formulas for bending with respect to their use in estimating force levels in orthodontic appliances; *Kieferorthopadische Mitteilungen*, 1995, 9: 73-88.
15. Kusy, R.P., Stevens, L.E. "Triple-stranded stainless steel wires. Evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives" *Angle Orthod* 1987; 57: 18-32.
16. Kusy, şahsi görüşme.
17. Yıldırım, E. Ortodontide maddeler bilgisi. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Çene Ortopedisi Kürsüsü mezuniyet sonrası eğitim yayınları, İstanbul, 1981.
18. Matasa, C.G. Attachment corrosion and its testing, *JCO*, 1995, 29: 16-23.
19. Majjer, R., Smith, D.C. Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am. J. Orthod.*, 1982, 81: 43-48.
20. Nikolai, R.J. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985, p: 104-109.
21. Park, H.Y., Shearer, T.R. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1983, 84: 156-159.
22. Kusy, R.P., Dilley, G.J., Whitley, QJ. Mechanical properties of stainless steel orthodontic archwires, *Clinical Materials*, 1988, 3: 41-59.
23. Ülgen, M. Ortodontik Tedavi Prensipleri 3.baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 1990.
24. Kusy, R.P., Dilley, G.J. "Elastic property ratios of a triple stranded stainless steel arch wire" *Am J Orthod* 1984; 86: 177-188.
25. Andreasen, G.F., Morrow, R.E. "Laboratory and clinical analysis of nitinol wire" *Am J Orthod* 1978; 73 (2): 142-151.
26. Burstone, C.J. "Variable-modulus orthodontics" *Am J Orthod* 1981; 80 (1): 1-16.
27. Waters, N.E., Houston, W.J.B., Stephens, C.D. "The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth" *Am J Orthod* 1981; 79 (4): 373-389.
28. Burstone, C.J. The segmented arch approach to space closure, *Am. J. Orthod.* 1982, 82: 361-378.
29. Manhartsberger, C., Morton, C.Y., Burstone, C.J. Space closure in adult patients using the segmented arch technique, *Angle Orthod.* 1989, 59: 205-210.
30. Drescher, D., Bourauel, C., Thier, M. "Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drähte" *Fortschr. Kieferorthop.* 1990; 51 (6): 320-326.
31. Prosofski, R.R., Bagby, M.D., Erickson, K. "Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 341-348.
32. Khier, S.E., Brantley, W.A., Fournelle, R.A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires, *Am. J. Orthod Dentofac Orthop.* 1991, 99: 310-318.

33. Waters, N.E. "Superelastic nickel-titanium wires" *Brit Journal of Orthodontics* 1992; **19**: 319-322.
34. Burstone, C.J., Bai, Q., Morton, J.Y. "Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy" *Am J Orthod* 1985; **87 (6)**: 445-453.
35. Viazis, A.D. "Clinical applications of superelastic nickel titanium wires" *JCO* 1991; **25 (6)**: 370-374.
36. Ricketts, R.M. Bioprogressive Therapy I., 1980, RMO, Denver, CO.
37. Rygh, P. Orthodontic forces and tissue reactions, in: Thilander, B., Rönning, O. (editors) Introduction to orthodontics. Tandlakarförlaget, Stockholm, 205-224.
38. Segner, D., Ibe, D. "Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment" *Eur J. Orthod.* 1995; **17**: 395-402.
39. Sachdeva, R.C.L. "Variable transformation temperature orthodontics... Copper NiTi makes it a reality" *Clinical Impressions* 3-1-1994, 2-5, 16-17.
40. Robinson, S.N. Orthodontic products update. Superelastic wires. A comparison of wires available from the U.K. supply houses, *Brit. J. Orthod.*, 1992, **19**: 323-329.
41. Jones, M., Chan, C. "The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: A randomised controlled clinical trial of two initial aligning arch wires" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; **102 (4)**: 373-381.
42. Jones, M.L., Staniford, H., Chan, C. "Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wire in initial alignment" *JCO* 1990; **24 (10)**: 611-613.
43. O'Brien, K., Lewis, D., Shaw, W., Combe, E. "A clinical trial of aligning archwires" *Eur J Orthod* 1990; **12**: 380-384.
44. Mayhew, M.J., Kusy, R.P. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires, *Am. J.Orthod. Dentofac. Orthop.* 1988, **93**: 232-236.
45. Buckthal, J.E., Kusy, R.P. Effects of cold desinfectants on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1988, **94**: 117-122.
46. Sarkar, N.K., Redmond, N., Schwaninger, B., Goldberg, J. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires (abstract), *J. Dent. Res.* 1979, **58A**: 98.
47. Sarkar, N.K., Schwaninger, B. The in vivo corrosion of nitinol wire (abstract) *J. Dent. Res.* 1980, **59A**: 528.
48. Clinard, K., von Fraunhofer, J.A., Kuflinec, M.M. The corrosion susceptibility of modern orthodontic spring wires (abstract), *J. Dent. Res.* 1981, **60A**: 628.
49. Edie, J.W., Andreasen, G.F., Zaytoun, M.P. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions, *Angle Orthod.*, 1981, **51**: 319-324.
50. Schwaninger, B., Sarkar, N.K., Foster, B.E. Effect of long term immersion corrosion on the flexural properties of Nitinol, *Am. J. Orthod.*, 1982, **82**: 45-49.
51. Harris, E.F., Newman, S.M., Nicholson, J.A. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties: *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1988, **93**: 508-513.
52. Burstone, C.J, Goldberg, A.J. "Beta titanium: A new orthodontic alloy" *Am J Orthod* 1980; **7 (2)**: 121-132.

53. Williams, D.F., Roaf, R. *Implants in surgery* London, WB Saunders 1973, p: 315-318.
54. Burstone, C.J., Farzin-Nia, F. Production of low friction and colored TMA by implantation, *JCO*, 1995, **29**: 453-461.
55. Sioshansi, P. Tailoring surface properties by ion implantation, *Mater. Engin.*, Perton Publishing, February 1987.
56. Kusy, R.P., Andrews, S.W. Tribological properties of ion implanted model orthodontic appliances, in ion nitriding and ion carburizing, ASM International, September 1989, pp: 105-118.
57. Miller, T.J., Hart, A.C., Vroom, W.I., Bowden, M.J. Silicone and ethylene-vinyleacetate-coated laser drawn silica fibers with tensile strengths $>3.5 \text{ GN/m}^2$ (500 ksi) in greater than 3 km. Lengths, *Electron Lett* 1978, **14**: 603-605.
58. Kusy, R.P. Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires and friction, *Current Opinion in Dentistry*, 1991, **1**: 634-644.
59. Türkoğlu, K. Seviyeleme ark tellerinin deneysel ve klinik olarak karşılaştırmalı incelenmesi, Doktora tezi, İzmir, 1997.
60. Dickson, J.A.S., Jones, S.P., Davies, E.H. "A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations - an in vitro study" *Brit. J. Orthod.* 1994; **21(1)**: 15-22.
61. Kusy, R.P. Comparison of nickel titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials, *Am. J. Orthod.*, 1981, **79**: 625-629.
62. Tosun, Y., Ünal, H. Ortodontide değişik tel ve braket materyalleri arasında ortaya çıkan sürtünmenin incelenmesi, 1998, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1998, **11**: 35-48.
63. Bennett, J. "Straight wire kursu" 6-7 Ocak 1996, Ankara.
64. Storey, E., Smith, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement, *Aust. Dent. J.* 1952; **56**: 11-18.
65. Reitan, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics *Am. J. Orthod.*, 1957; **43**: 32-45.
66. Sonis, A.L., Van der Plas, E., Gianelly, A.A. Comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vitro study, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1986, **89**: 73-78.
67. Boshart, B.F., Currier, G.F., Nanda, R.S., Ducanson, M.G. "Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs" *Angle Orthod* 1991; **60**: 27-34.
68. Han, S. Quick, D.C. Nickel titanium spring properties in a simulated oral environment, *Angle Orthod.*, 1993, **63**: 67-72.
69. Miura, F., Masakuni, M., Ohura, Y., Karibe, M. The superelastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics; Part III, Studies on Japanese NiTi alloy coil springs, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1988, **94**: 89-96.
70. Angolkar, P.V., Arnold, J.V., Nanda, R.S., Ducanson, M.G. Jr "Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; **102**: 127-133.
71. Baty, D.L., Storie, D.J., von Fraunhofer, J.A. Synthetic elastomeric chains: A literature review, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994, **105**: 536-542.

72. Young, J., Sandrik, J. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers, *Angle Orthod.*, 1979, **49**: 104-109.
73. De Genova, D.C., Mc Innes, P., Weinberg, R., Shaye, R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains-a product study, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1985, **87**: 377-384.
74. Andreasen, G.F., Bishara, S. Comparison of alastic chains with intra arch molar to molar forces, *Angle Orthod.* 1970, **40**: 151-158.
75. Hershey, G., Reynolds, W. The plastic module as an orthodontic tooth moving mechanism, *Am. J. Orthod.*, 1975, **67**: 554-662.
76. Williams, J., von Fraunhofer, J.A. Degradation of the elastic properties of orthodontic chains (Master thesis), Louisville, Kentucky, Uni. Louisville, 1990.
77. Hershey, H., Brooks, B. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules, *J. Dent. Res.* 1976, **55B**, 363.
78. Jefferies, C., von Fraunhofer, J. The effects of 2 % alkaline gluteraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain, *Angle Orthod.* 1991, **61**: 25-30.
79. Cofflet, M., von Fraunhofer, J. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on degradation of the elastic properties of orthodontic chains. (Master's thesis) Louisville, Kentucky: University of Louisville, 1991.
80. Bales, R.T., Chaconas, J.S., Caputo, A.A. Force extension characteristics of orthodontic elastics, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1977, **72**: 296-302.
81. Tosun, Y., Dinçer, B., Erdinç, A.A. Ağız içi elastiklerde kuvvet kaybının incelenmesi, (poster) 6. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 16-20 Haziran 1998, İstanbul.
82. Hasund, A. The Bergen Technique Bergen Norway, 1972, s.49.
83. Langlade M. Thérapeutique orthodontique, Maloine SA éditeur, Paris 1986.
84. Samuels, R.H.A., Rudge, S.J., Mair, L.H. A comparison of the rate of space closure using a nickel titanium spring and an elastic module: a clinical study, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1993, **103**: 464-467.
85. Kuster, R., Ingervall, B., Burgin, W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. *Eur. J. Orthod.*, 1986, **8**: 202-208.
86. Rock, W.P., Wilson, H.J., Fisher S.E. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. *Brit. J. Orthod.*, 1986, **13**: 147-150.
87. Park, H.Y., Shearer, T.R. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am. J. Orthod.*, 1983, **84**: 156-159.
88. Barrett, R.D., Bishara S.E., Quinn, J.K. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1993, **103**: 8-14.
89. Maijer, R., Smith, D.C. Biodegradation of the orthodontic bracket system, *Am. J. Orthod.*, 1986, **90**: 195-198.
90. Edman, B., Möller, H. Trends and forecasts for standard allergens in a 12 year patch test material, *Contact dermatitis* 1982, **8**: 95-104.
91. Bishara, S.E., Barrett, R.D., Selim, M.I. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1993, **103**: 115-119.

92. Saunders, C.R., Kusy, R.P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets; *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994, **106**: 76-87.
93. Scott, G.E. Jr. Fracture toughness and surface cracks; the key to understanding ceramic brackets *Angle Orthod.* 1988, **58**: 5-8.
94. Kusy, R.P. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength, *Angle Orthod.*, 1988, **58**: 197-203.
95. Akgündüz, O. Seramik braketlerin yapı özelliklerinin incelenmesi, Doktora tezi, İzmir, 1999.
96. Postlethwaite, K.M. Orthodontic materials update, Recycling bands and brackets. *Brit. J. Orthod.* 1992, **19**: 157-164.
97. Zachrisson, B.U. Bonding in orthodontics, Orthodontics, Current Principles and Techniques, Graber, TM and Swain BF eds, C.V. Mosby Comp., St Louis MO, 1985, 485, 464, 513.
98. Zachrisson, B.U., Büyükyılmaz, T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain, *JCO*, 1993, **27**: 661-675.
99. Zachrisson, B.U. "Klinik ortodontide gelişmeler" kursu, 16-17 Ekim 1998, Ankara.
100. Matasa, C.G. Pros and cons of the reuse of direct-bonded appliances *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1989, **96**: 72-76.
101. Franks, R. Stainless steel in: Uhlig HH, ed. Corrosion handbook, New York: Wiley & Sons, 1948: 161.
102. Buchman, D.J.L. Effects of recycling on metallic direct bond orthodontic brackets, *Am. J. Orthod.*, 1980, **77**: 654-668.
103. Wheeler, J.J., Ackerman R.J. Bond strength of thermally recycled metal brackets, *Am. J. Orthod.*, 1983, **83**: 181-186.
104. Siomka, L.V., Powers, J.M. In vitro bond strength of treated direct bonding metal bases, *Am. J. Orthod.*, 1985, **88**: 133-136.
105. Regan, D., Van Noort, R., O'Keeffe, C. The effects of recycling on the tensile bond strength of new and clinically used stainless steel orthodontic brackets: an in vitro study, *Brit. J. Orthod.*, 1990, **17**: 137-145.
106. Tosun, Y., Önçağ, G. Yeniden kazanılmış ve yeni metal braketlerin çekme ve sıyırma kuvvetlerine olan direncinin karşılaştırılması, (poster), 6. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 16-20 Haziran 1998, İstanbul.
107. Tosun, Y., Ünal, H., Okur, A. Yeniden kazanılmış braketlerin sürtünme direnci üzerine olan etkisinin incelenmesi, (Tebliğ) 5. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 7-12 Ekim 1996, Belek, Antalya.

BÖLÜM

3

İki Diş Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Bu bölümde iki diş aıt braketler içine yerleştirilen düz ya da bükümlü tellerin bu dişler üzerinde meydana getirdiği kuvvet sistemleri ele alınmaktadır. Bu incelemede, öncelikle düz teller, daha sonra V bükümlü ve basamaklı arkların mekanikleri üzerinde durulacaktır.

Düz Arkların Mekanığı

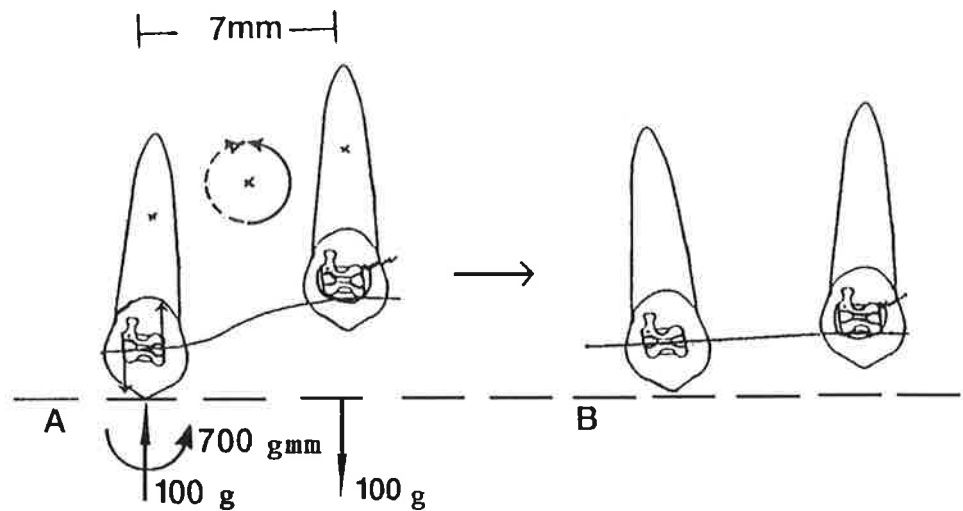
Çapraşıklık gösteren bir ağızda dişlerin dizilebilmesi için tel değişik seviyelerde yer alan braketlerin içinden geçirilir. Bu işlem esnasında telin elastikiyeti sonucu braketler üzerine kuvvetler uygulanır. Bu şekilde bir tel ve birçok braketten meydana gelen bir kuvvet sistemi ortaya çıkmış olur. Ağızdaki bu kuvvet sistemi de fizik kanunlarına bağılı olarak çalışır. Bu nedenle sistemin zamanla statik dengeye ulaşması gerekir. Bunun için temel şart sistem üzerindeki tüm kuvvet ve momentlerin vektörel toplamının sıfır olmasıdır. Diş kavsinin bütünü ele alındığında çok sayıda birbirinden farklı direnç değerlerine sahip dişler ve birbirlerine göre uzayın üç boyutunda değişik seviyelerde, mesafelerde ve açılarda yer almış farklı genişlikte braket ve tüplerden oluşan böylesi çok bilinmeyenli bir problemi çözmek, standardize etmek ve olabilecekleri önceden kestirebilmek olanaksızdır. Konunun basitleştirilmesi bakımından, bütün bir diş kavsinde oluşması beklenen değişiklikleri sadece iki diş arasındaki kuvvet sistemi şeklinde ele alarak incelemek daha doğru olacaktır. Bu konu, temel prensipleri ilk defa 70'li yıllarda Burstone ve Koenig (1) tarafından ortaya konduğundan bu araştırmaların örnekleriyle açıklanacaktır.

Ankraj değerleri birbirine eşit olan kanin ve premolardan oluşan iki diş ele alalım (Şekil 3-1). Farklı seviyelerde yer alan bu dişlerden premolar braketinin içine bir düz tel yerleştirilim ve teli yukarıda yer alan kanin braketine ligatür ile tek noktadan bağlayalım. İki braket arasındaki mesafenin 7 mm. ve teli yukarı esnetme kuvvetinin de 100 g olduğunu varsayarsak, şekil 3-1 A'da görüldüğü gibi tele yukarı doğru uygulanan aktivasyon kuvvetine karşılık premolar braketi üzerine pozitif yönlü 700 g.mm lik bir moment uygulanır. Söz konusu kuvvet sistemini oluşturan dişlerin direnç değerlerini eşit kabul ettiğimizden bu sistemin ortak direnç merkezinin tam ortada bulunması gerekir. Sistemin statik

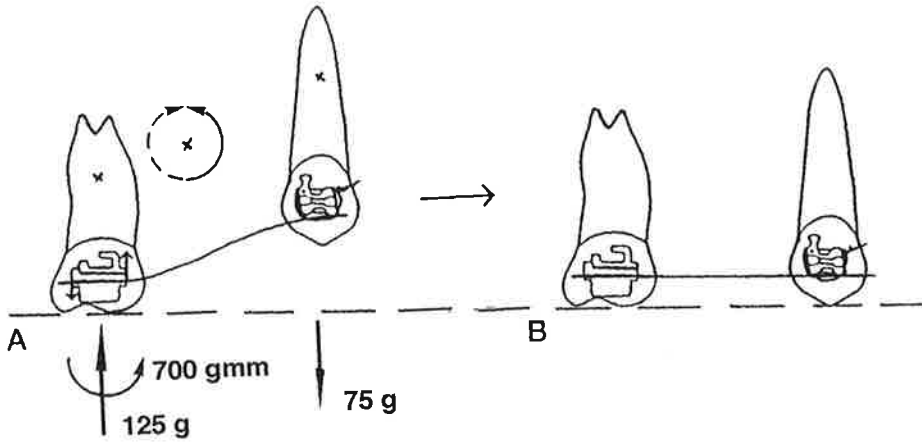
olarak dengeye ulaşabilmesi için sistem üzerine etkiyen tüm momentlerin ve kuvvetlerin vektörel toplamının sıfıra eşit olması gerekir. Sistem üzerine etkiyen momentleri direnç merkezi etrafında şematik olarak gösterecek olursak pozitif yönlü moment, her iki diş üzerine etkiyen eşit ve zıt yönlü net kuvvetlerin oluşturduğu negatif yönlü moment ile dengelenmektedir. Buna göre, telin ucu kanin braketine bağlandığı andan itibaren kaninde aşağı yönde 100 g.lık bir kuvvet, premolarda ise pozitif yönde 700 g.mm lik bir moment ve 100 g.lık yukarı yönde dengeleyici bir kuvvet ortaya çıkmalıdır. Bunun sonucunda, tel tamamen pasif hale geldiğinde (dişler statik denge konumuna ulaştığında) premolar hafifçe mesiale devrilir ve gömülürken kanin uzar ancak referans düzlemine kadar ulaşamaz (Şekil 3-1 B).

Yukarıdaki örnekte olduğu gibi, sadece iki bağlantı noktası arasındaki mesafeyi biliyor ve tele uygulanan kuvveti dinamometre yardımıyla belirleyebiliyorsak, bu kuvvet sisteminin ne şekilde dengeye geleceğini önceden kestirmek (yani dişlerin nasıl bir hareket şekli göstereceklerini belirlemek) mümkün olabilir. Bu nedenle böyle bir sistem **statik olarak önceden belirlenebilir** (statically determinate) bir kuvvet sistemidir.

Yukarıdaki örnekteki premoların yerine, ankraj değeri kaninden daha fazla olan bir molar yerleştirecek olursak meydana gelen kuvvet sistemi diğerinden biraz daha farklı olur (Şekil 3-2). Buna göre, kaninde aşağı yönde 100 g.lık bir kuvvet, molarda ise negatif yönlü bir moment ve yukarı yönde bir dengeleyici kuvvet ortaya çıkmaktadır. Buradaki durum, önceki örnekten iki yönden farklılık göstermektedir. Birincisi, sistemin direnç merkezi molar tarafına daha yakın olduğundan kaldıraç prensipleri gereği molar tarafındaki dengeleyici kuvvet şiddeti daha fazla olmaktadır. İkincisi ise, molar ankraji kanine göre



Şekil 3.1. Ankraj değerleri eşit olan ve birbirlerine göre farklı seviyelerde yer alan iki dişten soldaki premolar braketinin içine tel yerleştirilip kanin braketine uzaktan bağlandığında premolar üzerinde bir moment etkisi ortaya çıkar. Bu sistemin statik denge konumuna gelmesi, premolarda gömücü kaninde ise uzatıcı yöndeki dengeleyici kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla mümkün olur. Dişlerin direnç değerleri eşit olduğundan premolar bir miktar gömülür ve pozitif yönde devrilirken kanin de bir miktar uzar ancak oklüzal düzlem seviyesine tam olarak ulaşamaz.



Şekil 3.2. Ankrage değerleri birbirinden farklı olan molar ve kanin arasında Şekil 3-1'de gösterilen biçimde bir tel bağlandığında kanine göre çok daha güçlü ankraja sahip olan molarlarda 700 g.mm lik bir moment etkisi ortaya çıkar. Bu sistemin statik dengeye ulaşması da, önceki örnekte olduğu gibi, molarlarda gömücü, kaninde ise uzatıcı yönde dik yön kuvvetlerinin ortaya çıkmasıyla mümkün olur. Bu örneğin diğerinden farkı dik yön kuvvetlerinin şiddetindedir. Ankrage değerleri farklı iki dişin direnç merkezi ankraji fazla olan dişe yakındır. Kaldıraç prensipleri gereği, ankraji fazla olan diş tarafındaki dengeleyici kuvvet şiddeti diğer tarafa oranla daha fazla olur. Molaradaki dik yönlü kuvvet vektörü bu dişi gömücü yöndedir. Moların ankraji oldukça fazla olduğundan hem moment etkisiyle devrilmeye hem de dik yönlü kuvvet etkisiyle gömülmeye karşı direnç gösterir. Bunun sonucu olarak kanin oklüzal düzlem seviyesine kadar uzar.

daha fazla olduğundan gerek devrilmeye gerekse-oldukça zor bir hareket olan-gömülmeye karşı direnci de daha fazladır. Buna karşılık, kuvvet şiddeti düşük olsa da kaninde uzama kolaylıkla gerçekleşir. Bunun sonucunda molar yerinde dururken kanin referans düzlemine kadar uzar.

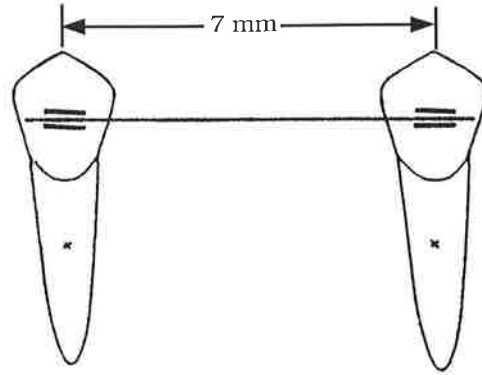
Çapraşıklık gösteren bir kaviste iki diş arasındaki ilişkiler her zaman bu kadar basit değildir. Yukarıda verilen örnekler, aynı düzlem üzerinde yer alan ve braketleri arasında açı bulunmayan iki dişin sadece ön arka yöndeki ilişkisini ele almaktadır. Oysa, pratikte iki braket içine bir tel yerleştirildiğinde dişler uzayın üç boyutunda etkileşime girerler. Burstone ve Koenig (1), çalışmalarında bunu standardize etmek amacıyla braketler arasında açı bulunan altı değişik konfigürasyon oluşturmuşlardır. Şekil 3-3 B'de görülen bu altı farklı ilişki şekli aşağıda detaylı olarak açıklanmaktadır. Bu açıklamalarda, klinisyeni daha çok ilgilendirdiğinden ve daha kolay anlaşılması bakımından sadece **deaktivasyon** kuvvet sistemleri gösterilmiştir.

Aynı düzlem üzerinde yer alan ve aralarında $L=7$ mm mesafe bulunan aynı genişliğe sahip iki braket içine 0.016" lik düz bir tel yerleştirdiğimizi düşünelim (Şekil 3-3 A). Burada tel aktif olmadığı için yani braketler üzerine kuvvet uygulamadığından dişlerde de bir hareket gözlenmez.

Şimdi, ankraji eşit kabul edilen bu dişlerden (braketlerden) bir tanesine sabit bir açı değeri verip diğerinin açısını buna göre değiştirelim.

Sınıf I ilişki

Bu ilişkide braket açıları arası oran $\theta A/\theta B = 1$ dir (Şekil 3-3 B I). Yani braketlerin açıları eşit ve aynı yönlüdür. Böyle bir konfigürasyonda yerleşmiş olan



A

CLASS:	I	II	III	IV	V	VI
$\frac{\theta_A}{\theta_B}$	1.0	0.5	0	-0.5	-0.75	-1.0
LOWER LEFT QUADRANT						
$\frac{\theta_A}{\theta_B}$	1.0	0.5	0	-0.5	-0.75	-1.0
$\frac{M_A}{M_B}$	1.0	0.8	0.5	0	-0.4	-1.0
RELATIVE FORCE SYSTEM ON TEETH L=7	331.4 ↓ ↑ 331.4 1860 ↪ ↩ 1860	477.4 ↓ ↑ 477.4 1488 ↪ ↩ 1860	398.0 ↓ ↑ 398.0 930 ↪ ↩ 1860	265.7 ↓ ↑ 265.7 ↪ ↩ 1860	160.0 ↓ ↑ 160.0 740 ↪ ↩ 1860	1860 ↪ ↩ 1860

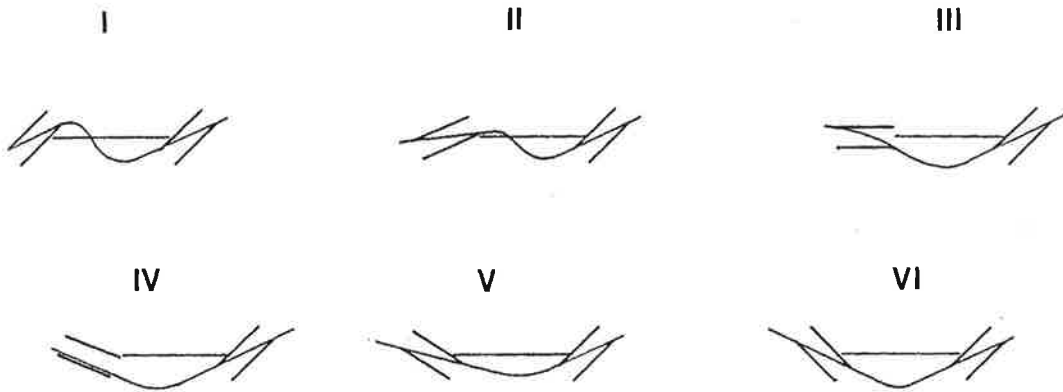
B

Şekil 3.3. Aynı düzlem üzerinde yer alan ve ankray değerleri birbirine eşit iki dişin braketterine düz bir tel yerleştirildiğinde bu dişlerde hiçbir hareket olmaz (A). Bu dişlerden birini belli bir açıda sabit tutup diğerini buna göre değişik açı değerlerinde konumlandırıldığında ise, telin brakettere giriş açılarına bağlı olarak dişlerde birbirinden farklı kuvvet sistemleri ortaya çıkar (B). Yukarıda yer alan 6 değişik ilişkide sağdaki braketin açısı sabit tutulmuş soldaki braket ona göre değişik açılarda konumlandırılmıştır. Şeklin ilk ve üçüncü sırasında sol ve sağdaki diş konumlarının birbirlerine göre oranları, dördüncü sırada sol ve sağ momentler arasındaki oranlar, beşinci sırasında ise sol ve sağ braketterde ortaya çıkan moment ve kuvvetlerin (deaktivasyon) yön ve şiddetleri yer almaktadır. Burada en dikkat çekici nokta, sınıf IV ilişkide telin, sağdaki braketten belli bir açıyla girerek 1860 gmm.lik moment oluşturması, buna karşılık soldaki braketten açı yapmadan pasif olarak girmesidir. Bunun sonucu olarak sağdaki braketten bir moment oluşurken soldaki braketten moment yoktur ancak sistemi dengeleyici kuvvetler ortaya çıkmaktadır. Telin soldaki braketten pasif girmesinin nedeni aşağıda V bükümlü arklar mekanizmasında şekil 3-8'a açıklanmaktadır (1).

braketler içinden düz bir tel geçirdiğimizde telin alacağı form şekil 3-4 I'de görülmektedir. Telin braketlere giriş açısı eşit olduğundan her iki braketde de 1860 g.mm lik negatif yönlü momentler ortaya çıkar. Burada momentler eşit, dolayısıyla momentler arası oran $MA/MB=1$ dir. Bu kuvvet sisteminin statik olarak dengeye ulaşabilmesi için sistem üzerine etkiyen tüm momentlerin ve kuvvetlerin vektörel toplamının sıfıra eşit olması gerekir. Bu sistemde her iki brakete de negatif yönde 1860 g.mm. lik moment düşmektedir. Yani negatif yöndeki momentlerin toplamı 3720 g.mm dir. Sistemin statik olarak dengeye gelmesi için sağdaki dişte yukarı soldakinde ise aşağı doğru 531.4 g.lık dengeleyici net kuvvetler ortaya çıkar. Bu bir kuvvet çiftidir ve (L) braketler arası mesafe $\times F$ formülüne göre $7 \times 531.4 = 3719.8$ g.mm.lik pozitif yönlü moment ile sistem dengelenir. Sonuç olarak, böyle bir kuvvet sistemi statik dengeye geldiğinde her iki dişte de negatif yönde bir dönme etkisi ortaya çıkar ve sağdaki diş uzar soldaki ise gömülür.

Sınıf II ilişki

Bu ilişkide braket açıları arası oran $\theta A/\theta B=0.5$, momentlerin birbirine oranı ise $MA/MB=0.8$ dir (Şekil 3-3 B II). Braketler içinden düz tel geçirildiğinde telde oluşan konfigürasyon şekil 3-4 II'de görülmektedir. Sağdaki braketin açısında bir değişiklik olmadığından bu braket üzerine etkiyen momentin yönü ve şiddeti de aynı kalır yani negatif yönde ve 1860 g.mm.dir. Soldaki braketde ise telin brakete giriş açısı bir öncekinden daha düşük olduğundan ortaya çıkan momentin yönü aynı kalmakla birlikte şiddeti daha düşük yani 1488 g.mm dir. Bu durum için statik denge analizi yapılacak olursa, sisteme negatif yönde etkiyen toplam momentin şiddeti 3348 g.mm. dir. Bunun dengelenmesi için her bir brakete etkiyen dengeleyici kuvvet miktarı $F=M/L$ formülüne göre $F=3348/7=478.2$ olmalıdır. Nitekim, araştırmacıların buldukları 477.4 g.lık sonuç da bunu doğrulamaktadır. Burada dişlerin direnç değerleri birbirine eşit olarak kabul



Şekil 3.4. Yukarıda şekil 3-3 B'de açıklanan altı değişik braketler arası ilişkide telin braketlere yerleştirilmesi sonucu aldığı şekiller. Dikkat edilirse, sınıf I ve II ilişkilerde tel, braketler arasındaki düzlemin üzerine taşmakta, diğer ilişkilerde ise bu düzlemin altında kalmaktadır. Sınıf VI ilişkide, braketlerin birbirine göre oranı -1.0 dir. Yani braketler birbirlerine göre eşit açılarda yerleştiklerinden teldeki şekil de simetrik, dolayısıyla telin braketlere giriş açısı ve uyguladığı momentler de eşit ancak zıt yönlüdür. Benzer konfigürasyon, aşağıda V bükümlü arklar mekaniğinde de görülmektedir (bkz. Şekil 3-5 B).

edildiğinden dengeleyici kuvvetlerin şiddeti her iki tarafta da eşittir. Bu sonuca göre, sistem statik denge konumuna ulaştığında her iki diş te negatif yönde döner ve sağdaki diş 477.4 g.lık bir kuvvetle uzarken soldaki diş aynı şiddetteki kuvvet etkisiyle gömülür.

Sınıf III ilişki

Bu ilişkide braket açıları arası oran $\theta A/\theta B=0$, momentlerin birbirine oranı ise $MA/MB=0.5$ tir (Şekil 3-3 B III). Bu ilişkideki braketler arasından geçirilen düz telin aldığı form şekil 3-4 III'te görülmektedir. Burada da önceki örneklerdekine benzer bir sonuç elde etmek mümkündür çünkü sağdaki braketteki moment negatif yönlü ve 1860 g.mm. şiddetinde soldaki braketteki moment ise yine aynı yönlü ancak-telin brakete giriş açısı daha da düşük olduğundan-930 g.mm şiddetindedir. Sistemin statik dengeye ulaşması için sistem üzerine negatif yönde etkiyen 2790 g.mm.lik toplam moment,sistemi pozitif yönde çeviren net kuvvetler ile dengelenmelidir. Bu kuvvetlerin şiddeti her iki tarafta da 398.0 g'dır. Sonuçta sistem dengeye ulaştığında her iki dişte -farklı şiddetlerde de olsa-negatif yönde döner ve bu arada sağdaki diş uzar soldaki diş ise gömülür.

Sınıf IV ilişki

Bu ilişkide braket açıları arası oran öncekilerden farklı olarak $\theta A/\theta B= -0.5$, momentlerin birbirine oranı ise $MA/MB=0$ dır (Şekil 3-3 B IV). Sınıf IV ilişkide braketler içinden geçirilen düz telin alacağı form şekil 3-4 IV'te görülmektedir. Burada dikkat edilirse, sağdaki braket açısı aynı ve üzerine etkiyen kuvvetin şiddeti de 1860 g.mm iken soldaki braket üzerinde herhangi bir moment yoktur. Bu demektir ki tel, soldaki braket içine hiç açı yapmadan girmektedir. Bu durumda sistemde sadece negatif yönde 1860 g.mm. lik moment vardır. Bunun dengelenmesi için braketler üzerinde ortaya çıkacak dengeleyici kuvvetlerin yönleri sağda yukarı solda ise aşağı doğru olup şiddetleri eşit ve 265.7 g. olmalıdır. Bu durumda sistem statik denge konumuna geldiğinde sağdaki diş negatif yönde rotasyon gösterirken 265.7 g.lık bir kuvvetle uzar. Soldaki dişte ise hiç bir dönme olmaz ve aynı şiddette bir kuvvet etkisiyle gömülür.

Sınıf V ilişki

Bu ilişkide braket açıları arası oran $\theta A/\theta B= -0.75$,momentlerin birbirine oranı ise $MA/MB= -0.4$ tür (Şekil 3-3 B V). Braketler içine yerleştirilen telin alacağı form şekil 3-4 V'te görülmektedir. Sınıf V ilişkide sağdaki brakette yine negatif yönde ve 1860 g.mm lik bir moment soldaki brakette ise bu defa pozitif yönde ve telin brakete giriş açısına bağlı olarak daha düşük şiddette, 740 g.mm lik bir moment ortaya çıkmaktadır. Bu kuvvet sisteminin analizi yapılacak olursa, sistemi negatif yönde çeviren moment şiddeti 1860 g.mm., pozitif yönde çeviren moment şiddeti ise 740 g.mm dir. Sistemin statik olarak dengelenebilmesi için $1860-740=1120$ g.mm lik pozitif yönlü bir momente ihtiyaç vardır. Bunun için, sağdaki brakette yukarı soldaki brakette ise aşağı doğru $1120/7=160$ g. şiddetinde net kuvvetler ortaya çıkar. Sonuçta sistem dengeye geldiğinde sağdaki

dişte negatif soldaki dişte ise pozitif yönde dönme olurken sağdaki diş uzar soldaki ise gömülür.

Sınıf VI ilişki

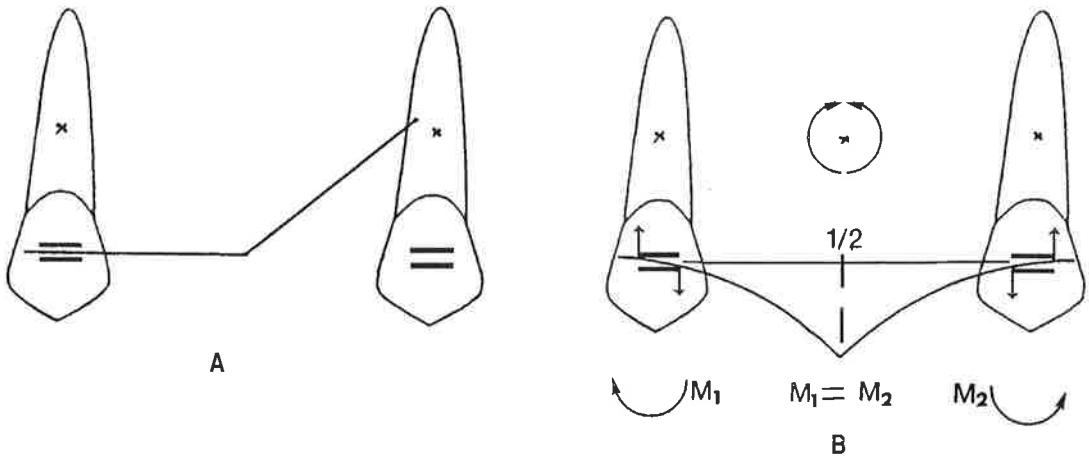
Bu ilişkide braket açıları arası oran $\theta A/\theta B = -1$, momentlerin birbirine oranı ise yine $MA/MB = -1$ dir (Şekil 3-3 B VI). Dikkat edilirse burada her iki braketin açıları eşit yönleri ise terstir. Düz tel braket olukları içine yerleştirildiğinde alacağı form şekil 3-4 VI'da görülmektedir. Braket açıları eşit olduğundan telin oluklar içine giriş açıları da eşittir. Bu durumda, doğal olarak, braketlere tel tarafından uygulanacak momentlerin şiddetleri de birbirinin aynı ancak yönleri zıt olmaktadır. Sağdaki dişte negatif soldaki dişte ise pozitif yönlü momentler ortaya çıkar. Statik denge analizi yapıldığında birbirine eşit ancak zıt yönlü momentler birbirini dengelediğinden sistem statik olarak da dengede demektir. Bu durumda dengeleyici net kuvvetler ortaya çıkmayacaktır. Sonuç olarak, bu konfigürasyonda yerleşmiş olan dişlerden sağdaki negatif soldaki ise pozitif yönde döner ve dişlerde hiç bir uzama ya da gömülme görülmez.

Yukarıda verilen örnekler, düz bir telin, sadece iki dişe ait braketler içinden geçirildiğinde, dişlerin birbirlerine göre olan değişik eksen eğimi oranlarına bağlı olarak ne kadar farklı hareketlere neden olabileceğini göstermek bakımından çok çarpıcıdır. Bu nedenle, çapraşıklık gösteren bir ağızda çok sayıda değişik eksen eğimine sahip braketler içinden geçirilen bir ark telinin sonuçta dişlerde nasıl hareketlere neden olacağını önceden kestirmek çok zordur.

Alveol kemiği içinde yer alan dişler, kendilerine ait direnç merkezleri olan ve birbirlerinden bağımsız ünitelermiş gibi düşünülebilir. Dişleri bu şekliyle, su üzerinde yüzen mantarlara benzetmek mümkündür. Nasıl ki birbirlerine ince bağlarla bağlı olan mantarlardan birini suya batırmak istediğimizde diğer bütün mantarlarda da, etki-tepkiye bağlı olarak hareketlenmeler ortaya çıkarsa kemik içinde yer alan dişlerden biri hareket ederken aynı ortamda yer alan diğer diş ya da diş grubunda da buna bağlı hareketler meydana gelir. Düz bir ark teli ile birbirine bağlanan dişler bir kavis formu üzerinde dizilirlerken ancak birbirlerinden destek alarak resiprokal kuvvetlerle hareket ederler ve sonuçta referans olarak kabul edilen ön kafa kaidesine göre belli bir oklüzal düzlem eğimine ulaşırlar. Bu eğim çoğunlukla dişlerin konumları, braketlerin eksen eğimleri gibi faktörlere bağlı olarak kendiliğinden gerçekleşir. Bunun sonucunda bazen ön bölgede istenmeyen derin kapanış ya da açık kapanışlar ortaya çıkabilir (Bkz. düz arklarla seviyelendirme). Bir başka ifadeyle, düz arklar mekaniğinde diş hareketleri ve bunların sonucu oluşan oklüzal düzlem eğimi, yukarıda sayılan faktörlere büyük ölçüde bağlıdır.

V Bükümlü Arkların Mekaniği

Sabit ortodontik tedaviler esnasında dişlere istenen hareketleri yaptırmak amacıyla tel üzerinde değişik bükümler yapılmaktadır. Bu bükümlerden birisi de V şekilli bükümlerdir. Bu bükümler, özellikle birinci düzende yapılan toe-in ya da



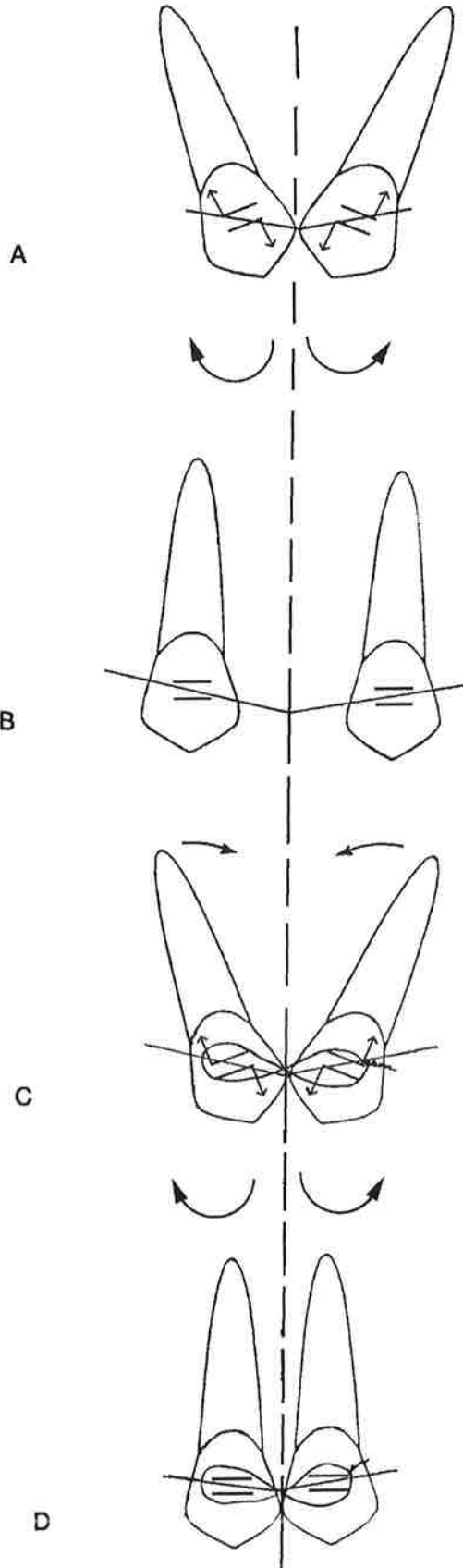
Şekil 3.5. Aynı düzlem üzerinde yer alan ve ankraj değerleri birbirine eşit iki dişin braketterinin tam ortası hizasından tele bir V büküm yapılıp (A) braketter içine yerleştirildiğinde tel her iki brakete de eşit açılarda girer. Dolayısıyla, tel tarafından brakettere eşit şiddetlerde ancak zıt yönlere momentler etki eder.

ikinci düzende yapılan tip back, gable bend gibi bükümlerdir. Sabit ortodonti mekaniğinde sıklıkla kullanılan bu bükümlerle ilgili kuvvet sistemlerinin iyi anlaşılması ve bilinçle uygulanması klinikte tedavilerin kesintisiz ve randımanla yürütmesine yardımcı olacaktır.

Eşit ankraj değerlerine sahip premolar ile kanin braketterine, **braketler arası mesafenin tam ortasında yer alacak şekilde** belli açıda bir V bükümü yapıldığında telin mesial ucu kaninin dişeti hizasına kadar uzanır (Şekil 3-5 A). Bu durumda tel (kuvvet sistemi) pasiftir ve hiç bir hareket beklentisi yoktur. Arkın mesial ucunu kanin braketi içine yerleştirdiğimizde, iki diş ve bir ark telinden oluşan bir kuvvet sistemi ortaya çıkar (Şekil 3-5 B). İki dişin ankraj değerleri eşit olduğundan bu sistemin direnç merkezi bu iki dişe ait direnç merkezlerinin tam orta noktasında yer alır.

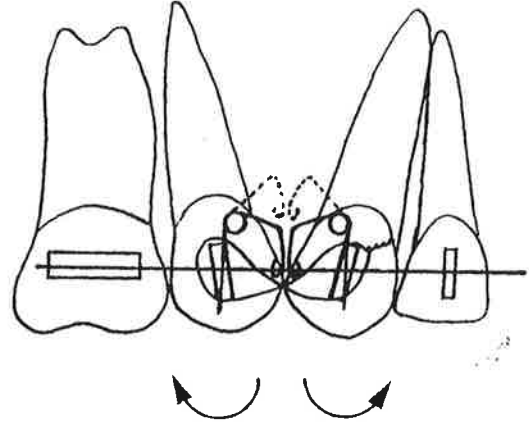
Ark teli braketter içine yerleştirildiği andan itibaren soldaki premolar braketine negatif, kanin braketine ise pozitif yönde ve eşit şiddette momentler uygular. Statik denge kuralları gereği bir kuvvet sistemi üzerine etkiyen tüm kuvvetlerin toplamı ve herhangi bir noktaya göre tüm momentlerin toplamı sıfıra eşit olmalıdır (Bkz. statik denge kuralları). O halde, uygulamakta olduğumuz kuvvet sistemi de statik denge şartlarını sağlamalıdır. Çünkü arkımız, biz istesek te istemesek te sonuçta sistemi o dengeye mutlaka ulaştıracaktır. Eşit ve zıt yönlü momentlerin etkisiyle dişler, direnç merkezleri etrafında ve kuronları birbirinden uzaklaşacak şekilde devrilirler. Tel tamamen pasif hale geldiğinde braketter üzerindeki kuvvet sıfırlandığından sistem statik olarak dengeye ulaşmış olur (Şekil 3-6 A ve B).

Eğer kuronların birbirlerinden uzaklaşması bir 8 ligatürü ile engellenecek olursa sistemin statik dengeye kavuşabilmesi için bu defa kökler, **kuronlar üzerinde yer alan dönme merkezi etrafında** birbirlerine doğru dönerek yaklaşır. Tel pasif hale geldiğinde dişlerin eksen eğimleri de düzelmiş olur (Şekil 3-6 C ve D). Yukarıdaki mekanik, edgewise tekniğinde kullanılan çatı bükümünden



Şekil 3.6. Yukarıda şekil 3-5'te açıklanan mekanik, klinikte çatı bükümlerinde (gable bend) uygulanan mekaniğin aynısıdır. Kuronları birbirine doğru devrilmiş iki diş braketine, tepesi braketter arası mesafenin ortasında yer alacak şekilde bükülmüş V bükümlü bir ark yerleştirildiğinde bu dişlerin kuronları birbirinden hızla uzaklaşır ve dikleşir (A ve B). Bu harekette dişler üzerine kuvvet çifti uygulandığından her diş kendi direnç merkezi çevresinde dönerek hareket eder Kuronlar bir 8 ligatürü ile sıkıca bağlanırsa, dönme merkezi kuronlar üzerine kaydığından dişler kök hareketi ile dikleşir (C ve D).

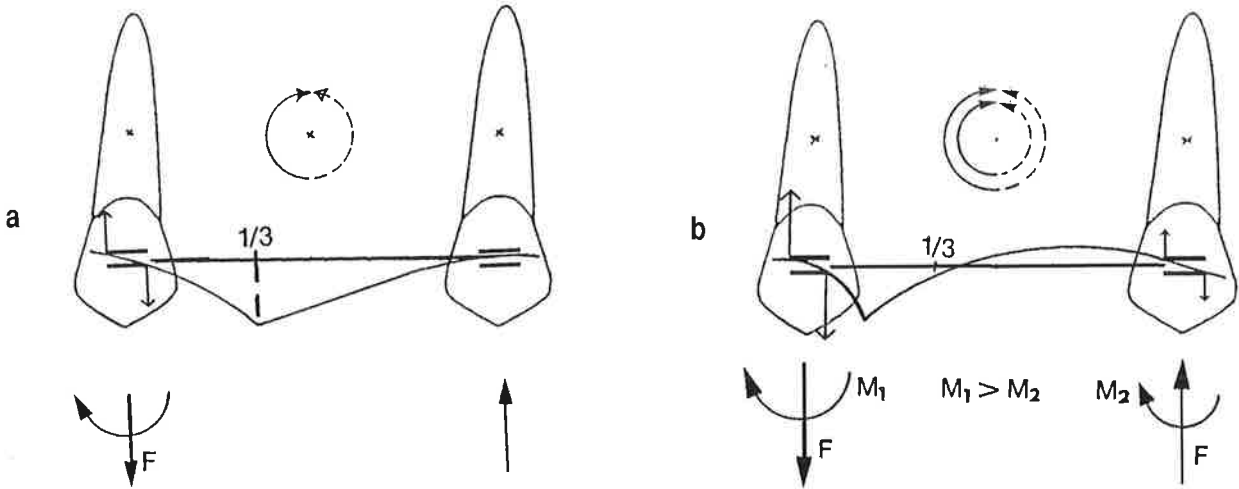
Şekil 3.7. Begg tekniğinde uygulanan dikleştirme zembeklerinin uyguladıkları kuvvet sistemi de bir çeşit çatı bükümü mekaniğidir.



(gable bend) başka bir şey değildir (2). Benzer mekanik, Begg tekniğinin son döneminde premolar ile kanin arasında dikleştirme zembekleri yoluyla uygulanmaktadır (Şekil 3-7).

Şimdi de V bükümünü braketter arası mesafenin orta noktasından telin 1/3 premolar braketine yakın noktası üzerine kaydırılma (Şekil 3-8 a). Bu noktada, premolarda negatif yönlü bir moment ortaya çıkarken telin kanin braketine giriş açısı nedeniyle kaninde herhangi bir moment meydana gelmez. Sistemin statik dengeye ulaşması premoların uzaması, kaninin gömülmesi ile gerçekleşir.

V büküm noktasını, premolar-kanin mesafesinin 1/3 ünün dışına, premolar brakettinin hemen mesialine yerleştirdiğimizde ise, Şekil 3-8 b'de görüldüğü gibi telin premolar braketine giriş açısı kanin braketine giriş açısından daha büyük olmaktadır. Dolayısıyla premolarda kaninden daha büyük bir moment ortaya çıkar. Burada dikkati çeken nokta dişler üzerindeki momentlerin büyüklükleri değil yönleridir çünkü, V bükümünün sadece yerinin değişmesine rağmen telin



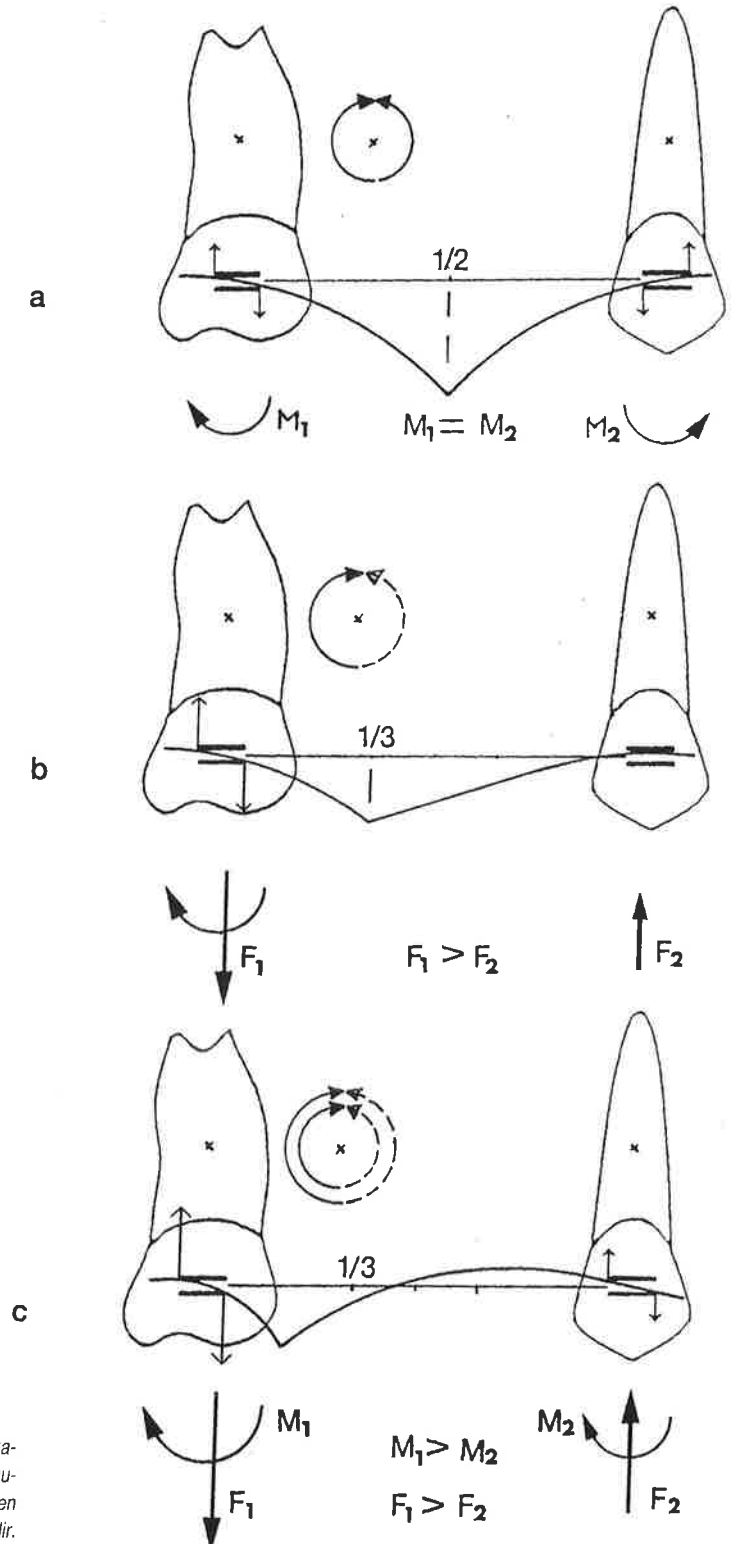
Şekil 3.8. V bükümünün tepesi, braketter arası mesafenin 1/3'ü hizasına kaydırılırsa kuvvet sistemi değişir çünkü telin brakettlere giriş açısı değişir. V bükümünün bu konumunda tel soldaki brakete negatif yönlü moment uygularken sağdaki brakete pasif olarak girer. Sonuçta solda aşağı sağda ise yukarı doğru dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar (a). V bükümünün tepesi, braketter arası mesafenin dışına doğru kaydırıldığında yeni bir kuvvet sistemi ortaya çıkar. Telin soldaki brakete giriş açısı, dolayısıyla uyguladığı moment şiddeti sağdaki brakete giriş açısına ve uyguladığı momente oranla daha fazladır. Bu konfigürasyonda tel, braketter arası düzlemin üzerine taşar. Bunun sonucunda telin her iki brakete giriş şekli yani uyguladığı momentlerin yönleri de aynı olur (b).

kanin braketine giriş yönü değişmekte, dolayısıyla kanin üzerine etkiyen moment yönü de tersine dönmektedir. Bunun nedeni, V bükümünün premolar braketine çok yakın olması nedeniyle telin kanine doğru olan uzun bölümünün, iki ataşman arasındaki çizginin de üzerine çıkarak kanin braketine ters yönden girmesidir. Bu durumda sistemde birbirinden farklı şiddetlerde fakat aynı yönde momentler oluşur. Sistemimizin statik dengeye ulaşabilmesi için kaninde gömülme premolarda ise uzama yönünde dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Dikkat edilirse, bu kuvvetlerin şiddetleri, önceki örnekteki dengeleyici kuvvetlere oranla daha fazladır. Bunun nedeni, sistemde iki aynı yönlü momentin bulunmasıdır (3-7).

Şimdi de, ankraj değerleri birbirinden farklı olan molar ve kanin gibi iki diş ele alalım. Bu örneğin önceki premolar ile kanin arasındaki kuvvet sisteminden farkı, sistemin direnç merkezinin molara yakın olmasıdır. Şekil 3-9 a'da V büküm ortadadır ve tel her iki tarafa eşit ve ters yönlü momentler uygulamaktadır. Şekil 3-9 b'de V büküm, braketler arası mesafenin 1/3'ündedir. Burada molarda negatif yönlü moment oluşurken bu dişte uzatıcı, kaninde ise gömücü yönde dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Bu sistemin direnç merkezi molara yakın olduğundan molardaki dengeleyici kuvvet şiddeti kanindeki kuvvetin şiddetinden daha fazla olur. Kaldıraçlarda olduğu gibi, etki çizgisi denge merkezine yakın kuvvet, uzak olan kuvvetten daha büyük olmalıdır. Şekil 3-9 c'de, V büküm, braketler arası mesafenin 1/3'ünün dışında yer almaktadır. Bu durumda tel, her iki tarafa da aynı yönlü ancak farklı şiddetlerde momentler uygular. Burada da molarda uzatıcı, kaninde ise gömücü yönde dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Ancak, bu kuvvetlerin şiddeti bir öncekilere oranla daha da büyüktür çünkü sistemde aynı yönlü iki moment bulunmaktadır. Bu demektir ki, ankraji kanine göre daha fazla olan molardaki uzama kuvveti kanindeki gömülme kuvvetinden daha büyüktür. Her ne kadar molar ankraji da buna oranlı olarak fazlaysa da klinikte uzama hareketinin gömülmeye kıyasla ne kadar daha kolay olduğu klinisyenlerce çok iyi bilinmektedir. Molardaki bu uzama, özellikle dik yönde gelişen yüz tipine sahip bireylerde çok daha kolay ancak bir o kadar da sakıncalıdır.

Bu örneği, klinikte molarlara tip back, kesicilere labial kök torku verilmiş bir utility arkın (2x4 ark) kullanımında görmek mümkündür (Şekil 3-10). Buna göre, alt molar ve kesicilerde pozitif yönlü momentler ortaya çıkmaktadır. Bunların dengeleyici kuvvetleri, moların uzamasına kesicilerin gömülmesine neden olur. Bu sistemin direnç merkezi molara yakın olduğundan molardaki dengeleyici kuvvet şiddeti kesicilere göre daha fazla olur.

V bükümünü bu defa kanin braketinin distaline kaydırduğumuzda, ilk örnektekinin tersi bir durumla karşılaşırız (Şekil 3-11). Arkın kanin braketine girme açısı molar tüpüne girme açısından daha büyük olduğundan kaninde ortaya çıkan moment molarınkinden daha büyük olacağından sistemin statik dengeye ulaşması bakımından molarda gömülme kaninde ise uzama etkisi meydana gelecektir. Molar ankrajının kanin ankrajından daha büyük olduğu düşünülürse, böyle bir mekaniğin uygulanması sonunda molarda daha fazla bir gömülme



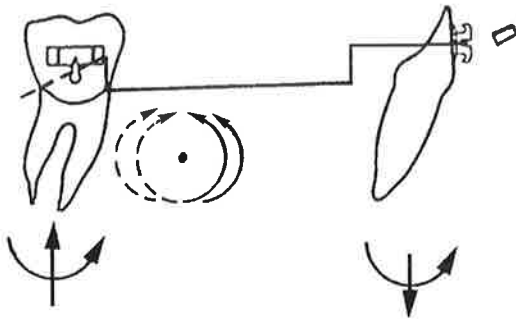
Şekil 3.9. Şekil 3-5 ve 3-8'de açıklanan V bükümlü arklar mekaniğinin benzeri, ankrāj değerleri farklı iki diş arasında uygulandığında ortaya çıkan kuvvet sistemi de değişir. Buradaki en önemli farklılık dengeleyici dik yön kuvvetlerinin şiddetlerindedir. Sistemin direnç merkezi ankrāji (direnci) fazla olan molar tarafında yer aldığından bu dişteki dengeleyici kuvvet şiddeti kanine oranla daha fazla olur.

kuvveti, kaninde ise daha az bir uzama kuvveti ile sistem statik dengeye kavuşacaktır.

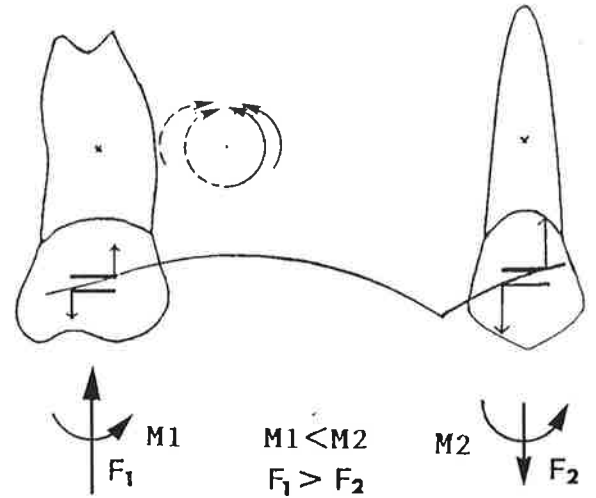
Teorik olarak incelen bu mekaniğin pratikte ne kadar gerçekleşeceği tartışılabilir. Pratikte dişlerin uzama hareketi ne kadar kolay ise gömülme hareketi o denli zordur. Bu zorluk, özellikle molarlar gibi çok köklü dişlerde daha da belirgindir. Bu nedenle klinikte gözlenen sonuç daha çok kaninlerin uzaması şeklinde olacaktır. Bununla birlikte, molarların bu mekanikle gömülmesi fikri tamamen olanaksız da değildir. Pratikte, kanin uzamasını engelleyen oklüzal kuvvetler, diş sıkma gibi uzun süre etkili faktörler etkisi altında ya da kanin ankrajının (örneğin ısırma bloğu veya J çengeller ile) artırılması sonucu molarlarda gömülme görülebilir. Ancak, bu mekanikle verilmek istenen fikir, kanin ankrajından faydalanarak molarların gömüleceğini göstermekten çok, böyle bir mekanik etkisi altında molarlarda gömülme kaninlerde ise uzama yönünde bir kuvvet etkisinin ortaya çıkacağına bilinmesi ve eğer bunlar istenmiyorsa bu mekaniğin uygulanmaması ya da yan etkilere karşı tedbir alınması gerektiği fikridir.

V bükümlü arkların Begg tekniğinde uygulanması

V bükümlü arklar mekaniğinin uygulandığı en tipik örneklerden biri de Begg tekniğidir. Bu teknikteki amaçlardan biri yuvarlak kesitli arklarla kesicileri gömerek derin kapanışı ortadan kaldırmaktır. Bu amaçla, molar tüpler önüne V şeklinde ankraj bükümleri yapılır. Bu teknikte, molar tüplerinin mesialinden yaklaşık 45 derecelik bir açıyla V bükümü verilen Begg arkının ön bölgesi kanin ve kesici braketlerine bağlandığında molarlarda negatif yönlü bir moment ortaya çıkar (Şekil 3-12 a). Sistemin statik dengeye ulaşabilmesi için molarlardaki negatif yönlü momentin, karşıt ve eşit şiddette bir başka momentle denge-



Şekil 3.10. Utility arklar da V bükümlü arklar sınıfına girer. Molarlara tip back, kesicilere labial kök torku verilmiş bir utility arkın ağıza yerleştirilmesi sonucu molarlardaki uzama etkisi kesicilerdeki gömülme etkisinden fazla olur.



Şekil 3.11. V bükümün tepesi önde kanine yakın yerleştirildiği takdirde molarlarda gömülme kaninde uzama yönünde dengeleyici kuvvetler meydana gelir. Moların gömülmesi zor kaninin uzaması kolay olduğundan pratikte kanin uzar. Aynı sonuç, 2x4 arklarda kesicilere verilen palatinal kök torku açısının molarlara verilen tip back açısından fazla olduğu mekaniklerde de gözlenir (bkz Şekil 6-19 c).

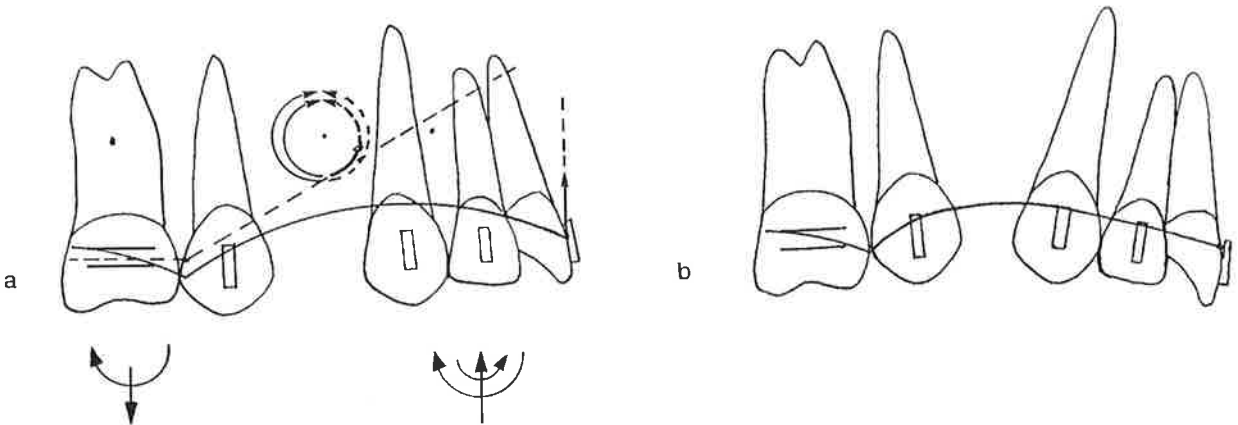
lenmesi gerekir. Bu dengeleme, kesici bölgesinde yukarı, molar bölgesinde ise aşağı yöndeki net kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla gerçekleşir. Bunun sonucunda molar kordonu distale devrilir, yukarı yöndeki kuvvetin kesicilerin direnç merkezinin labialinden geçmesi nedeniyle bu dişlerde hafif bir pozitif yönlü moment (protrüzyon) meydana gelir. (Pratikte, sınıf II elastikler etkisiyle kesiciler üzerindeki bu moment etkisi nötralize edilerek bu dişlerde retraksiyon gerçekleştirilir. Daha karmaşık olan bu tip mekanik, Bölüm 6'da "üç parçalı intrüzyon arki" başlığı altında daha detaylı olarak anlatıldığından burada ele alınmamaktadır). Öndeki 6 dişin ankraji 2 molar dişin ankraj değerleriyle karşılaştırıldığında bu kuvvet sisteminin direnç merkezi ön bölgeye daha yakın olmalıdır. Dolayısıyla, sistemin direnç merkezine daha yakın olan kesici ve kaninlerdeki gömülme kuvveti molarlardaki uzama kuvvetinden daha fazla olur. Ancak pratikte oklüzal kuvvetlere rağmen molarlardaki uzama miktarı genellikle kesicilerdeki gömülme miktarından daha fazladır.

Begg tekniğinde, V bükümünün molar tüpüne yakın yerleştirilmesi nedeniyle telin yaylanan ön bölümü premolar ve kanin braketlerinin dişeti kısmından, kesici braketlerinin oklüzalinden seyrederek, bu dişlerin braketlerine bağlanması sonucu premolar ve kaninler bölgesinde açıklık ortaya çıkabilir (Şekil 3-12 b) (8-10).

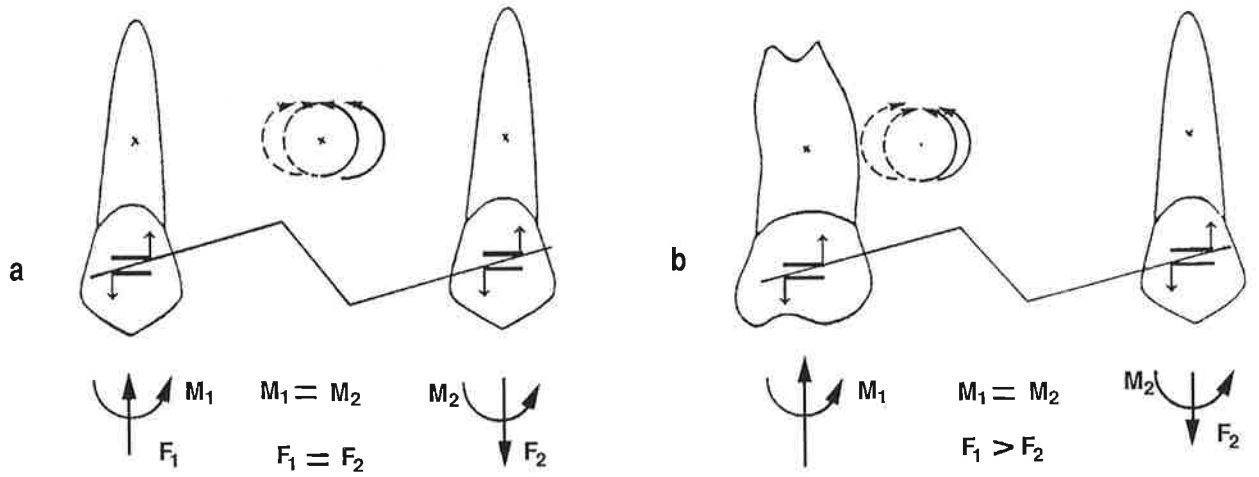
Basamaklı Arkların Mekanikliği

Dişleri hareket ettirmek amacıyla teller üzerine yapılan bir başka büküm şekli de basamaklı bükümlerdir. Klinik uygulamada, edgewise tekniğinde kullanılan artistik bükümler, kesiciler arasında uygulanan step up ve step down, Tweed mekanikliğinde kullanılan ankraj bükümleri basamaklı bükümlere örnektir.

Basamaklı büküm yapılan bir tel şekil 3-13 a ve b'de görüldüğü gibi her iki braket üzerine de aynı yönde ve eşit şiddette moment uygular. Bu kuvvet sisteminin statik denge konumuna gelebilmesi için sağ tarafta aşağı sol tarafta yukarı doğru yönelmiş dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar.



Şekil 3.12. Begg tekniğinde birinci molarlara karşılık ön altı dişin ankraji daha fazla olduğundan kuvvet sisteminin direnç merkezi de öne biraz daha yakın yer alır. Bu teknikte uygulanan V bükümlü ark mekanikliğinin sonucu kesicilerdeki gömülme etkisi molarlardaki uzama etkisinden daha fazla olur. Ancak pratikte molarlarda daha fazla uzama görülmesi normaldir (a). V bükümü, birinci molar ile premolar arasında yer aldığından telin ön kısmı braketler arası düzlemin üzerine taşar. Ark uzun süre ağızda tutulduğu takdirde kaninlerin gömülmesine ve bu bölgede açıklığa neden olabilir (b).



Şekil 3.13. Aynı düzlem üzerinde yer alan ve ankraj değerleri birbirine eşit iki dişin braketlerine basamaklı bir ark yerleştirildiğinde her iki brakette de eşit şiddette ancak aynı yönlü momentler ortaya çıkar (a). Bu kuvvet sistemi, her iki tarafta zıt yönlü ve eşit şiddette dengeleyici kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla statik dengeye ulaşır. Birbirinden farklı ankraj değerlerine sahip dişlerde kuvvet sisteminin direnç merkezi ankrajı fazla olan dişe (molara) doğrudur. Sonuçta ortaya çıkan dengeleyici kuvvetler birbirlerinden farklı şiddetlerde olur.

Her iki taraftaki momentler eşit şiddette ve aynı yönlü olduğundan $M_1/M_2 = 1$ dir. Basamaklı arklarda **basamağın iki braket arasındaki yerinin değişmesi kuvvet sistemi üzerinde etkili değildir**. Yani, basamağın konumu, momentler arasındaki oranı ($M_1/M_2=1$) etkilememektedir. Basamağın yüksekliği değiştiğinde momentler arasında lineer bir ilişki ortaya çıkar. Bir başka deyişle **basamağın yüksek ya da alçak olması momentler arasındaki oran üzerinde etkili değildir**.

Basamaklı arkların mekaniğinde braketler arası mesafe (interbracket span) M/F oranı üzerinde etkilidir. **Braketler arası mesafe ile M/F oranı birbiriyle doğru orantılıdır**. Bu mesafe arttıkça M/F oranı da artar. Bu mekanik, sonuçları bakımından, birbirine göre aynı yönde ve eşit açıda yer alan braketler arası ilişki (Sınıf I ilişki) ile aynıdır (bkz. Şekil 3-3 B I ve 3-4 I).

Basamaklı bükümler çoğunlukla ön bölgede orta ve yan keserler, arka bölgede premolar ve molarlar arasına uygulanır. Bu bölgelerde braketler arası mesafe oldukça azdır. Klinik uygulamada bu mesafeyi arttırmak ancak braket genişliklerini düşük tutmakla mümkündür. Pratik olarak bilinmesi gereken, braketler arası mesafenin sabit bir değeri için basamak yüksekliği ne kadar yüksek olursa telin braketlere giriş açısının ve braketlere uygulayacağı momentlerin de o kadar yüksek olacaktır. Momentlerin şiddetlerinin yüksek olması dengeleyici kuvvetlerin de büyük olması demektir (3, 5).

Artistik bükümler

Artistik bükümler, edgewise tekniğinde ikinci düzende kesiciler arasında, basamaklı ve V bükümlerin birlikte uygulandığı bir mekanik şeklidir. Bu bükümlerde amaç, kesicilere verilen palatinal kök torku sonrasında bu dişlerin köklerinin ortaya yaklaşması sonucu bozulan eksen eğimlerini düzeltmektir.

Artistik bükümlerde, kuronlar birbirlerine doğru bastırıldıklarından resiprokal ankraj nedeniyle kuron hareketi yerine daha çok kök hareketi gözlenir.

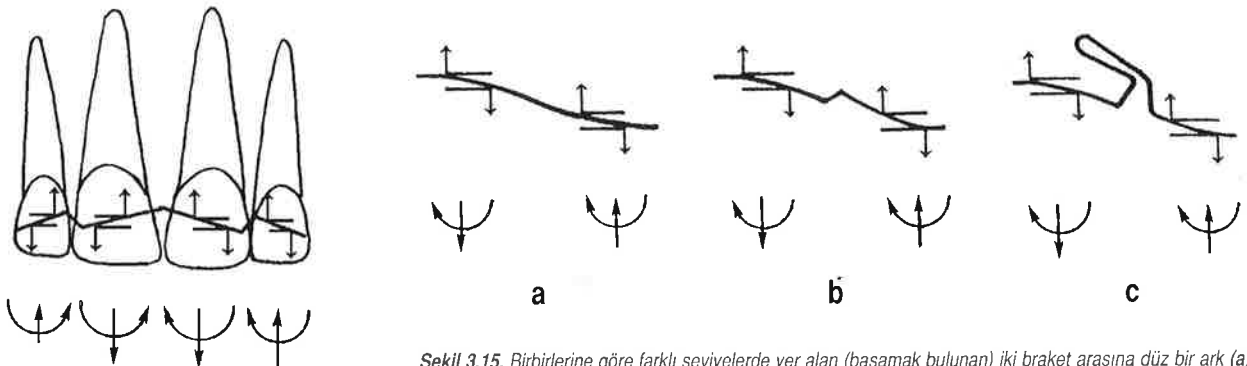
Şekil 3-14'te görüldüğü gibi orta kesiciler arasında bir V büküm vardır ve her iki braket üzerine eşit ve zıt yönlü momentler uygulayabilmek için V bükümünün tepesinin bu dişlerin tam ortasında yer alması şarttır. Orta ve yan kesiciler arasında ise basamaklı bükümler yer alır. Basamaklı bükümler nedeniyle yan kesici ve orta kesiciler üzerinde aynı yönde momentler oluşur. Bunun sonucunda, orta kesiciler üzerinde uzatıcı, yan keserler üzerinde ise gömücü yönde dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Pratikte yan keserlerin gömülmesi daha zor olduğundan artistik büküm uygulanan olgularda orta keserlerin uzamasına bağlı olarak kapanış derinleşebilir (3, 11).

Step up ve step down

Bu bükümler, çoğunlukla ön bölgede kesiciler arasındaki seviye farklarını ortadan kaldırmak amacıyla yapılır. Şekil 3-15'a'da düz bir telin, aralarında seviye farkı bulunan iki braket içine yerleştirilmesiyle ortaya çıkan kuvvet sistemi görülmektedir. Telin braket oluklarına yerleştirilmesiyle birlikte her iki braket de aynı yönde (negatif) ve eşit şiddette momentlerle birlikte soldaki braketle aşağı sağdaki ise yukarı doğru dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Aynı sonuçlar düz tel yerine basamaklı ve looplu tellerin kullanılmasıyla da meydana gelir, çünkü bunlar da düz arkların mekaniğinin elemanları olarak kabul edilebilirler (Şekil 3-15 b ve c).

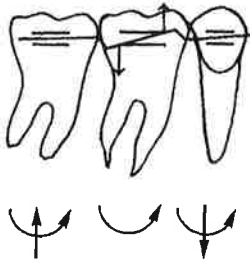
Tweed ankraj kuvvetlendirme bükümleri

Tweed mekaniğinde uygulanan ve özellikle alt molar bölgesinde ankrajı kuvvetlendirmek amacıyla molar kuronlarının distale eğilmesi işlemine bu ad verilir. Bu amaçla alt birinci moların mesial ve distale yapılan basamak bükümleri yoluyla premolar braketini, birinci ve ikinci molar tüpleri üzerine aynı yönlü (pozitif) momentler uygulanır (Şekil 3-16). Bu kuvvet sisteminin statik dengeye kavuşması için ikinci molarlarda yukarı, premolarlarda ise aşağı doğru dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar. Sonuç olarak, ön bölge dişlerine bağlı olması nedeniyle ankrajı daha kuvvetli olan premolardaki gömülmeden çok arkın arka bölgesi

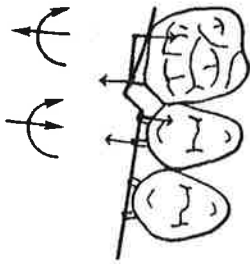


Şekil 3.14. Artistik bükümler basamaklı ark bükümlerine örnektir.

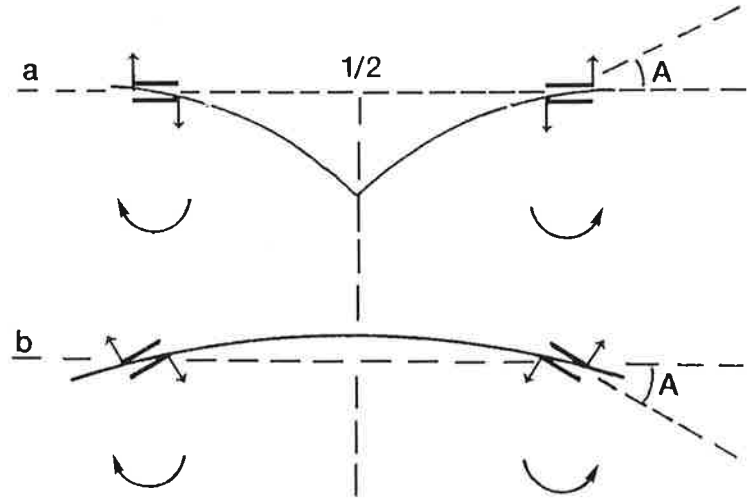
Şekil 3.15. Birbirlerine göre farklı seviyelerde yer alan (basamak bulunan) iki braket arasında düz bir ark (a) yerleştirilmesiyle basamaklı (b) ya da looplu (c) bir ark yerleştirilmesi arasında mekanik sonuç bakımından hiçbir fark yoktur. Her üç ilişkide de sağ ve sol braketlerde aynı yönlü ve eşit şiddetlerde momentler ortaya çıkar.



Şekil 3.16. Tweed'in ankraj kuvvetlendirme bükümleri basamaklı ark mekaniğine iyi bir örnektir.



Şekil 3.17. Birinci düzendeki molar offset toe-in de bir basamaklı ark büküm şeklindedir.



Şekil 3.18. a ile gösterilen şekilde, tepesi braketler arası mesafenin ortasında yer alan bir V bükümlü ark aynı düzlem üzerindeki iki braket içine A açısıyla girmektedir. b ile gösterilen şekilde ise, ark düzdür ancak düzleme göre aynı A açısıyla yerleşmiş iki braket içine yerleştirilmiştir. Her iki ark tarafından ortaya konan kuvvet sistemleri arasında mekanik sonuçlar bakımından hiç bir fark yoktur. Aradaki tek fark, ilkinde telin bükülerek, ikincisinde ise düz olarak yerleştirilmiş olmasıdır. Bu fark, standart edgewise ile straight wire sistemleri arasındaki farkı göstermektedir.

uzayarak kapanışın açılmasına sebep olabilir. Bu durum özellikle dik yönde gelişen yüz tipine sahip bireylerde önemlidir (11).

Molar offset - toe in

Edgewise tekniğinin birinci düzendeki ideal ark bükümlerinden olan molar offset ve toe-in aynı zamanda premolar ile molar dişler arasında transversal yöndeki basamaklı bir büküm şeklindedir. Bu büküme sahip bir arkın braket ve tüpler içine yerleştirilmesiyle ortaya çıkan kuvvet sistemi şekil 3-17'de görülmektedir. Molar ve premolardaki aynı yönlü momentlerin sonucu molarda bukkale premolarda palatinala doğru dengeleyici kuvvetler ortaya çıkar.

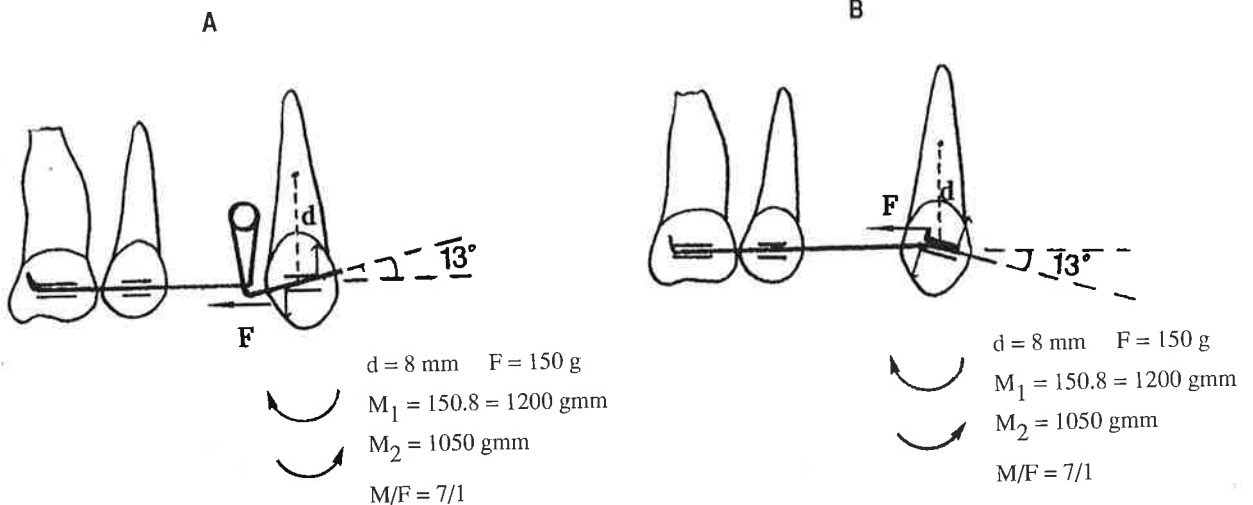
Straight Wire Mekaniği

Yukarıda anlatılan mekanizmalardan ilkinde (düz arkların mekaniği) düz bir tel, açılı duran braketlerin içine yerleştirilmektedir. Mekanizmaların ikincisinde ise (V bükümlü ve basamaklı arklar mekaniği) aynı çizgi üzerinde yer alan iki braket içine bükümlü bir tel yerleştirilmektedir (12, 13). Her iki mekanizmada da, telin braket içine girdiği açı miktarıyla orantılı olarak braketler üzerine momentler etki etmektedir. Her iki mekanizmada da, tel ile braket arasındaki belli bir açı değeri için braketler üzerine tel tarafından uygulanan moment miktarları eşittir. Bir başka ifadeyle, tel ile braket arasında bir etkileşim oluşturmak gerekiyorsa, bunun için braketin mi tel düzlemine göre açılı durduğu, yoksa telin mi braket içine açılı yerleştirildiğinin önemi yoktur. İki eleman arasındaki açı aynıysa braket üzerine uygulanan moment şiddeti de aynıdır (Şekil 3-18 a ve b).

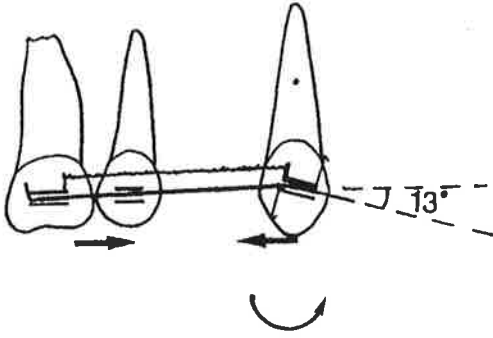
Bu düşünce, standart edgewise braketleriyle dişleri hareket ettirmek için yapılan bükümlere karşılık, üzerinde angülasyon ve tork gibi açı değerlerini taşıyan straight wire braketlerinin kullanılması arasındaki temel farklılığı da ortaya koymaktadır. Yukarıdaki açıklamalardan çıkan sonuca göre, standart edgewise tekniğinde diş üzerinde bir moment etkisi (örneğin tip back, anti-rotasyon, toe-in, çatı bükümü, anti-tip, tork vs.) elde edebilmek için telin bükülerek, düz duran braket içine aktif olarak yerleştirilmesi gerekir. Straight wire sisteminde ise düz olan tel, zaten açılı duran braketler içine yerleştirildiği andan itibaren diş üzerinde bir moment oluşturur ve diş hemen harekete başlar. Pratikte, bu iki şekil farklılığının mekanik olarak da bazı sonuçları olmaktadır.

Standart edgewise tekniğinde bir kanini bölümlü ark kullanarak distalize etmek istediğimizi düşünelim (Şekil 3-19 A). Dişin kontrollü devrilme ile hareket etmesi istendiğinden tele 13° lik bir **anti-tip büküm** vermek gerekir. Anti-tip bükümün kanine 1050 g.mm şiddetinde ve pozitif yönlü bir moment uyguladığını varsayalım. Kaninde kontrollü devrilme olması için (M/F oranı 7/1) kapayıcı loopun aktive edilmesiyle dişe distal yönlü 150 g.lık bir kuvvet uygulanması gerekir. Bu M/F oranını yükseltmek için anti-tip büküm açısını artırmak ya da kuvvetin şiddetini düşürmek yeterlidir.

Buna karşılık, 13° lik angülasyona sahip bir straight wire braketini içine aynı çaplı bir **düz tel** yerleştirdiğimiz anda dişte hemen pozitif yönlü ve 1050 g.mm şiddetinde bir moment ortaya çıkar (Şekil 3-19 B). Dişin kontrollü devrilme ile distalizasyonu için bu tel üzerine ayrıca büküm yapmaya gerek yoktur çünkü braket ile tel arasında oluşturulmak istenen açı (anti-tip), braket üzerinde zaten vardır. Bu moment neticesinde dişin kuru mesiale, kökü distale gitme eğilimindedir. 7/1 lik M/F oranına ulaşmak için braket üzerine distal yönlü 150 g.lık kuvvet uygulamak yeterlidir (Bu örnekte, tel ile braket arasındaki sürtünme gözardı edilmiştir).



Şekil 3.19. Standart edgewise mekaniğinde bir kanini kontrollü devrilme ile hareket ettirmek için kanin braketine anti-tip vermek gerekir. Bunun için tele (örneğin 13°) ikinci düzen büküm yapmak gerekir (A). Straight wire mekaniğinde ise (B) bu açı braket üzerinde zaten vardır ve düz tel braket içine yerleştirildiği andan itibaren moment (M_2) çalışmaya başlar.



Şekil 3.20. Straight wire tekniğinde kullanılan kanin braketlerinde belli bir ikinci düzen açılardırma (angülasyon) vardır. Tedavi başında, özellikle kaninler normalden biraz daha dik konumda yer almışlarsa bu açı miktarı iyice belirgin hale gelir. Böyle açılı duran bir braket içine düz tel yerleştirildiğinde ortaya çıkan kuvvetli moment nedeniyle kanin kuronları hızla ileri itilir ve kesicilerin eksen eğimlerinin artmasına neden olur. Bu etkinin engellenmesi için kanin kuronları "lace back" adı verilen ligatürler ile molarlara sıkı şekilde bağlanır. Böylece üzerinde moment etkisi bulunan ancak kuronunun hareketine izin verilmeyen kaninde kök hareketi ortaya çıkar.

Lace back

Yukarıda açıklanan iki mekanizma arasındaki temel fark, birincisinde M/F oranını, tele verilen bükümlerle kontrol altında tutma olanağı varken ikincisinde bu oranın-büyük ölçüde-braket üzerinde var olan angülasyon değerleri ile belirleniyor olmasıdır. Bu nedenlerle, straight wire tekniğinde, özellikle seviyelendirme başında braketleri açılı duran kaninlerin yaratacağı yan etkileri en aza indirmek için kaninler, molarlara "lace back" denen 8 ligatürü ile pasif ancak sağlam olarak bağlanır (Şekil 3-20). Bu şekilde kanin kuronunun öne kaçması engellenir ancak, diş üzerindeki moment etkisi devam ettiğinden diş, kuron üzerinde yer alan dönme merkezi etrafında kök hareketi yapar. Bu hareket, tel ile braket arasındaki moment sıfırlanıncaya kadar yani, tel pasif hale gelinceye kadar sürer. Bu noktadan sonra eğer kaninde distal hareketin sürdürülmesi arzu ediliyorsa lace back hafifçe aktive edilebilir. Böylece diş, kök hareketinden yeniden kontrollü devrilme hareketine geri döner.

Lace back baştan fazla aktive edildiği takdirde kanin, telin bükülme katılığının izin verdiği oranda distal yönde devrilir. Bu esnada, tel ile braket arasında zaten var olan açı derecesi daha da arttığından sürtünme de aşırı miktarda artar. Bunun sonucunda iki materyal arasında kilitleme olur ve diş hareketi durur. Bu kilitlemenin açılması için oldukça uzun bir süre dişin kökünde dikleşme ve tel ile braket arasında pasiflenme olması için beklenmelidir. Bu süre daha çok telin katılığıyla ve kök uzunluğuyla ilişkilidir (kilitleme için bkz. tel ile braket arasındaki sürtünme). Lace back'in baştan aktive edilmesiyle ortaya çıkan bu yan etki nedeniyle klinikte önemli ölçüde zaman ve ankraj kaybedilebilir.

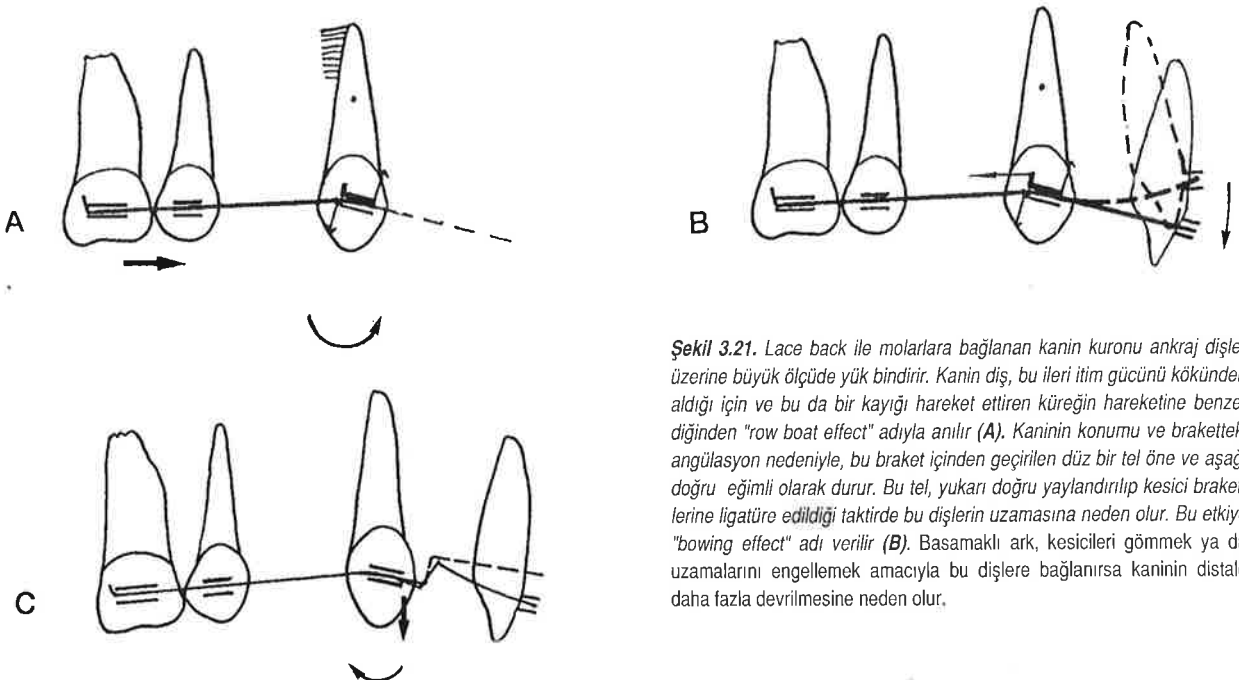
Yukarıda verilen örnekteki mekanizmanın çok önemli üç yan etkisi vardır. Bunlardan birincisi, telin braket içine yerleştirildiği andan itibaren kanin kuronunun mesiale hızla hareket etme eğilimine bağlı olarak ankraj dişler üzerine bindirdiği yüküdür (**row boat effect**) (14, 15). Uzun ve güçlü bir köke sahip olan kaninlerin bu hareket isteğine karşı molar ankrajının da ağız dışı kuvvetler ile desteklenmesi şarttır. Aksi halde kolaylıkla ankraj kaybı meydana gelebilir (bkz. Şekil 3-21 A).

İkinci önemli yan etki, ankrajın yetersiz kaldığı durumlarda kanin kuronunun hızla mesiale devrilerek ön dişleri ileri doğru itmesi ve bu dişlerin eksen eğimlerinin artmasına neden olmasıdır. Çekimli olgularda kesiciler yeniden

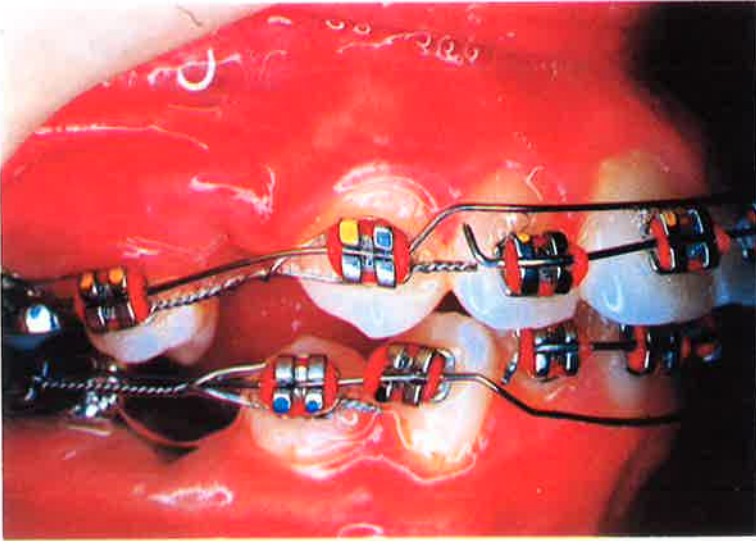
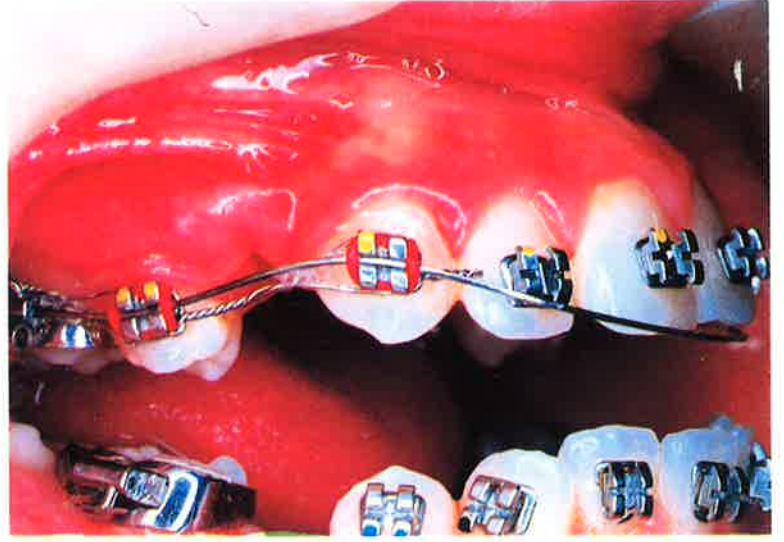
geriye hareket ettirilecekleri için "git-gel etkisi" (round tripping ya da jiggling effect) (14) nedeniyle bu dişlerde kök rezorpsiyonu ortaya çıkması olasıdır. Lace back, kanin kuronunun mesiale devrilmesini engellemek suretiyle bu dişin kuruunu üzerinde yer alan dönme merkezi etrafında kök hareketi yapmasına yardımcı olur.

Üçüncü yan etki ise, straight wire tekniğinde, açılı duran kanin braketleri içinden geçirilen düz telin kesici braketlerine bağlanması sonucu, direnci az olan kesici dişlerin uzayarak kapanışı derinleştirmesidir (Şekil 3-21 B). **Bowing effect** adı verilen bu yan etkinin olmaması için, ark teli kanin braketine ligatüre edilmeden önce oluk içinden pasif olarak geçirilmeli ve ön kısmının kesici braketlerinden daha aşağıda seyredip seyretmediğine bakılmalıdır (16, 17). Tel, kesici braket oluklarından daha aşağıda seyrediyorsa bu dişlere bağlanmamalı pasif olarak bırakılmalı ya da dudağı rahatsız etmemesi için -eğer bükülebilir bir tel kullanılıyorsa-step up ile kesici braketlerine temas ettirilmeden dişeti kısmından geçirilmelidir (Resim 7 A-C). Tel kesici braketlerine bağlandığı taktirde bu dişlerde ortaya çıkması beklenen uzama etkisi bir bölümlü intrüzyon arkı ile dengelenebilir. Bunun için intrüzyon arkı orta kesici braketlerinin ortasından bağlanmalıdır.

Kesicilerin dişeti tarafından seyreden basamak bükümlü ark teli pasif bırakılmayıp "kesicileri gömmek" ya da "uzamalarını engellemek" amacıyla bu dişlere bağlanırsa kanin kuronunun distale doğru daha da fazla devrilmesine neden olur çünkü tel aşağıya doğru yaylandırılırken kanin braketine negatif yönlü bir moment uygular. Böylece kaninin eksen eğimi düzeltilmek istenirken daha da kötüleştirilir (Şekil 3-21 C). Kesicilerin gömülmesi gerekiyorsa, bu işlem, "derin kapanışın düzeltilmesi" bölümünde açıklanan mekaniklerden biriyle gerçekleştirilmelidir.



Şekil 3.21. Lace back ile molarlara bağlanan kanin kuruunu ankras dişler üzerine büyük ölçüde yük bindirir. Kanin diş, bu ileri itim gücünü kökünden aldığı için ve bu da bir kayığı hareket ettiren küreğin hareketine benzediğinden "row boat effect" adıyla anılır (A). Kaninin konumu ve braketteki angülasyon nedeniyle, bu braket içinden geçirilen düz bir tel öne ve aşağı doğru eğimli olarak durur. Bu tel, yukarı doğru yaylandırılıp kesici braketlerine ligatüre edildiği taktirde bu dişlerin uzamasına neden olur. Bu etkiye "bowing effect" adı verilir (B). Basamaklı ark, kesicileri gömmek ya da uzamalarını engellemek amacıyla bu dişlere bağlanırsa kaninin distale daha fazla devrilmesine neden olur.



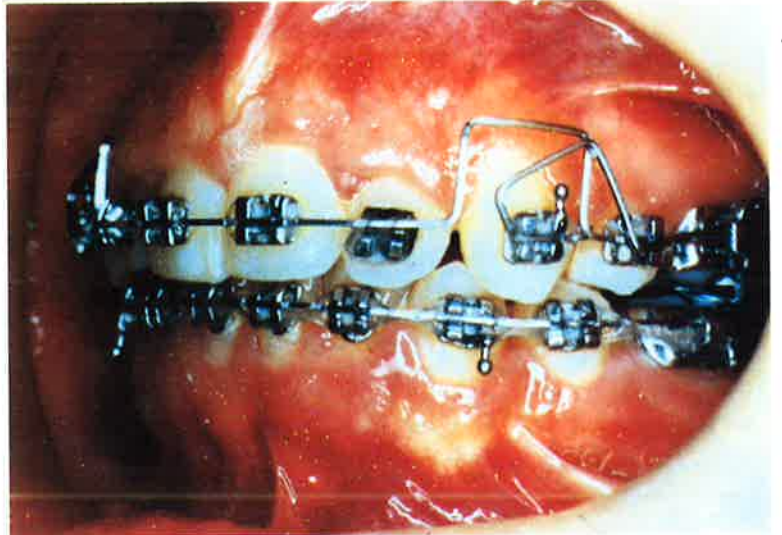
Resim 7. Straight wire tekniğinde kanin braketini içinden geçirilen bir düz tel, kaninin eksen eğimine ya da braketin konumuna bağlı olarak önde kesici braketlerinin altına doğru sarkıyorsa kesinlikle kesici braketlerine bağlanmamalı, step up ile braketlerin dişeti kısmından geçirilmelidir.

Yukarıda açıklandığı şekilde, düz ark tellerinin kullanıldığı olgularda ortaya çıkan yan etkilerin esas nedeni braketlerin ya da dişlerin konumlarıdır. Sorun kaninlerin eksen eğimlerinden kaynaklanıyorsa, straight wire tekniğinin ilk döneminde yapılması gereken bu dişlerin eksen eğimlerinin lace back ya da bölümlü R looplu arklarla düzeltilmesidir 0.016" x 0.022" ya da 0.017" x 0.025" çaplı TMA telden bükülen bu arkların uygulaması resim 8'de görülmektedir. Bu loopların en büyük avantajı düz arklar gibi diş kavsinin diğer bölümlerini etkilememesi ve oldukça etkili çalışmasıdır. Bu looplarla kaninlerde kabul edilebilir bir eksen eğimi elde edildikten sonra düz arklara geçilebilir.

Sonuç

İki diş arasındaki ilişkinin incelenmesinde, yukarıda verilen örneklerin hepsinde braketlerin oluk çapları ve genişlikleri eşit olarak kabul edilmiştir. Doğaldır ki, braket genişlikleri ve oluk çapları değiştiğinde tel tarafından braketler üzerine yüklenen moment miktarları ve buna bağlı olarak dengeleyici kuvvetlerin şiddetleri de değişecektir. Klinik uygulamada, dişlerin içinde yer aldığı kemik yoğunluğu, yaş, oklüzal kuvvetler, kötü alışkanlıklar, yumuşak doku parafonksiyonları, dişlerin kök sayısı ve boyu gibi bir çok faktör yukarıda anlatılan mekanizmalar üzerinde olumlu ya da olumsuz yönde etkili olmaktadır. Bununla birlikte söz konusu mekanikler temel fizik kurallarına dayanmaktadır ve herhangi bir olumsuz etkenle karşılaşmadığı sürece anlatılan yönde etkili olacaktır. Klinisyenin bunu bilerek planlama yapması, tedavi esnasında istediği gibi gitmeyen durumlarda nedenleri gözden geçirmesi gerekir.

Yukarıda açıklanan sebeplerden dolayı düz ark mekanikleri, telin braket oluklarına yerleştirildiği andan itibaren bütün diş kavsinde iki diş arası ilişki kombinasyonları şeklinde çalışır. Ortaya çıkan momentlerin ve bunlara bağlı dengeleyici kuvvetlerin şiddetlerini, yönlerini, oluşan diş hareketlerinin sonuçlarını, nerede duracağını önceden tam olarak belirleme olanağı bulunmadığından bu



Resim 8. Kanin braketinin angulasyonuna bağlı yan etkilerin ortaya çıkmaması için kaninlerin eksen eğimleri tedavi başında R looplar kullanılarak düzeltilir.

mekanikler "statik olarak belirsiz mekanikler" olarak adlandırılır. Bu nedenle düz ark mekaniklerine, dişlerin konumlarından, eksen eğimlerinden ya da kavris formundan doğrudan etkilendiği için "**şeklin yönlendirdiği mekanikler**" (shape driven mechanics) adı da verilmektedir. Bu kavram yerine, son yıllarda Burstone ve arkadaşları (11, 18, 19) tarafından, klinisyenin kendi isteklerini ve düşüncelerini pratiğe yansıtabilen, mekanik olarak basit, statik olarak sonuçları önceden kestirilebilen ve uygulanan kuvvetlerin ölçülmesiyle kontrollü olarak yürütülebilen "**kuvvetin yönlendirdiği mekanikler**" (force driven mechanics) kavramı ortaya atılmıştır. Aşağıda bu yeni kavramın detayları gözden geçirilecektir.

Kaynaklar

1. Burstone, C.J., Koenig, H.A. Force systems from an ideal arch, *A.J.O.* 1974, **65**: 270-289.
2. Ülgen M Ortodontik Tedavi Prensipleri 3. baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 1990.
3. Burstone, C.J., Koenig, H.A. "Creative wire bending the force systems from step and V bends" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; **93** (1): 59-67.
4. Ronay, F., Kleinert, M.W., Melsen, B., Burstone, C.J. "Force systems developed by V bends in an elastic orthodontic wire" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; **96** (4): 295-301.
5. Demange, C. "Equilibrium situations in bend force systems" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; **98** (4): 333-339.
6. Bequain, D.M.J. Etude mécanique de la couture d'un fil, *Orthodontie Française*, 1994, **65**: 547-557.
7. Deblock, L., Petitpas, L., Ray, B. Mécanique de recul incisif maxillaire, *Orthodontie Française*, 1995, **66**: 667-685.
8. Liu, S.Y., Herscleb, C.W. Controlled movement of maxillary incisors in the Begg technique, *Am. J. Orthod.*, 1981, **80**: 300-315.
9. Arat, M., Gögen, H., Parlar, Ş., Bildirir, M.İ., Yılmaz, O. Artmış overbite gösteren vakalarda Begg tedavi mekaniğinin etkileri. *Türk Ortodonti Dergisi*, 1989, **2**: 261-266.
10. Hocevar, R.A. Orthodontic force systems: Technical refinements for increased efficiency, *Am. J. Orthod.*, 1982, **81**: 1-11.
11. Burstone, C.J. The biomechanical rationale of orthodontic therapy, in *Current Controversies in Orthodontics*, Melsen, B. (editor) Quintessence Publ. Co. Inc. Chicago, Illinois, 1991, s: 131-146.
12. Mulligan TF. Common sense mechanics, Phoenix, AZ: CSM, 1982.
13. Thomson, W.J., Thomson, J.S. Multiple arch straight wire: combining mechanics (hands on technique course) May 11, 1995, San Fransisco CA.
14. Burstone, C.J., Hanley, K.J. Modern edgewise mechanics segmented arch technique, Ormco Corp. 1989.

15. Bolender, C.J. Le torque progressif, une innovation gratifiante de la technique Tip-edge, *Orthodontie Française*, 1995, **66**: 901-916.
16. Hasund, A. Die behandlung einer Kl.II/1 Malokklusion-Typodontfall (teknik kurs) 4-7 Ekim 1990, İstanbul.
17. Bennett, J. "Straight wire kursu" 6-7 Ocak 1996, Ankara.
18. Burstone, C.J. How to level the occlusal plane in deep bite cases (lecture), 95. American Association of Orthodontists annual session & 4. International Orthodontic Congress San Fransisco CA, May 12-17, 1995.
19. Burstone, C.J. "Segmented arch mechanics" kursu, Eylül 1996, Ankara.

Sürtünmeli ve Sürtünmesiz Sistemler

Sürtünmeli Sistem

Sürtünme

Temas halindeki iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında, temas yüzeyine teğet ve bu zorlanmaya zıt yönlü olarak ortaya çıkan direnç kuvvetine **sürtünme kuvveti** adı verilir. Cisimlerden biri veya diğeri harekete başlamadığı sürece sürtünme kuvveti vardır ve statik sürtünme kuvveti olarak adlandırılır. Harekete zorlayan kuvvet arttıkça, statik sürtünme kuvveti de bu kuvvete eşit olacak şekilde artar çünkü her iki cisim henüz dengededir.

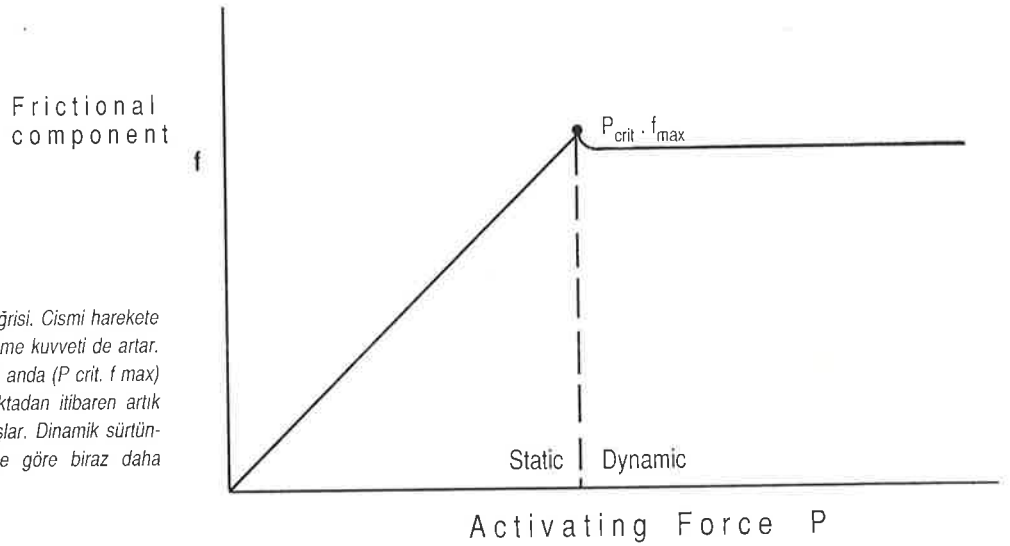
Statik sürtünme, cismin harekete başlaması için gereken kuvvet miktarıdır. **Dinamik sürtünme** ise, cismin hareketi esnasında var olan sürtünmedir ve cismin hareketini sürdürebilmesi için yenmesi gereken kuvvet miktarıdır. Şekil 4-1'de, harekete zorlayan kuvvete karşılık sürtünme kuvvetinin oluşmasını gösteren tipik bir sürtünme grafiği görülmektedir. Cisim statik haldeyken harekete zorlandığında sürtünme kuvveti de buna orantılı olarak artar. Bu, statik sürtünmeyi gösterir. Harekete zorlayan kuvvet değeri kritik bir noktaya geldiğinde (f_{max}) statik sürtünme aşılır ve cisim harekete başlar. Bu noktadan itibaren artık dinamik (kinetik) sürtünmeden söz edilir. Dinamik sürtünme statik sürtünmeden daha düşük değerlere sahiptir.

Katı cisimler arasındaki sürtünme, yaptırılmak istenen hareketin cinsine bağlı olarak yuvarlanma ya da kayma sürtünmesi şeklinde olabilir. Ortodontide diş hareketi oldukça yavaş meydana gelen bir olay olduğundan, tel ile braket arasındaki ilişki kayma sürtünmesinin hem statik hem de dinamik şekilleridir çünkü kuvvetin uygulanması, tel-braket-diş-periodonsiyum ve alveol kemiği arasında karmaşık bir biomekanik ilişkinin de başlamasına neden olur. Bu ilişkinin detayına geçmeden önce sürtünmenin ne olduğu ve nasıl meydana geldiğini inceleyelim.

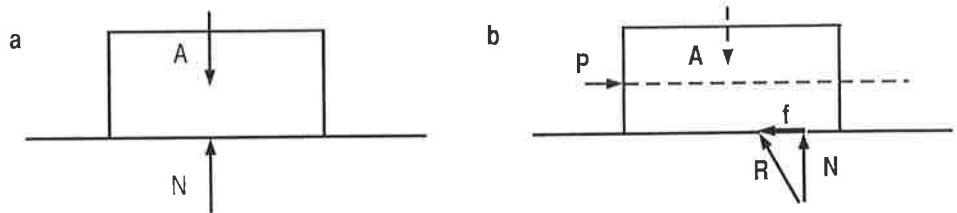
Şekil 4-2 a'da görüldüğü gibi, masa üzerinde duran bir kitap hareketsiz haldeyken masa üzerine ağırlığına eşit bir A yükü uygulamakta, buna karşılık masa da kitaba bu yüke eşit şiddette ve ters yönlü bir N kuvveti iletmektedir. Esasen bu A kuvveti kitabın tüm yüzeyine dağılmış sonsuz sayıdaki kuvvet vektörlerinin bir bileşkesidir ve eğer kitap homojen yapıdaysa bu kuvvet vektörleri

temas yüzeyine eşit olarak dağılır. Bu kuvvetlere ait bileşke kuvvet vektörü de kitabın geometrik merkezinde yer alır. Aynı şartlar N bileşke vektörü için de geçerlidir.

Kitabı soldan sağa doğru hafif bir P kuvveti ile itmeye başladığımızda, kuvvetin kitap üzerine etki etmesiyle birlikte N kuvvetinin şiddeti, yönü ve uygulama noktası da değişikliğe uğrar ve temas yüzeyi üzerindeki homojen dağılımı ortadan kalkarak düzensiz bir dağılım şeklini alır. Bunun nedeni, temas yüzeyinin kısmen pürüzlü olmasıdır. Bir an için temas yüzeyinin tamamen sürtünmesiz, vakumlu bir ortam olduğunu varsayalım. Bu durumda, kitap en küçük bir P kuvveti ile harekete geçtikten sonra, Newton'un 1. kanununa göre hızını ve doğrultusunu koruyacak ve N kuvvetinin şiddeti, yönü ve uygulama noktasında herhangi bir değişiklik ortaya çıkmayacaktır. Oysa örneğimizde, kitap ile masa arasında pürüzlü bir temas yüzeyi vardır ve mikroskopik düzeyde incelenecek olursa kitap kabının pürüzleri ile masanın pürüzleri arasında birbirine geçmeler olduğu görülür. Kitap masa üzerinde hareketsiz olarak dururken üzerine uygulanan kuvvet sonucunda temas yüzeyindeki bu pürüzler arasındaki etkileşim nedeniyle bir direnç ortaya çıkar. Bu direnç (f sürtünme kuvveti), temas yüzeyine teğet olacak şekilde kitabı harekete zorlayan kuvvete ters yönde ve eşit şiddette olur (Şekil 4-2 b). Böylece masa tarafından bir R bileşke kuvveti ortaya çıkar.



Şekil 4.1. Tipik bir sürtünme eğrisi. Cismi harekete zorlayan kuvvet arttıkça sürtünme kuvveti de artar. Statik sürtünme direnci aşıldığı anda ($P_{crit} \cdot f_{max}$) cisim harekete başlar. Bu noktadan itibaren artık dinamik (kinetik) sürtünme başlar. Dinamik sürtünme kuvveti statik sürtünmeye göre biraz daha düşüktür (1).



Şekil 4.2. Masa üzerinde statik olarak dengede duran bir kitap masa üzerine ağırlığı kadar bir kuvvet uygularken masa tarafından da kitap üzerine eşit şiddette ve zıt yönlü bir kuvvet uygulanır (a). Kitap üzerine soldan sağa doğru hafif bir (P) itme kuvveti uyguladığımızda kitap hemen hareket etmez. Bunun nedeni, kitap ile masa arasındaki (f) statik sürtünme kuvvetidir. Bu direnç kuvveti (f), kitap ile masa arasındaki temas yüzeyine teğet ve kuvvetin yönüne zıt yönlüdür (b).

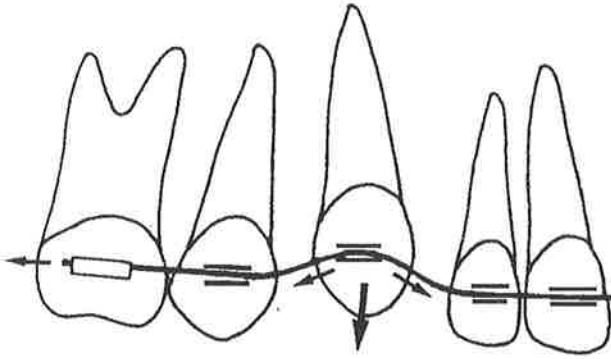
P itme kuvveti artırılıp kritik düzeye ulaştığında f sürtünme kuvveti de maksimum düzeye ulaşır. P kuvveti kritik sınırın az üzerine çıktığında statik sürtünme kuvveti yenilir ve kitap harekete geçer. Artık kitap statik halden dinamik bir hale geçmiştir ve f sürtünme kuvveti de maksimum düzeyden daha aşağıya düşmeye başlar.

f max. ve f dinamik, temas halindeki yüzeylerin pürüzlülüğüne ve A kuvvet şiddetine (örnekte kitabın ağırlığına) bağlıdır ($f=\mu.A$). Bunun anlamı şudur: cisim ister statik ister dinamik halde olsun, **sürtünme kuvveti, temas eden yüzeylerin pürüzlülük derecesine ve cisimlerin birbirlerine doğru bastırılma kuvvetlerine (Normal kuvvet) bağlıdır.** Bir başka ifadeyle, örneğimizdeki cisim ile masa arasındaki sürtünme kuvveti, cismin ağırlığı ile cisim ve masa yüzeylerinin pürüzlülük derecelerine bağlıdır. Cismin ağırlığı ve/veya temas yüzeyinin pürüzlülüğü arttıkça aradaki sürtünme kuvveti de artacak, buna bağlı olarak cismi harekete geçirmek için (fmax sürtünme kuvvetini yenmek için) gerekli itme kuvveti de o oranda artış gösterecektir. Cismi yüzeye bastıran kuvvet (örneğimizde kitabın ağırlığı) ile ortaya çıkan sürtünme kuvveti arasında doğru bir orantı vardır. Teorik olarak bu oran **temas yüzeyinin genişliğinden bağımsızdır** yani, cisim ne kadar geniş olursa olsun sürtünmeyi etkileyen faktör cismin yüzeye bastırılma kuvvetidir. Örneğin bir sandığı yerde iterken dikey de tutsak yatay da tutsak elde edeceğimiz sürtünme miktarı hep aynı olur. Oysa iki sandığı üst üste koyarak itmeye kalktığımızda sürtünme miktarı da iki misli artar. Bununla birlikte, temas yüzeyinin genişlemesi cisimler arasındaki etkileşim olasılığını da artırmaktadır. Bu nedenle, her ne kadar teorik olarak sürtünme, cisimlerin temas yüzeylerinden bağımsız olsa da pratikte temas yüzeyinin genişliği önemlidir.

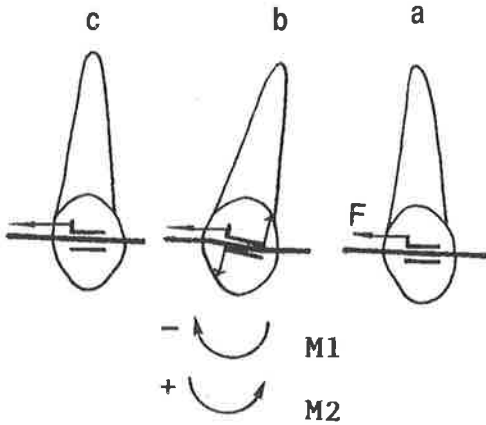
Temas eden yüzeyler için A yükü ile f sürtünme kuvveti arasındaki oran sabittir. Bu oran **statik ve dinamik sürtünme** katsayısı olarak adlandırılır ve μ_s ve μ_k sembolleri ile gösterilir ($\mu=f/A$). Statik sürtünme katsayısı kinetik sürtünme katsayısından daha büyüktür ve ortodontisti daha çok ilgilendirir çünkü harekete başlarken diş üzerine uygulanan kuvvetlerin önemli bir bölümü tel ile braket arasındaki statik sürtünme direncini yenmek için harcanmaktadır. Bu da ortodonti pratiğinde sürtünmenin ne kadar önemli bir yer tuttuğunu göstermesi bakımından anlamlıdır.

Tel ile braket arasındaki sürtünme ilişkisinin incelenmesi

Genel olarak, sürtünmenin, sadece bir dişin ark teli üzerinde kaydırılması esnasında ortaya çıkan bir olay olduğu düşünülür. Oysa, telin ağızda braket ya da ligatür ile temas ettiği ve hareket gerçekleşmese bile harekete zorlanmanın bulunduğu her durumda sürtünme de vardır. Örneğin, seviyeleme döneminde ark telleri değişik seviyelerdeki braketler arasından geçirilir. Dişler telin elastikiyetiyle hareket ettikçe teller de braketler içinden kayarak ilerler ve bu arada bu materyaller arasında sürtünmeler ortaya çıkar (Şekil 4-3). Burada dişler ark teli üzerinde aktif olarak kaydırılmasalar bile teldeki eğrilik azalıp düzleştiğçe tel,braket olukları içinden kaymaktadır. Sürtünmenin klinik olarak önemi çok



Şekil 4.3. Klinik olarak sürtünme sadece bir dişin tel üzerinde kaydırılması esnasında meydana gelmez. Tel ile braket ve ligatürün temas halinde olduğu her türlü hareket esnasında bu materyaller arasında mutlaka bir etkileşim yani bir sürtünme de söz konusudur. Seviyeleme döneminde, diğer braketlere göre daha yukarıda yer alan bir kanin braketini içinden tel geçirilirse, telin elastikiyeti ile diş aşağı doğru hareket eder. Bu sırada, eğri olan tel de aşağı ve yanlara doğru hareket ederek komşu braketlerin içinden kayar ve düz hale gelir. Bu kayma sırasında tel ile braket ve ligatür materyalleri arasında sürtünmeler ortaya çıkar (27).



Şekil 4.4. Tel boyunca yapılan bir kanin distalizasyonunda, diş tel üzerinde kaydırılarak hareket ettirilir. Kuron üzerine distal yönde uygulanan kuvvet etkisiyle diş kuvvet yönünde kolayca devrilir ve önce tel ile braket arasındaki boşluğu alır (a ve b). Kuvvet uygulandığı sürece dişteki devrilme-tel sertliğinin izin verdiği ölçüde devam eder. Bu sırada braket tarafından tel üzerine bir kuvvet çifti uygulandığından telde de bu kuvvete oranlı bir esneme meydana gelir. Tel tarafından da braket kanatları üzerine karşıt kuvvet çifti uygulandığından dişte kök hareketiyle yavaş gerçekleşen bir dikleşme meydana gelir. Diş dikleşip tel ile braket materyalleri arasındaki statik sürtünme direnci aşıldığı anda diş tel üzerinde kayarak hareket eder (c). Kanin distalizasyonu, bu şekilde birçok devrilme-dikleşme hareketleriyle gerçekleşir.

büyüktür çünkü diş hareketi için uygulanan kuvvetin yaklaşık % 40-50'si sürtünme ile kaybolmaktadır (2, 3). Telin, braket olukları içinden kaymasını engelleyen sürtünme ya da sıkışma gibi her türlü engel diş hareketinin gecikmesine ya da tamamen durmasına yol açar.

Tel ile braket arasındaki ilişkinin daha iyi anlaşılabilmesi bakımından, ark boyunca kaydırılan bir kaninin hareketlerinin yakından incelenmesinde yarar vardır.

Distalizasyon öncesinde kanin braketini ile ark teli arasında pasif bir ilişki bulunur (Şekil 4-4 a). Braket üzerine distal yönde **sabit** bir kuvvet uygulandığında diş distal yönde devrilir ve braketin mesial kanadı tele aşağı, distal kanadı ise yukarı yönlü olmak üzere bir kuvvet çifti (negatif yönlü moment M1) uygular (şekil 4-4 b). Bu kuvvet çifti karşısında esneyen tel tarafından da braket kanatları üzerine eşit şiddette ve ters yönlü bir kuvvet çifti (pozitif yönlü moment M2) uygulanır. Telin esneme miktarı, katılığıyla (yük/esneme oranıyla) orantılıdır. Katı tellerde esneme miktarı daha azdır çünkü telin elastikiyeti düşüktür. Sabit distalizasyon kuvveti (F) etkisiyle diş devrilmeye devam eder. Bu devrilme, tel ile braket arasındaki statik sürtünme kuvvetini artırır. Belli bir noktaya gelindiğinde tel direnç gösterir ve dişin devrilmesi durur. Dişte herhangi bir hareket yoktur çünkü tel ile braket düzlemleri arasındaki açığa bağlı olarak bu

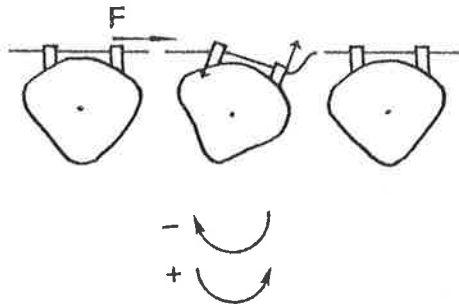
iki materyal arasındaki sürtünme miktarı dişin hareketini durduracak düzeye ulaşmıştır. Bu defa, esneyen telin braket kanatları üzerine uyguladığı karşıt M2 momenti sonucu diş dikleşmeye başlar ve tel ile braket arasındaki birbirine bastırılma kuvveti (Normal kuvvet) azalır (Şekil 4-4 c). Statik sürtünme kuvvetinin yenilmesiyle birlikte diş harekete geçer ve düzleşen tel üzerinde kaymaya başlar. Bu kayma, diş yeniden devrilip braket kanatları ile tel arasındaki sürtünme kuvveti, diş hareketini durduracak şiddete ulaşmıyca kadar sürer.

Tel ile braket arasında oluşan açının fazla olması (dişin aşırı devrilmesi) bu iki materyal arasında **kilitlenmeye** (binding) neden olur. Eğer distalizasyon kuvveti çok artırılırsa diş aşırı devrileceğinden telin elastik deformasyon sınırları aşılar ve telde plastik deformasyon ortaya çıkar. Tel boyunca yapılan kanin distalizasyonunda dişin hareketi, yukarıda açıklandığı gibi, birbirini takip eden devrilme-dikleşme hareketleri şeklinde gerçekleşir (3).

Transversal düzlemde incelendiğinde, distalizasyon kuvveti, kanin dişin direnç merkezinden mesafeli olarak uygulandığından dişin disto-palatinal yönde rotasyonuna neden olur (Şekil 4-5). Bu rotasyon etkisi, karşıt kuvvet çiftiyle düzeltilir (derotasyon). Kaninin distal hareketi esnasında transversal yönde birçok rotasyon-derotasyon hareketi gözlenir.

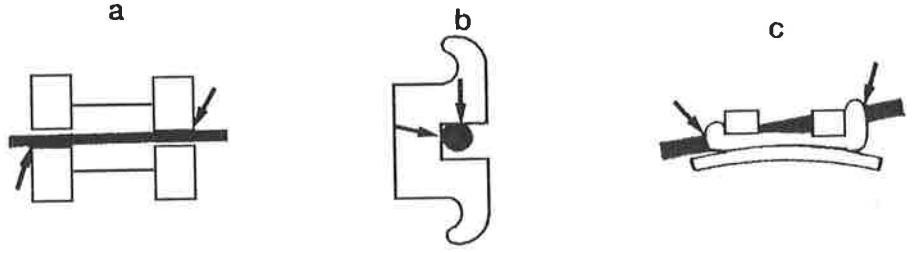
Dişte meydana gelen devrilme ve rotasyon miktarı, telin katılığıyla ters orantılıdır. Yani, katılığı düşük olan tellerde birim kuvvet karşılığında tel kolayca esnediğinden dişte devrilme miktarı da fazla olur. Bunun en büyük sakıncası, braket tarafından tel üzerine uygulanan doğrultucu karşıt kuvvet çifti miktarının da aynı oranda küçük olmasıdır. Katılığı yüksek tellerde ise birim kuvvet karşılığında tel az miktarda esnediğinden dişteki devrilme de az olur. Buna karşılık braket tarafından tele uygulanan dikleştirme kuvveti de telin katılığı oranında yüksektir. Özellikle kaydırma mekanizminde, paslanmaz çelik ya da kobalt-krom alaşımı gibi katı tellerin kullanılması bu nedenle daha iyi sonuç verir.

Tel çapı ile braket oluk çapı arasındaki boşluk da dişin devrilme miktarı üzerinde etkilidir. Düşük çaplı bir tel kullanıldığı takdirde tel katı da olsa devrilme miktarı fazla olur. İnce çaplı teller seviyelendirme sırasında değişik seviyelerdeki braket olukları içinden kolaylıkla kaydığından daha az sürtünmeye neden olurlar. Ancak, kanin distalizasyonu gibi kontrollü kaydırma mekanizminde devrilmenin ve sürtünmenin en az olabilmesi için 0.016" x 0.022" ya da 0.017" x 0.025" çaplı paslanmaz çelik tellerin kullanılması gerekir.



Şekil 4.5. Transversal yönde incelendiğinde, direnç merkezi dışından uygulanan kuvvet etkisiyle dişte disto-palatinal rotasyon ortaya çıkar. Bu rotasyon etkisi, braket ve ligatürün tel üzerine uyguladığı karşıt kuvvet çifti ile ortadan kaldırılır. Kanin distalizasyonu sırasında diş, birçok rotasyon-derotasyon hareketleri gösterir.

Şekil 4.6. Kanin distalizasyonunda tel ile braket ve ligatür arasında uzayın üç yönünde 6 noktada sürtünme direnci meydana gelir.



Kanin braketi üzerine kuvvet uygulandığında tel, braket ve ligatür arasında en az 6 noktada sürtünme meydana gelir (Şekil 4-6). Gerek hareket öncesindeki **statik sürtünme** gerekse hareket esnasında ortaya çıkan **dinamik sürtünme** dişin hareketini engelleyen ya da geciktiren ve daha da önemlisi **şiddet düzeyleri önceden tam olarak kestirilemeyen kuvvetlerdir**. Bu kuvvetler diş hareketini az ya da çok engellediğinden hareketi istenen kanin bölgesi bir anlamda direnç bölgesi haline dönüşür. Sürtünme kuvvetleri aşırı olursa uygulanan kuvvetler ankraj dişlerin direncini kolayca yeneceğinden hareketi istenmeyen arka dişler bölgesi mesiale doğru hareket etmeye başlar ve ankraj kaybi meydana gelir.

Sürtünme kuvvetlerinin pratikteki en önemli sakıncası, şiddetlerinin önceden tam olarak belirlenememesidir. Bu belirsizlik, konunun birçok faktöre bağlı olmasından ileri gelmektedir.

Klinikte tel ile braket arasındaki sürtünmeyi etkileyen faktörler

Klinikte tel ile braket arasındaki sürtünmeyi etkileyen çok sayıda faktörden söz edilebilir. Bunlar genel olarak şöyle özetlenebilir:

1. Brakete bağlı faktörler:

Materyali: (2-6).

Genişliği: (7).

Şekli ve yapım tekniği: (8, 9).

2. Ark teline bağlı faktörler:

Materyali: (4, 6, 7, 10).

Çap ve kesiti: (7, 11, 12).

3. Ligatüre bağlı faktörler:

Sıklığı: (7).

Kendinden bağlamalı braketlerin kullanılması: (13).

Materyali: (7, 11, 14).

4. Kuvvetin uygulanma şekline bağlı faktörler:

Şiddeti: (15).

Uygulama noktası: (2, 17).

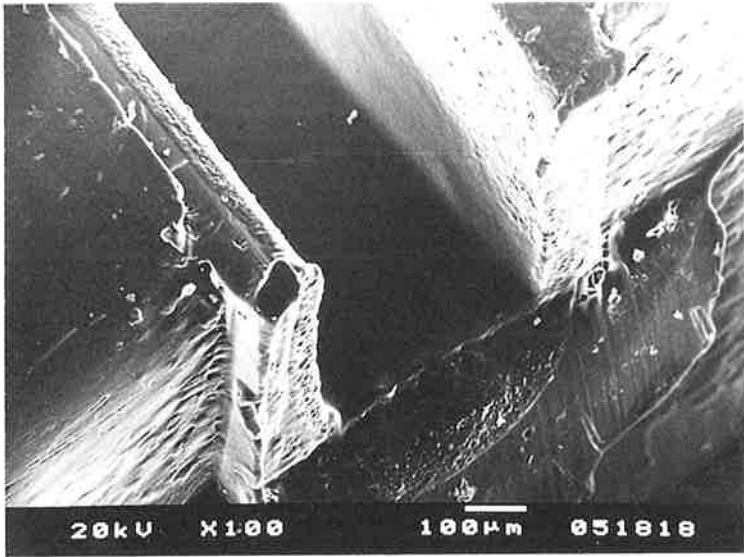
5. Tel ile braket arasındaki açı: (12, 18-20).

6. Biyolojik faktörler:

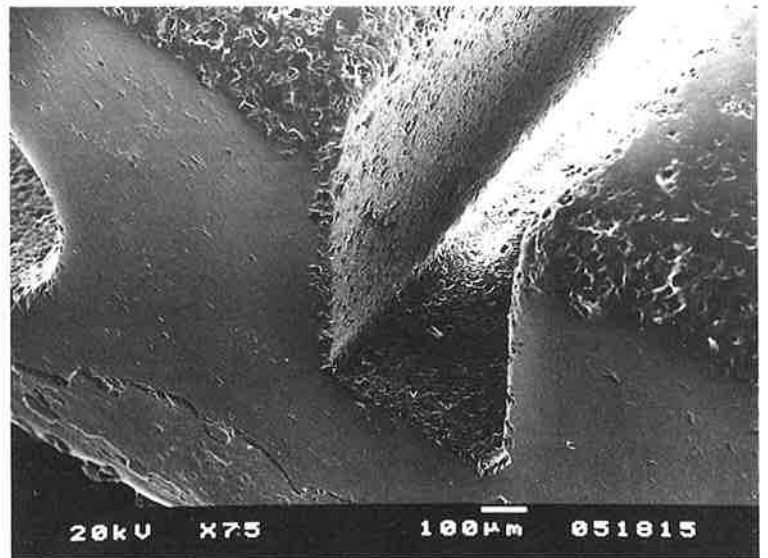
Tükürük: (6, 7, 21-23).

Çevre doku direnci: (17, 24) olarak ayrılabilir.

Sürtünme miktarı, yalnız dişe uygulanan kuvvete değil büyük ölçüde kullanılan malzemenin cinsine ve yüzey özelliklerine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Pürüzsüz yüzeyler arasındaki sürtünme miktarı, doğal olarak pürüzlü yüzeyler arasındaki sürtünmeye oranla daha azdır ancak kullanılan ligatürün cinsi ve sıklığı, tükruk, braketin dar ya da geniş olması, telin çapı gibi birçok faktör sürtünme üzerinde etkili olmaktadır. Sonuçları klinikteki başarıyı da doğrudan etkileyebilen bu konunun daha detaylı olarak incelenmesinde yarar vardır.



a



b

Resim 9. Plastik (polikarbonat) (American Orthodontics) (a) ve seramik (polycrystalline alumina) (Unitek) (b) braketlerin SEM görüntüleri. Plastik braketin oluk yüzeyleri pürüzsüz görünmesine rağmen yumuşak bir materyal olması sebebiyle tel ile arasındaki sürtünme direnci fazladır. Seramik materyal sert olmasına rağmen yüzey pürüzleri nedeniyle yüksek sürtünme değerleri göstermektedir.

Braketin sürtünmeye etkisi

Braket materyaline bağlı özellikler

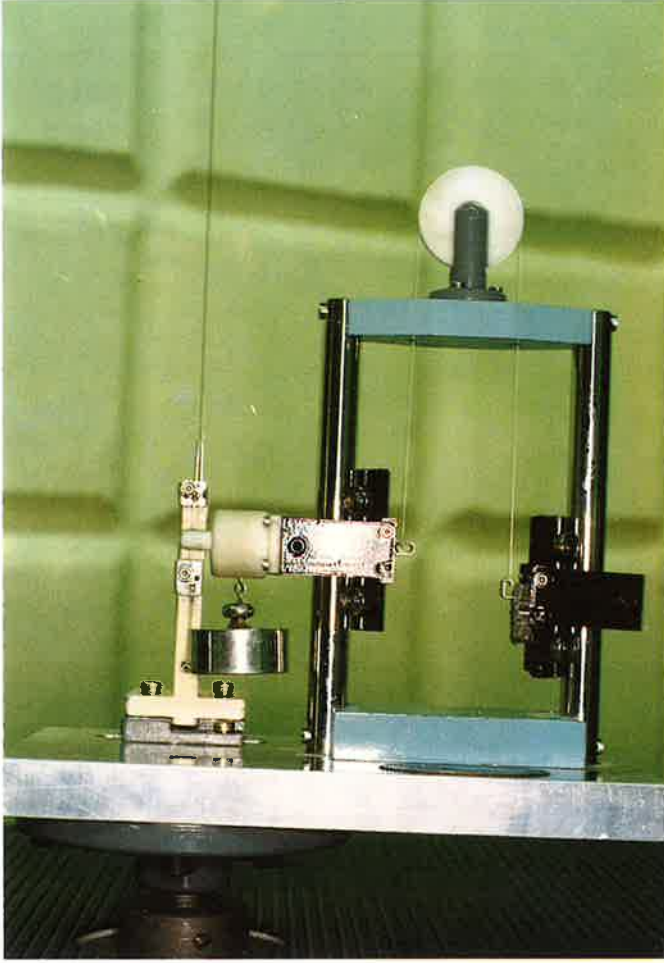
Ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan paslanmaz çelik, seramik ya da plastik braket materyalleri arasında en az sürtünme paslanmaz çelik braketlerde, en fazla sürtünme ise genellikle plastik (polikarbonat) braketlerde ortaya çıkmaktadır. Plastik braketlerdeki sürtünmeye bağlı sakıncaların giderilmesi gayesiyle bu braketlere metal oluklar yerleştirilmektedir. Seramik braketler de pürüzlü yapı özelliği gösterdiğinden kaydırma mekaniklerinde en çok sürtünme direnci gösteren braketlerdendir (2, 4, 5, 23, 25) (Resim 9 a ve b). Alumina, bilinen üçüncü en katı materyal olduğundan (26), seramik braketlerin, özellikle titanyum alaşımları gibi paslanmaz çeliğe göre daha yumuşak ve daha fazla yüzey pürüzüne sahip tellerle test edildiklerinde tel yüzeylerini adeta "kazıdıkları" x-ray element analizleri yoluyla belirlenmiştir (25). Son yıllarda, seramik braketlerdeki bu sakıncayı ortadan kaldırmak amacıyla oluk yüzeyleri daha pürüzsüz braketler imal edilmektedir (2). Monocrystalline alumina braketlerin yüzey pürüzleri polycrystalline alumina braketlere oranla daha az olmasına rağmen sürtünme özellikleri birbirine yakın olarak bulunmuştur (21).

Kliniğimizde gerçekleştirilen bir sürtünme test çalışmasında 0° tork ve 0° angulasyona sahip 0.018" oluk çaplı 4 çeşit braket (paslanmaz çelik-SS, seramik (polycrystalline alumina) PO, plastik (polikarbonat) PC ve sürtünmesiz paslanmaz çelik (friction free) FF ile 0.016", 0.016" x 0.022", 0.017" x 0.025" ve 0.018" x 0.025" çaplı değişik materyallerden teller kullanılmıştır (27). Kullanılan braket ve tel materyalleri tablo 21'de görülmektedir:

Tablo 21. Sürtünme test çalışmasında kullanılan tel materyalleri (27).

Braketler:		
Materyal	Kod	Ürün
Paslanmaz Çelik	(SS) †	Ultratrimm
Porselen	(PO) §	Transcend
Polikarbonat	(PC)★	Silikon
Paslanmaz Çelik (Sürtünmesiz)	(FF)★	Master
Teller:		
Materyal	Kod	Çaplar
Paslanmaz Çelik	(SS)★	016-016x022-017x025-018x025
Kobalt-Krom	(Co-Cr) ‡	016x022-017x025-018x025
Nikel Titanyum Slippery	(Slp)★	016
Twist Flex	(TF)★	0155
Nikel Titanyum	(NiTi) §	016-016x022-017x025-018x025
β-Titanyum	(TMA) Φ	016-016x022-017x025
Rematitan	(Rema) †	016

★American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin
 †Dentaurum, Pforzheim
 ‡Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado
 §Unitek/3M Corp., Monrovia, California
 ΦOrmco Corp., Glendora, California



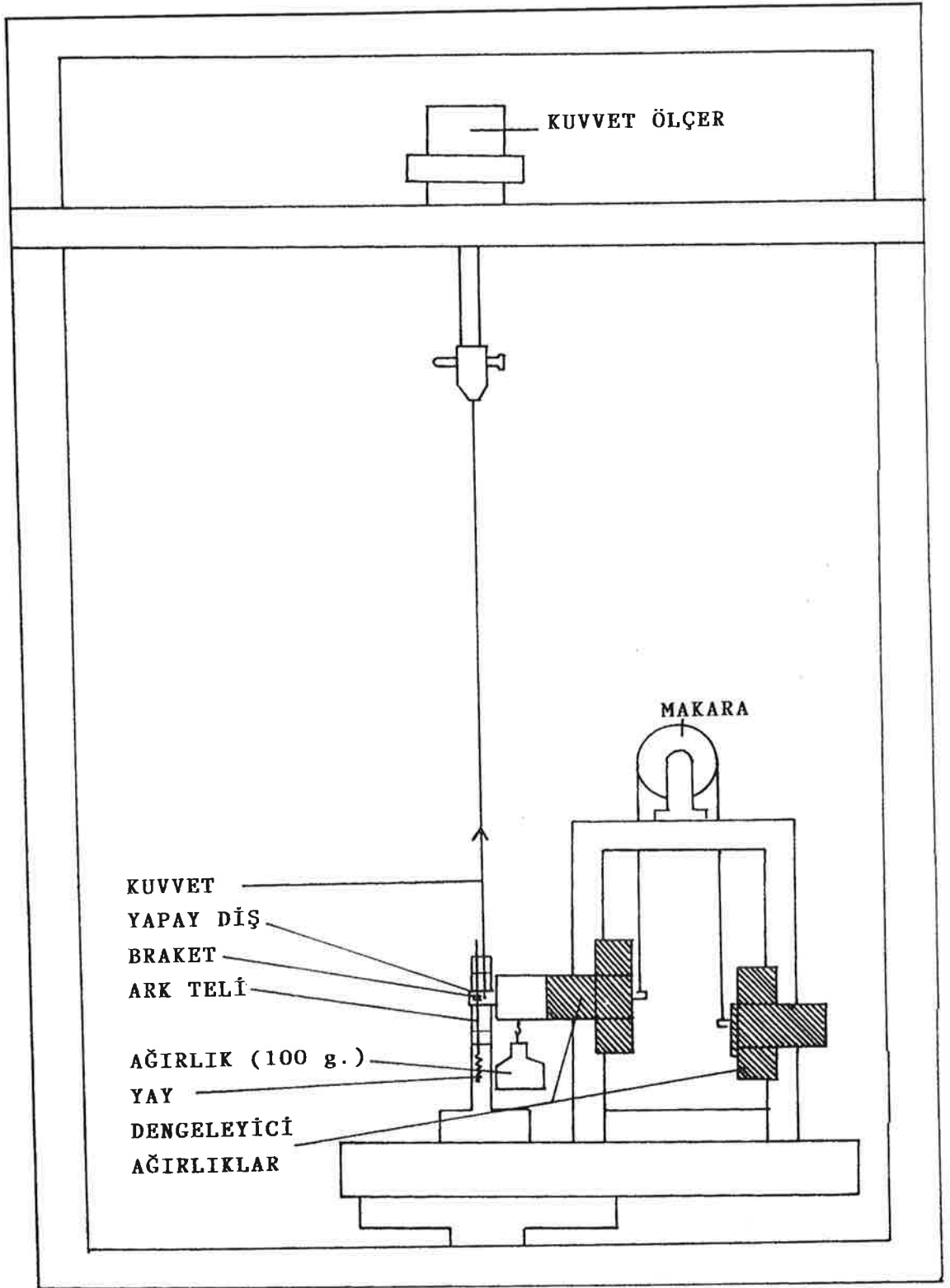
Resim 10. Tel ile braket arasındaki sürtünme değerlerinin belirlenmesinde kullanılan test cihazı, yapay dişi ve teli taşıyan iki ana bölümden oluşmaktadır.

Çalışmada kullanılan sürtünme test cihazı iki ana bölümden oluşmaktadır (Şekil 4-7) (Resim 10).

1. Üzerinde yapay diş ve yapay çevre dokuları taşıyan bölüm (Şekil 4-8 A).

Bu bölüm, ortada yer alan bir makaraya bağlı olarak düşey yönde 0 sürtünme ile hareket eden, birbirleriyle hassas şekilde dengelenmiş iki ağırlıktan oluşmaktadır. Yapay diş, bu ağırlıklardan birine bağlı bulunan plastik yuvadaki yumuşak kauçuk içine sıkı şekilde yerleştirilmiştir. Doğal dişlerdeki periodontal dokuları temsil eden kauçuk, yapay dişin üç boyuttaki aksial ve rotasyonel hareketlerine izin vermektedir. Yapay dişi taşıyan plastik yuva altındaki çengele asılan 100 g.lık ağırlık ise, diş hareketine karşı çevre doku direncini temsil etmektedir (24). Bu düşey kuvvetin etki çizgisi yapay dişin direnç merkezi hizasından geçmektedir.

Braket, yapay diş, tel ile 0° tork ve 0° angülasyon yapacak şekilde yapıştırılmış ve tele elastik ligatür (Lancer Orthodontics) ile bağlanmıştır. Test edilecek tel ve braketler % 95'lik etanol ile yıkanıp kurutulduktan sonra kullanılmıştır.

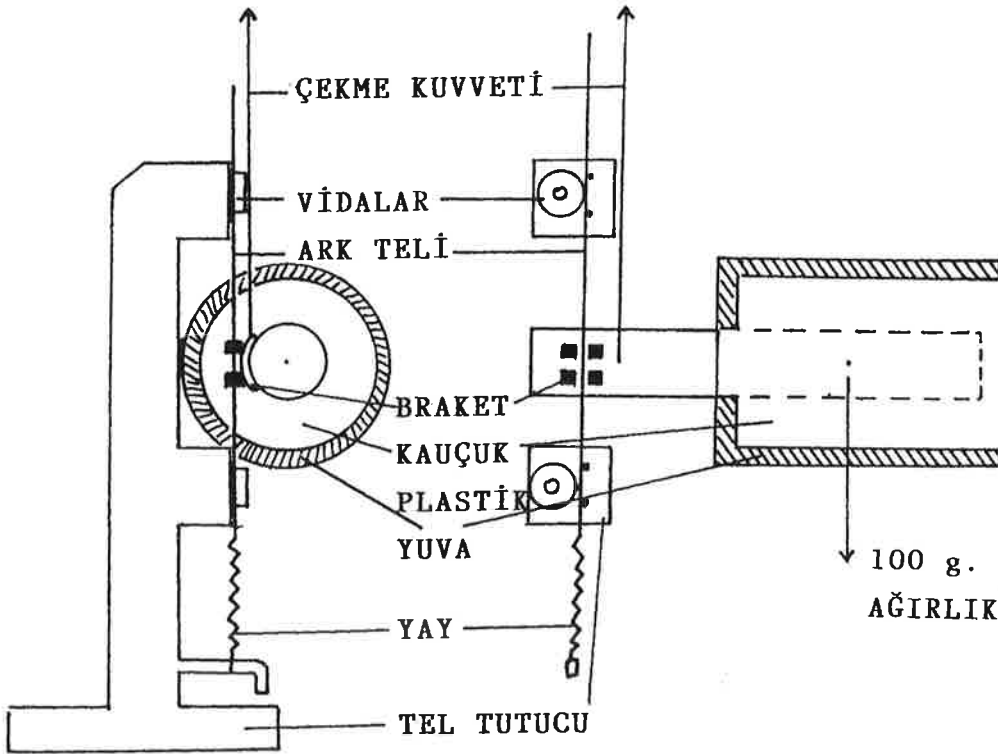


Şekil 4.7. Tel ile braket arasındaki sürtünme kuvvetini belirlemek amacıyla kullanılan sürtünme test cihazı. Bu cihaz, hassas bir kuvvet ölçere sahip olan üniversal test cihazı ile birlikte kullanılmaktadır. Brakete yakın bir noktadan uygulanan çekme kuvveti sonucu yapay diş kuvvet yönünde devrilir ve rotasyona uğrar (100 g.lık ağırlık çevre doku direncini temsil etmektedir). Yapay dişin hareketi esnasında tel ile braket arasında ortaya çıkan sürtünmeye bağlı direnç değeri kuvvet ölçer tarafından bilgisayara iletilmektedir (detay için metne bakınız).

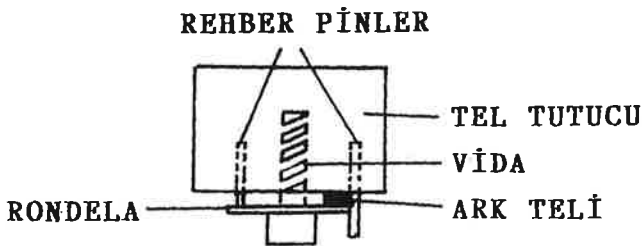
2. Üzerinde ortodontik ark telini taşıyan bölüm (Şekil 4-8 A ve B):

Çalışmada kullanılan tellerden bir bölümü preforme bir bölümü ise düz halde bulunmaktadır. Bu form farklılığının sürtünme kuvvetleri üzerine olan etkisini ortadan kaldırmak amacıyla ark telleri kalibre edilmiş bir yay yardımıyla 200 g.lık standart bir kuvvetle gergin olarak tutulmuş daha sonra iki vida arasında sıkı şekilde sabitlenmiştir. Tellerin gergin olarak tutulmasının bir diğer nedeni de bu materyallerin yük/esneme oranlarına bağlı olarak meydana gelebilecek farklılıkları en aza indirmektir.

Bu bölüm üzerinde, köşeli tellerin sıkıştırılmaları esnasında tork almalarını önlemek ve telin düşeyliğini sağlamak amacıyla özel bir sıkıştırma mekanizması bulunmaktadır (Şekil 4-8 B).



A



B

Şekil 4.8. Sürtünme test cihazında teli ve yapay dişi taşıyan bölümlerin önden ve yandan görünüşü (A). Braketin hareketi sırasında telin tork almaması bakımından sıkıca sabitlenmesi için kullanılan mekanizmanın yakından görünüşü (B).

Sürtünme test cihazı, bir üniversal test cihazına (Lloyd Instruments LR5K Segensworth Fareham England) monte edilmiş ve yapay diş, paslanmaz çelik bir tel yardımıyla yukarı doğru 0.5 mm/saniyelik sabit bir hızla çekilmiştir. Çekme kuvveti, braket olduğundan 4 mm.mesafede yer alan bir çengel üzerine uygulanmıştır. Çekme teli, üniversal test cihazı üzerindeki hassas kuvvet ölçere bağlıdır ve çekme esnasında bu cihazdan elde edilen değerlerin bilgisayara aktarılmasıyla kuvvet eğrileri elde edilmiştir.

Çalışmada her tel-braket çifti 10 ar defa test edilmiş ve her deneme öncesinde cihaz sıfırlanmıştır. Denemeler sonunda, her tel ve braket çifti için geçerli olacak sürtünme kuvvetleri, bilgisayar aracılığıyla belirlenen ortalama kuvvet değerlerinin ortalaması alınarak değerlendirilmiştir.

Ekranda okunan değerlere tel ile braket arasındaki sürtünme kuvvetinin yanısıra sistemin toplam sürtünmesi ve direnç kuvveti temsil eden 100 g.lık ağırlık da dahildir. Bu nedenle, sadece tel ile braket arasındaki gerçek sürtünme değerlerini belirlemek amacıyla cihaz çalışma öncesinde defalarca boş olarak test edilerek sistemi oluşturan tüm elemanların toplam sürtünmesi belirlenmiştir. Elde edilen değer (0.061 N) 100 g.lık ağırlıkla birlikte toplanmış ve testler sonunda kuvvet ölçer yardımıyla elde edilen toplam değerlerden düşülmüştür.

Bulgular

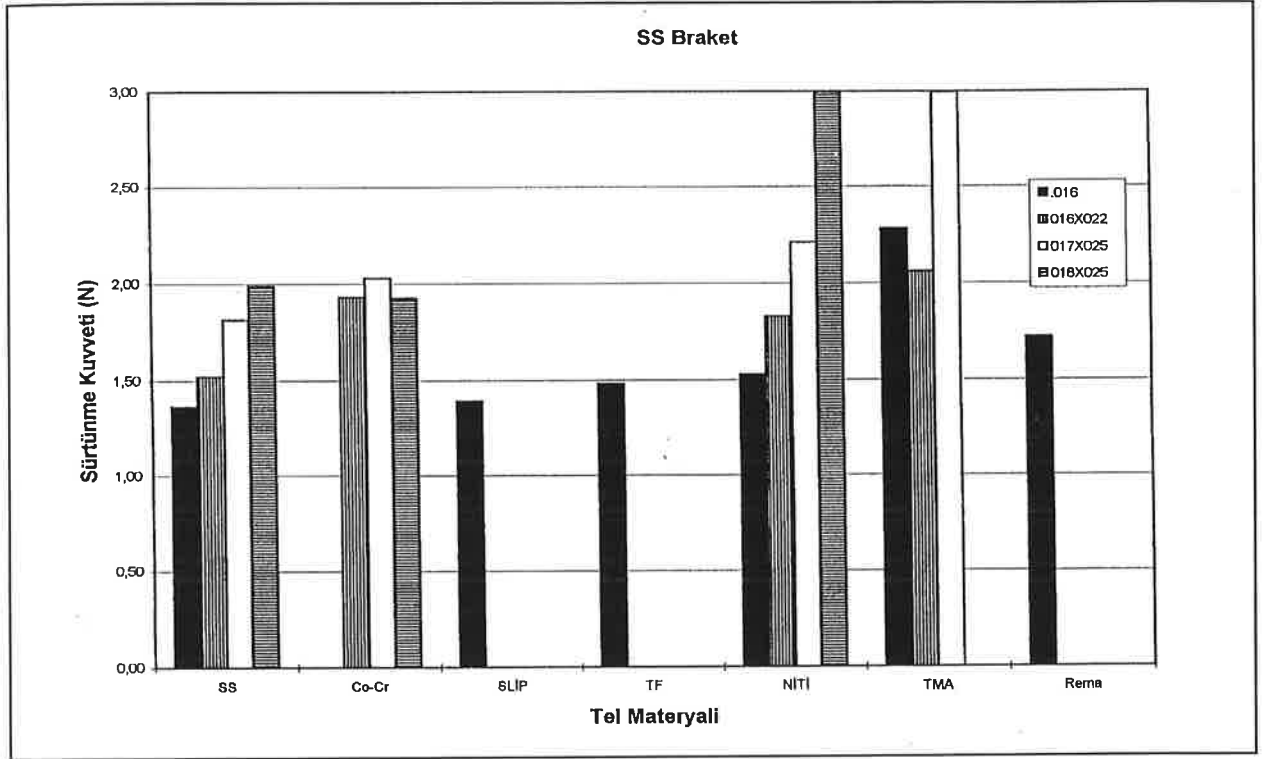
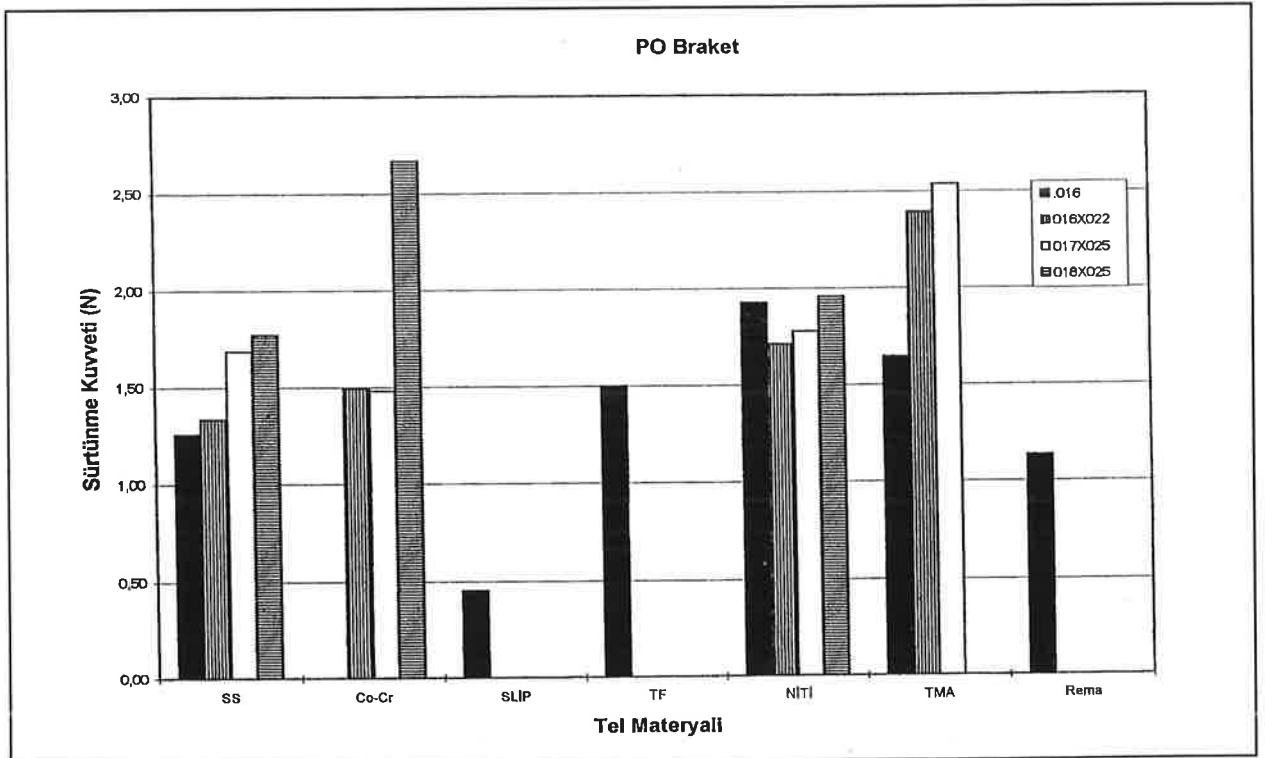
Çalışmada test edilen dört braket için kullanılan tel materyaline bağlı olarak elde edilen sürtünme değerleri Tablo 22-25'te görülmektedir.

0.017" x 0.025" TMA ve 0.018" x 0.025" NiTi teller SS braketlerde en yüksek sürtünme kuvvetlerini oluştururken en düşük sürtünme değerleri FF braket -0.016" TF çiftinde elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan dört braket arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). Braketlerin, sürtünme değerlerine göre en düşükten en yükseğe doğru gösterdikleri sıralanma şöyledir: FF, PO, PC ve SS. FF braket, kullanılan tel çapı ve materyalinden bağımsız olarak diğer tüm braketlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük sürtünme değerlerine sahiptir.

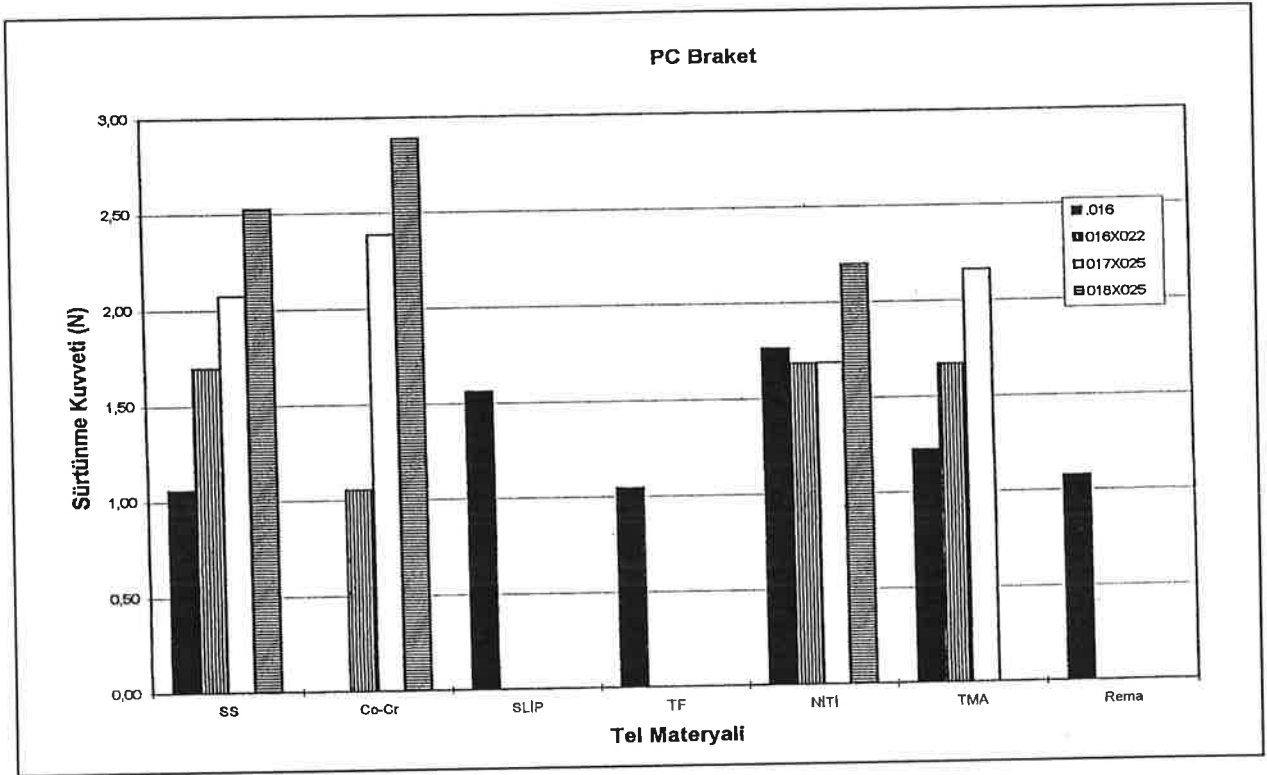
Sürtünme, hemen hemen tüm tel ve braket materyallerinde tel çapıyla orantılı olarak artış göstermektedir. TMA ve NiTi teller bütün braket materyallerinde ve özellikle SS, PO ve FF braketlerde SS tellere oranla daha yüksek sürtünme değerleri vermektedir.

Seviyeleme ark telleri arasında özellikle TF (twist flex); SS, PC ve FF braketlerde en düşük sürtünmeye sahiptir. Ayrıca, 0.016" Slip, SS ve Rema; SS, PO ve FF braketlerde aynı çaplı NiTi ve TMA tellere oranla daha düşük değerler göstermektedir.

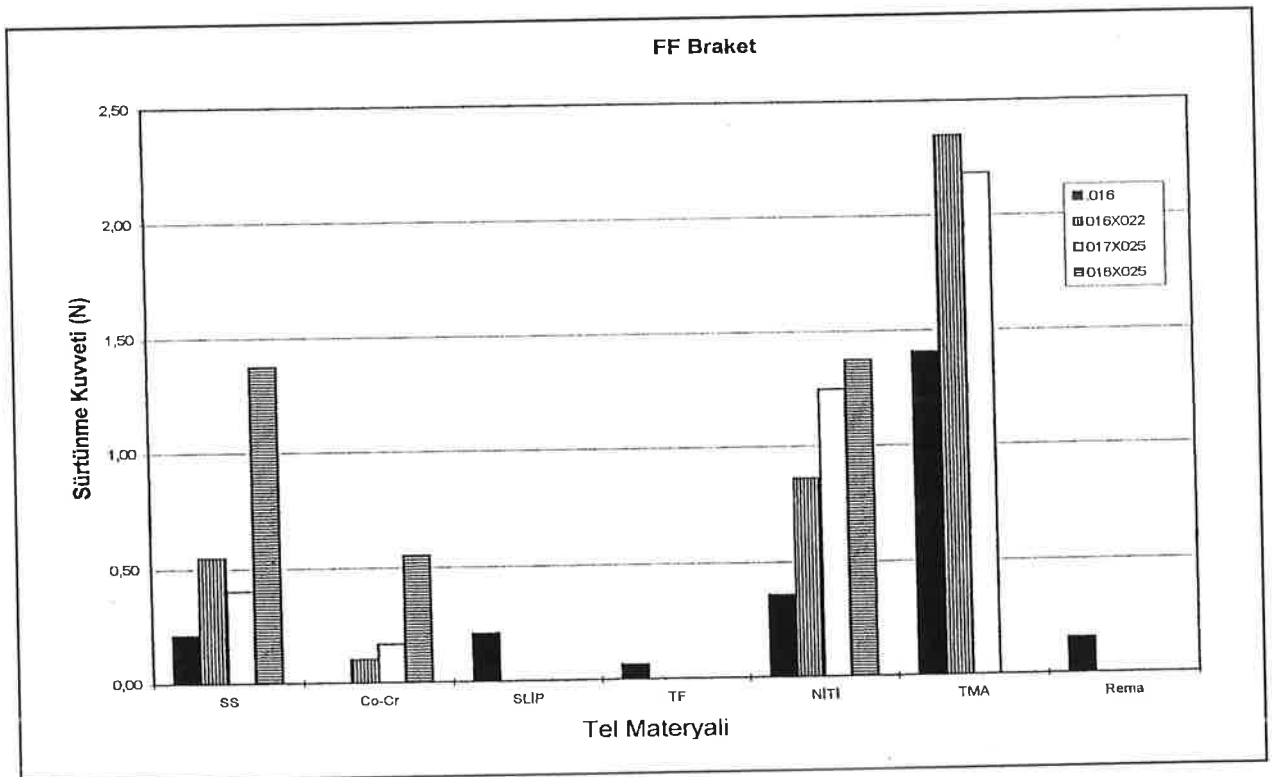
Bir titanyum alaşımı olan Slip; PO, PC ve FF braketlerde NiTi ve TMA tellere oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük sürtünme direncine sahiptir.

Tablo 22. Paslanmaz çelik (SS) braketlerde, kullanılan tel materyaline bağlı olarak elde edilen ortalama sürtünme değerleri (27).**Tablo 23.** Porselen braketlerde (PO), kullanılan tel materyaline bağlı olarak elde edilen ortalama sürtünme değerleri (27).

Tablo 24. Plastik (PC) braketlerde, kullanılan tel materyaline bağlı olarak elde edilen ortalama sürtünme değerleri (27).



Tablo 25. Sürtünmesiz paslanmaz çelik (FF) braketlerde, kullanılan tel materyaline bağlı olarak elde edilen ortalama sürtünme değerleri (27).

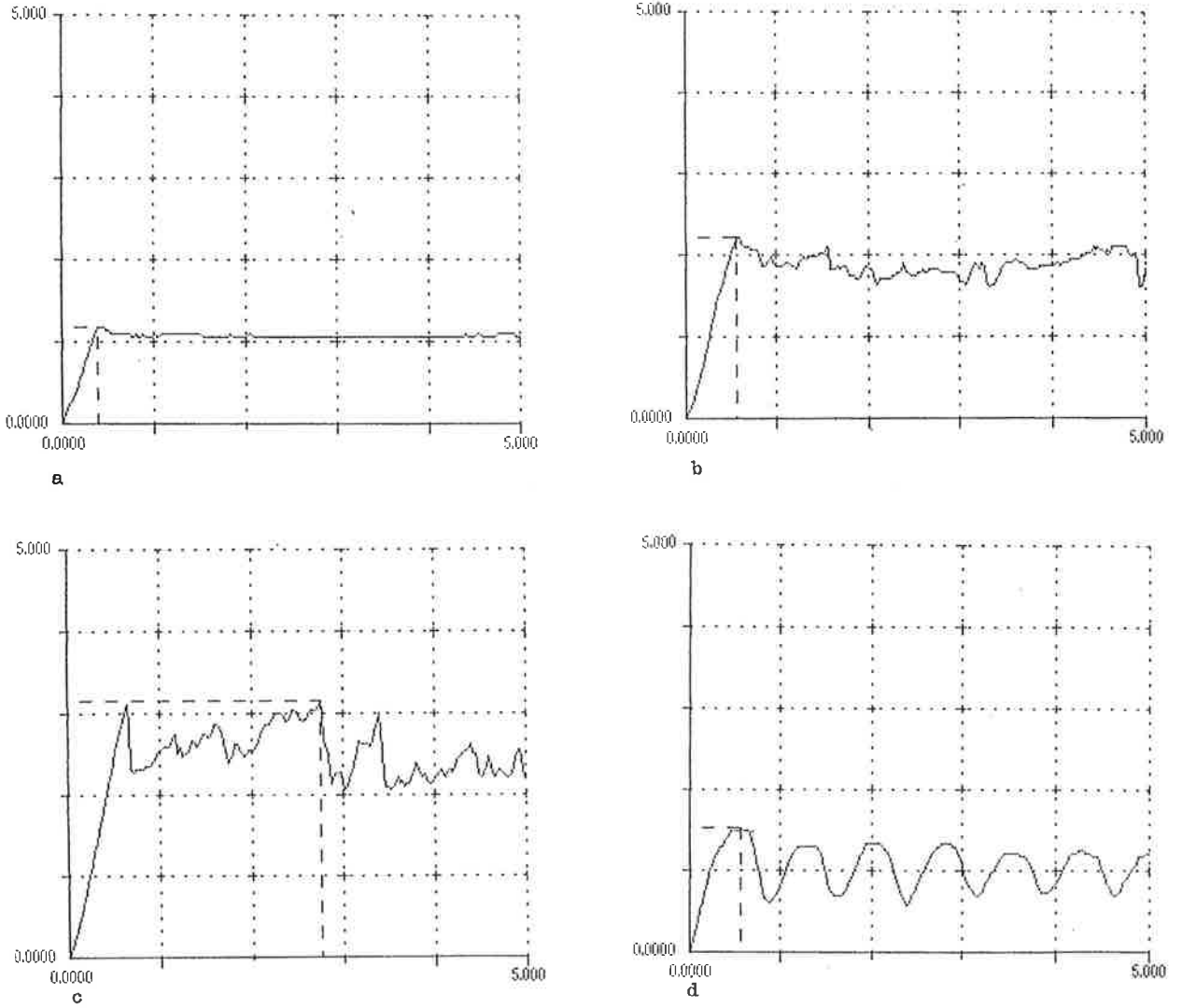


Tartışma

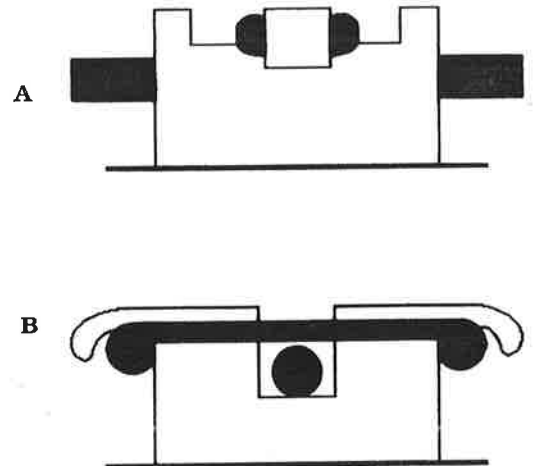
Yüzey pürüzü ve yüzey sertliği (28, 29) tel-braket arasındaki sürtünmeyi etkileyen faktörlerdendir. Bu çalışmada diğer tel alaşımlarına oranla daha yüksek sürtünme değerleri gösteren NiTi ve TMA gibi titanyum alaşımları, SS ve Co-Cr tellere oranla daha yumuşaktır ve daha yüksek yüzey pürüzüne sahiptir (28, 29) (bkz. Resim 2 a-c). Bu bulgu, TMA tellerin seramik braketler ile soğuk ortamda mikro kaynaklar oluşturduğunu vurgulayan Kapila ve arkadaşlarının (30) bulgularıyla da uyumludur. Tobin ve ark. (31), β -Ti tellerin, iyon implantasyonu metodu kullanılarak yüzeyleri sertleştirildiğinde daha düşük sürtünme değerlerine kavuştuklarını belirtmektedirler. Çalışmada, iyon implantasyonu yüzey pürüzleri azaltılmış ve yüzey sertliği artırılmış olan titanyum alaşımı Slip. tellerin konvansiyonel NiTi hatta SS tellere oranla daha düşük sürtünme değeri göstermesi yüzey pürüzünün ve yüzey sertliğinin, tel-braket arası sürtünme direnci üzerindeki önemini göstermesi açısından anlamlıdır.

Bu çalışmada, düzensiz yüzey yapısı (32) nedeniyle diğer tellerden daha fazla yüzey pürüzüne sahip gibi görünen ve yüksek sürtünme değerleri göstermesi beklenen çok sarımlı Twist flex teller, bütün braketlerde Slip, NiTi, TMA gibi titanyum alaşımları ve hatta SS tellerden daha düşük sürtünme değerleri göstermektedir. Esasen, paslanmaz çelik materyalden yapılmış çok sayıda ince çaplı telin birbiri üzerine sarılmasından oluşan bu tellerin düz SS tellerle yakın sürtünme değerlerini göstermeleri beklenirdi. Bunun nedeni, bu tellerin, sahip oldukları hareketli yüzey yapıları ve yüksek elastikiyetleri (33) sayesinde braketin oluk köşesinden atlayarak oluk ile ligatür arasına sıkışmaktan kurtulabilmeleridir. Bu bulgu-sübjektif olarak-çok sarımlı teller ile elde edilen sürtünme eğrilerinin diğer tellerin eğrileriyle karşılaştırıldığında da destek bulmaktadır. Diğer hiç bir telde, çok sarımlı teller ile elde edilen periodik eğriler elde edilememektedir (Şekil 4-9 a-d). Her tel-braket çiftinden elde edilen eğriler bir anlamda hem braketin hem de telin yüzey karakteristiğini de yansıtmaktadır. Çok sarımlı teller, gerek tel-braket arası sürtünme konusundaki avantajları gerekse yüksek çalışma aralığı ve düşük kuvvet (33) gibi önemli fiziksel özellikleri bakımından titanyum alaşımlarından daha üstün olmaları nedeniyle tedavinin ilk dönemlerinde tercih edilebilecek tellerdir.

Çalışmamızda, FF braket bütün tel materyallerinde anlamlı düzeyde düşük sürtünme değerleri vermektedir. Bunun temel nedeni, bu braketin şekline bağlı olarak ligatürün doğrudan tel üzerine baskı yapmaması ve telin derin oluk içinde serbestçe kaymasına izin vermesidir (Şekil 4-10 A ve B). Diğer braket tiplerinde ise ligatür teli doğrudan braket oluşu içine bastırmaktadır. Bu fark bir anlamda ligatürün etkisini göstermesi bakımından da anlamlıdır. Bu çalışmada, ligatür faktörünü standardize etmek amacıyla elastik ligatürler kullanılmıştır. Ayrıca, gerek ligatürün gerginliğinin standart olması, gerekse braket genişliğinin sürtünme değerleri üzerindeki etkisinin ortadan kaldırılması amacıyla aynı genişliğe sahip braketler seçilmiştir.



Şekil 4.9. Paslanmaz çelik (a), nikel titanyum (b), TMA (c) ve çok sarımlı paslanmaz çelik (d) tellere ait sürtünme eğrileri. Bu eğriler bir anlamda tellerin yüzey karakteristiklerinin de bir yansıması gibidir. Çok sarımlı tellerdeki periyodiklik dikkat çekicidir.



Şekil 4.10. Sürtünmesiz (Friction Free American Orthodontics) braketin yukarıdan (A) ve yandan (B) görünüşü. Bu braketlerin en önemli özelliği, ligatürün tel üzerine doğrudan kuvvet uygulamasına engel olmasıdır. Böylece tel oluk içinde kolayca hareket etme olanağı bulmaktadır.

Bu çalışmada, çoğu tel çapı ve materyalinde SS braket ile elde edilen sürtünme değerleri, diğer braketlerle karşılaştırıldığında beklenenin aksine daha yüksektir. Bunun nedeni, SEM resimlerinde de görüldüğü gibi, SS braketlerin üretim tekniğine bağlı olarak oluk kenarlarında oluşmuş olan çapaklardır (bkz. Resim 6 a-d). Bu çapaklar, braketlerin üretim aşamasında çubuktan elmas diskler yoluyla kesilmesi esnasında oluşmakta daha sonra polisaj esnasında oluk içine doğru kıvrılmaktadırlar. Bu çapakların keskin kenarları telin oluk içindeki hareketi esnasında tel yüzeyini adeta kazıyarak sürtünmenin artmasına neden olabilmektedir.

Sonuç

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar şöyle özetlenebilir:

1. İyon implantasyonu metoduyla yüzeyi sertleştirilen ve pürüzleri azaltılan Slip Niti, tüm braketlerde SS, Co-Cr, NiTi ve TMA tellerden daha düşük sürtünme değerleri göstermektedir.
2. Çok sarımlı teller SS, NiTi ve TMA tellere göre düşük sürtünme direncine sahiptir. Bu sonuç, telin yüksek elastikiyeti ve hareketli yüzey topografisine bağlıdır.
3. FF braket, diğer tüm braketlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük sürtünme değerlerine sahiptir. Bunun nedeni, bu braketin şekli nedeniyle ligatürün tel üzerine doğrudan baskı yapmasını engellemesi ve telin oluk içinde kolayca kaymasına olanak sağlamasıdır.
4. Bu çalışmada, SS braketlerle elde edilen sürtünme değerleri beklenenden daha yüksektir. Bunun nedeni, kullanılan braketlerde oluk kenarlarında üretim esnasında oluşmuş olan çapaklardır.

Braket genişliğinin etkisi

Bu konuda, hem dar braketlerin (10, 24, 30, 35) hem de geniş braketlerin (34) tel ile braket arasında daha az sürtünmeye neden oldukları iddia eden çalışmalar bulunmaktadır. Teorik olarak, dar braketlerin kullanıldığı olgularda diş devrildiğinde braketin kanatları tarafından tel üzerine uygulanan "normal kuvvet" şiddeti geniş braketlere oranla daha fazladır (bkz. Şekil 1-19). Bunun sonucunda, dar braketlerde tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri daha fazla olmalıdır. Bu teorik saptamaya rağmen deneysel çalışmalarda bunun aksi sonuçlarla karşılaşılmasının nedeni tamamen bu çalışmaların planlamasından ve kullanılan materyaller arasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Ayrıca, dar braketlerde telin braket oluşu içindeki oynama miktarının geniş braketlere oranla daha fazla olduğu, bunun da tel ile braket arasındaki etkileşimin daha az olmasına neden olacağı unutulmamalıdır. Klinik açıdan değerlendirildiğinde, kaydırma mekaniklerinde ve özellikle uzun mesafeli diş hareketi gerektiren olgularda orta genişlikte ya da geniş braketlerin kullanılmasının gerek sürtünme değerleri yönünden gerekse dişin üç boyuttaki hareket kontrolü bakımından daha uygun olacağı düşünülmektedir.

Braket şeklinin etkisi

Konvansiyonel standart edgewise braketlerinde, tel oluk içine yerleştikten sonra ligatür yoluyla oluk tabanına doğru bastırılarak bağlanır. Bu bağlama ne kadar sıkı olursa braketin tel üzerinde kayması da o kadar güçleşir. Son yıllarda, bu sakıncayı ortadan kaldırmak üzere planlanmış yeni braketler üretilmiştir. Friction Free (American Orthodontics) (bkz. Şekil 4-10 A ve B), Synergy (RMO) bu amaçla üretilen braketlerdendir. Bu braketlerde amaç, ligatürün tel üzerine doğrudan temasını önleyerek telin braket oluşu içinde serbestçe hareket etmesine olanak vermektir. Sürtünmesiz braketler ile elde edilen sürtünme direnci değerleri, diğer braketlerle elde edilen değerlerden çok daha düşük bulunmuştur (27).

Braket üretim tekniğinin etkisi

Kliniğimizde, değişik üretim tekniklerine sahip paslanmaz çelik braketler ile ark telleri arasında ortaya çıkan sürtünme direncinin ölçülmesine yönelik bir deneysel çalışmada çekme (milled) braketlerle elde edilen sürtünme değerleri, döküm ve sinterleme yöntemleri ile üretilen braketlere oranla daha yüksek bulunmuştur (8). Bu sonuçlar, braketlerin SEM görüntüleriyle de desteklenmektedir. Üç yöntemle üretilen braketlerin SEM resimlerinde sinterleme braketlerin oldukça pürüzsüz bir oluk yüzeyine sahip olduğu gözlemlenmektedir (bkz Resim 5 a-c). Döküm braketlerde oluk kenarlarındaki yapı biraz daha pürüzlüdür (bkz. Resim 4 a-c). Çekme braketlerde ise oluk kenarlarında bıçak sırtı gibi keskin çapaklar dikkati çekmektedir (bkz. Resim 6 a-d).

Ark tellerinin sürtünmeye etkisi

a. Tel materyalinin etkisi

Pratikte en sık kullanılan teller, yüzey pürüzlülükleri bakımından düşükten yükseğe doğru; paslanmaz çelik, krom-kobalt, nikel titanyum ve beta-titanyum alaşımları olarak sıralanmaktadır. Tel yüzeylerindeki pürüzlülük aynı sırayı izleyerek tel-braket arasındaki sürtünme miktarının da artmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte tellerin yüzey pürüzlülüğü ile testler sonunda elde edilen sürtünme değerleri arasında tam bir korelasyon bulunamamıştır (10, 24, 30, 35).

b. Tel çapı ve kesitine bağlı özellikler

Genel olarak aynı braket ve tel materyali için tel çapı arttıkça sürtünme kuvvetlerinin de arttığı, köşeli tellerin sürtünmeye etkisinin yuvarlak kesitli tellere oranla daha fazla olduğu kabul edilmektedir (4, 7, 12). Pürüzlü yüzey özelliği gösteren köşeli NiTi ve β -titanyum gibi tel alaşımlarında bu değerler daha da yüksek olarak görülmektedir.

Ligatürlemenin sürtünme üzerine etkisi

Pratikte ark telleri braketlere 3 şekilde bağlanmaktadır:

1. Begg tekniğinde kullanılan pinler.
2. Kendinden bağlamalı braketlerin (SPEED) kullanımı.
3. Tel ya da elastik ligatürler.

Telin brakete bağlanma kuvveti, bir başka ifadeyle telin braket oluşuna bastırılma kuvveti (normal kuvvet), bu iki materyal arasındaki sürtünme miktarını doğrudan etkilemektedir.

Begg tekniğinde kullanılan pinler, tekniğin felsefesi gereği dişlere serbest devrilme hareketi yapma olanağı sağlayacak şekilde planlanmıştır ve tele tek noktadan temas eder. Pinin tel üzerine bastırılarak sıkıştırılmasıyla dişin hareketleri de kısıtlanır. Bu, özellikle son dönemde kullanılan 0.018" ve 0.020" lik kalın tellerle stabilizasyonun sağlanması amacıyla uygulanmaktadır.

Kendinden bağlamalı braketlerde tel ile braketleri birleştiren hareketli bir kapaktır. Tel oluşa yerleştirildikten sonra kapak kapatıldığında tel brakete bağlanmış olur. Bu sistemin avantajı telin brakete her zaman aynı kuvvetle bağlanmasını sağlamasıdır. Dezavantajı ise istendiğinde gevşek ya da sıkı bağlama olanağını vermemesidir. Bu braketlerle elde edilen sürtünme kuvveti değerleri tel ya da elastik ligatürlerde elde edilen değerlerle yaklaşık olarak aynı (36) ya da daha düşük olarak bulunmuştur (13).

Tel ligatürler, elastik ligatürlere oranla daha az sürtünmeye neden olmaktadır. Ancak, ligatürleme kuvvetinin sürtünme üzerinde büyük rolü vardır. Çok sıkı ligatürlemede sürtünme çok fazla olacağından diş hiç hareket etmeyebilir. Sürtünme açısından, elastik ligatürlerin tel ligatürlere oranla bazı dezavantajları bulunmasına rağmen uyguladıkları kuvvetler tedavinin her döneminde aynı olduğundan daha emniyetli sayılabilirler. Elastiklerin baştan gevşetilerek yerleştirilmeleri ya da zamanla ağız içindeki sıvılardan etkilenecek gevşemeleri söz konusu olsaydı da, sürtünme katsayısının aynı olması nedeniyle her iki halde de ligatürün sürtünmeye olan etkisi aynı olmaktadır. Her şeye rağmen, özellikle sürtünmenin ön plana çıktığı kanin distalizasyonu gibi kaydırma mekanikleri esnasında elastik ligatür yerine tel ligatür tercih edilmesi ve ligatürün sadece distal kanattan ve diş hareketine izin verecek ölçüde gevşek olarak bağlanmasının daha yararlı olduğu söylenebilir. Klinik uygulamada ligatür sıklığını standardize etmek kolay değildir. Bu amaçla uygulanabilecek pratik bir yöntem, ligatürün içine bir sond ucunun yerleştirilerek telin iyice sıkılması, daha sonra da sond çıkarılarak ligatürün yerinden hafifçe oynatılmasıdır.

Kuvvetin uygulanma şeklinin sürtünme kuvveti üzerine etkisi

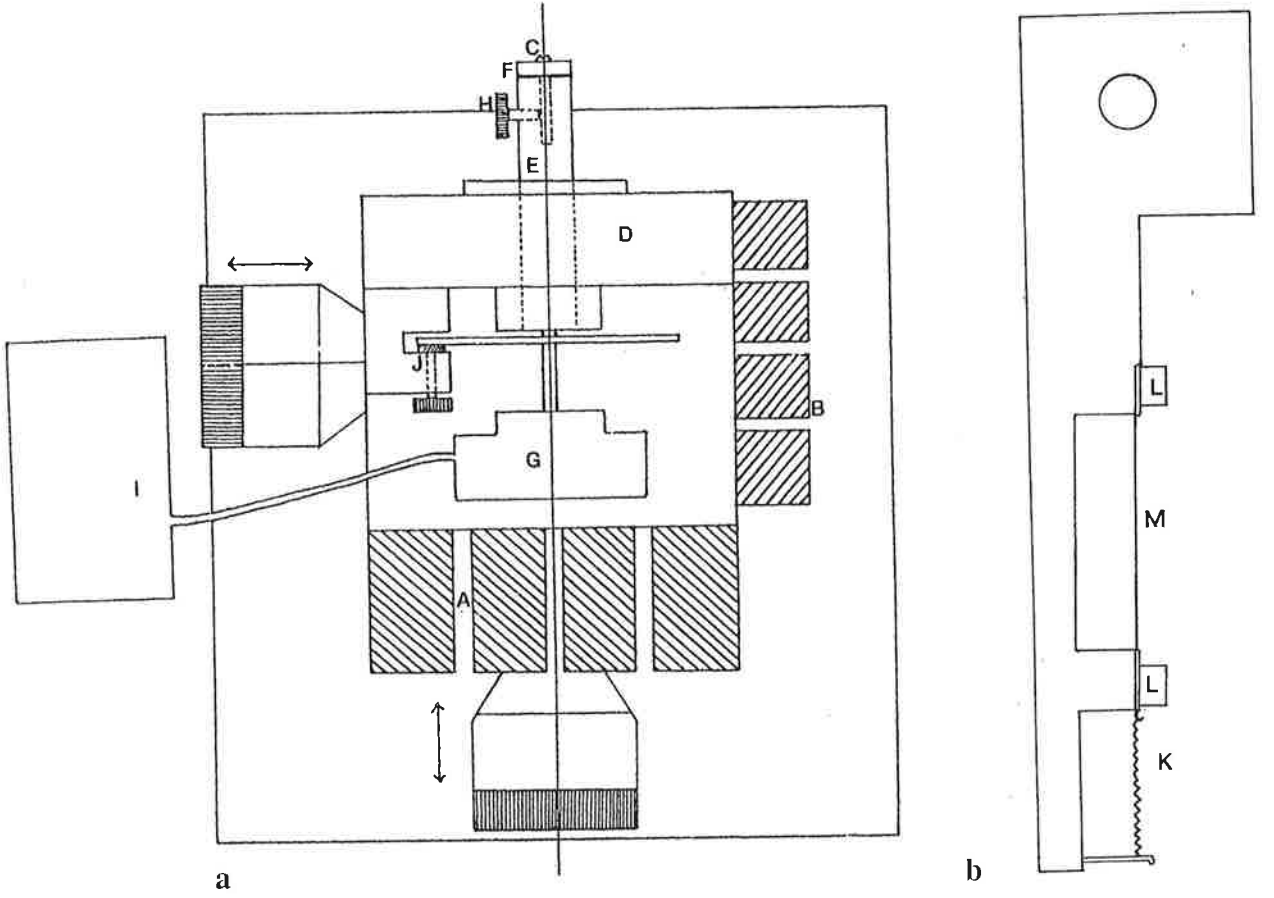
Yukarıda açıklandığı şekilde, ark teli boyunca yapılan kanin distalizasyonu sırasında ortaya çıkan sürtünmenin asıl kaynağı braket üzerine uygulanan distalizasyon kuvvetidir. Bu kuvvetin etki çizgisi dişin direnç merkezinin uzağından geçtiği için ortaya çıkan moment nedeniyle dişte distal yönde bir

devrilme olur ve bunun sonucunda tel ile braket arasında hem dikey hem de yatay doğrultuda sürtünmeler ortaya çıkar. Dişteki bu devrilmenin azaltılmasıyla tel-braket arasındaki sürtünmenin de azalması sağlanabilir. Bu amaçla, kuvvetin etki çizgisini direnç merkezine daha yakın bir noktaya getirmek yani kuvveti braket hizasından değil brakete bağlı çengel üzerinden uygulamak gerekir (2). Bu çengellerin değişik uzunluklarda olanları bulunmaktadır. Kaninin direnç merkezi hizasına kadar uzatılmış bir çengel üzerine (power hook) kuvvet uygulamak sorunu büyük ölçüde çözebilirse de uzun çengeller çevre dokular için rahatsız edici olacağından pratik değildir. Ayrıca uzun çengeller, altında besin artıklarını kolayca tutabildiklerinden hijyen yönünden de sakıncalar yaratmaktadır. Bununla birlikte, ağız hijyenine dikkat eden hastalarda çengelin dişetine doğru kıvrılması bu sakıncaları ortadan kaldıracaktır. Pratikte tercih edilen, orta uzunlukta çengellerdir. Bu çengeller üzerine uygulanan kuvvetin momenti de daha az olacağından dişteki devrilmeyi, dolayısıyla sürtünmeyi de en aza indirmiş oluruz. Çengeli olmayan braketlerde Kobayashi ligatürü de aynı amaçla kullanılabilir. Burada önemli olan **dişin devrilme miktarını en aza düşürmek** yani diş üzerine uygulanan **moment miktarını azaltmaktır**. Bunun için uygulanabilecek çok daha pratik ve etkili yöntem kuvvet şiddetini hareket süresince kontrol altında ve optimum seviyede tutmaktır.

Braket ile tel arasındaki açının sürtünme kuvvetleri üzerine etkisi

Telin brakete giriş açısı sürtünmeyi doğrudan etkileyen bir faktördür. Tel ile braket arasındaki açı arttıkça sürtünme miktarı da artar. Bu sonuç, özellikle önceden açıldırılmış olan straight wire braketleri ile çalışırken çok daha büyük önem kazanmaktadır çünkü bu braketlerde, tel oluk içine daha ilk yerleştirildiği andan itibaren diş hareket etmeye başlar. Bu hareket sırasında tel-braket arasındaki açıdan kaynaklanan yüksek düzeyde sürtünme kuvvetleri nedeniyle daha seviyeleme döneminde bile kolaylıkla ankraj kayıpları olabilmektedir. Bu dönemde -ince çaplı bile olsa-NiTi gibi pürüzlü yüzeye sahip teller kullanılırsa sürtünme kuvvetlerinin ve buna bağlı ankraj kayıplarının daha fazla olması beklenmelidir (Bkz.straight wire mekaniği).

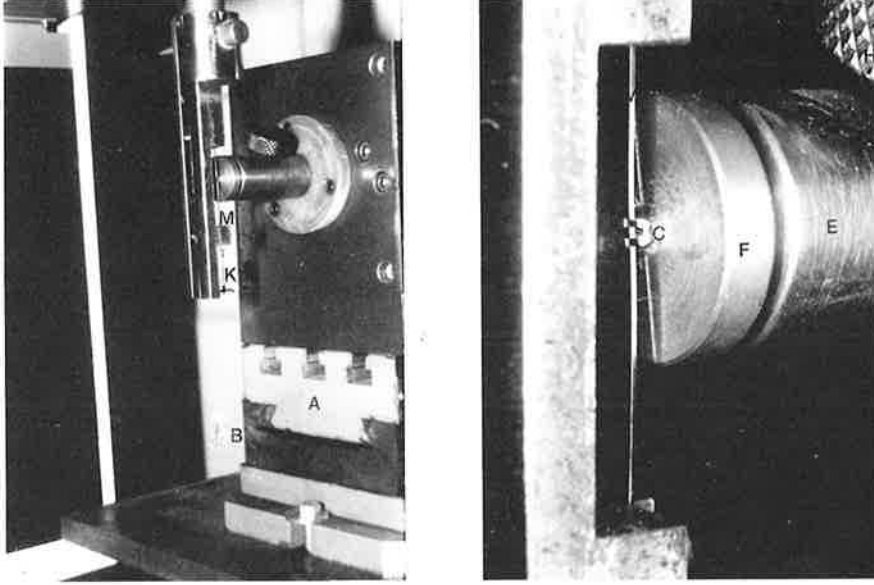
Tel ile braket arasındaki açının sürtünme değerleri üzerine etkisi, kliniğimizde gerçekleştirilen bir deneysel çalışma ile detaylı olarak incelenmiştir (18). Çalışmanın amacı, açının, tel ile braketler arasında ortaya çıkan sürtünme direnci üzerine olan etkisini hassas bir ölçüm metodu kullanarak incelemektir. Bu amaçla, 0° tork ve 0° angulasyona sahip 0.018" çaplı paslanmaz çelik braketler ile 0.016" çaplı paslanmaz çelik, Slippery NiTi, NiTi, TMA, Coaxial (5 sarımlı) ve 0.016" x 0.022" çaplarda paslanmaz çelik, NiTi, TMA ve Dentaflex (8 sarımlı) teller kullanılmıştır. Sürtünme direnci, tel ile braket arasında ikinci düzende oluşan her açı değerini 0.7° hassasiyetle dijital ekrana yansıtabilen bir elektronik açı ölçere sahip özel bir sürtünme test cihazı ile belirlenmiştir (Şekil 4-11) (Resim 11 a ve b). Cihazda, braket 7 açı değerinde (2.8°, 4.9°, 7°, 9.1°, 11.2°, 14°, 16.1°) sabit tutulmuş ve ortodontik tel braket oluşu içinden 0.5 mm/dak hızla çekilmiştir.



Şekil 4.11. Tel ile braket arasındaki açının sürtünme değerleri üzerine olan etkisinin belirlendiği çalışmada kullanılan cihazın yukarıdan görünüşü (a): Cihaz, bir düzlemde birbiri üzerinde sağa- sola, ileri ve geri kolaylıkla hareket edebilen iki tablanın üzerinde yer almaktadır (A ve B). Braket (C), bir metal blok (D) içinde kolayca dönebilen bir çubuğun (E) ucuna monte edilmiş olan bir disk (F) üzerinde yapışık durmaktadır. Braketi taşıyan çubuk (E) metal blok içinden geçerek arkada yer alan dijital açı ölçere (G) bağlanmaktadır. Braket tam 0 konumundayken disk te bir vida (H) yardımıyla çubuk üzerine sabitlenmektedir. Ana çubuğun döndürülmesiyle oluşan her açı değeri elektronik açı ölçer yardımıyla "puls" cinsinden 0.7° hassasiyetle dijital ekrana (I) yansıtılmaktadır. Braket üzerine yüklenen kuvvetlerin etkisiyle açıda değişme olmaması için cihazın arka bölümünde bir kilit düzeneği (J) bulunmaktadır. Sürtünme test cihazında tel taşıyıcı parça (b). M= Ortodontik tel, L = Sabitleme vidaları, K = Kalibre edilmiş yay.

Çalışmada elde edilen bulgular şöyle özetlenebilir:

- Sürtünme direnci bütün tel materyallerinde açı değeri arttıkça artmaktadır. 7 açı değeri arasında elde edilen farklar istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı olarak bulunmuştur ($p < 0.0001$). Tel materyalleri sürtünme değerlerine göre şöyle sıralanmaktadır: 0.016" x 0.022" (çok sarımlı) Dentaflex, 0.016" Coax, 0.016" Slip, 0.016" SS, 0.016" x 0.022" SS, 0.016" NiTi, 0.016" x 0.022" NiTi, 0.016" TMA, 0.016" x 0.022" TMA.
- Yüksek yüzey pürüzüne sahip NiTi ve TMA gibi titanyum alaşımları ile elde edilen değerler paslanmaz çelik tellere oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur.
- İyon implantasyonu metoduyla yüzeyi sertleştirilen ve pürüzleri azaltılan Slippery NiTi; paslanmaz çelik, kobalt-krom, NiTi ve TMA tellerden daha düşük sürtünme değerleri göstermektedir.



Resim 11. Açının tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri üzerine olan etkisini belirlemeğe yönelik çalışmada kullanılan test cihazının yakından görünüşü. Tel eksenine göre açılan braket sabit tutulurken üniversal test cihazına bağlı olan tel taşıyıcı bölüm yukarı doğru sabit bir hızla hareket etmektedir (a). Tel ile braket arasındaki açılanmanın yakından görünüşü (b).

- Çok sarımlı teller (Dentaflex ve Coaxial) tüm açı değerlerinde paslanmaz çelik, NiTi ve TMA tellere göre düşük sürtünme direncine sahiptir. Bunun nedeni, çok sarımlı tellerin yüksek elastikiyeti ve hareketli yüzey topografisi nedeniyle yüksek açı değerlerinde bile braket kanatları arasından kolaylıkla atlayarak sıkışmamasıdır (18).

Biyolojik Faktörler

Tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri, tükürük, oklüzal çatışmalar, çiğneme kuvvetleri gibi biyolojik faktörlere bağlı olarak da değişiklikler gösterebilir. Özellikle tükürük yapısının tel ile braket arasındaki sürtünme kuvvetleri üzerinde önemli etkisi vardır. Deneysel çalışmalarda kullanılan yapay tükürük, iki materyal arasındaki sürtünme direncini azaltmakta kaymayı kolaylaştırmaktadır (12, 35, 37). Ancak, xerostomialı hastalarda kullanılmak üzere üretilen yapay tükürük maddesinin, doğal tükürüğün bütün yapısal özelliklerine ve fonksiyonlarına sahip olmaması nedeniyle sürtünme çalışmalarında da kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir (38). Doğal tükürüğün kullanıldığı çalışmalarda elde edilen sonuçlar daha farklı bulunmuştur. Doğal tükürük, titanyum alaşımı tellerle seramik braket-

ler arasında kaydırıcı bir rol oynamakta ve sürtünme direncinin azalmasına neden olmaktadır (21). Buna karşılık, doğal tükruk ortamında test edilen paslanmaz çelik braketler ile paslanmaz çelik teller arasındaki sürtünme değerleri kuru ortama oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla bulunmuştur (22). Bu bulgular, doğal tükrukün, kullanılan tel-braket çiftine bağlı olarak kaydırıcı ya da yapıştırıcı özellik gösterdiğini vurgulamaktadır.

Yüksek tüberküllu dişler, oklüzyondaki erken temaslar ya da yüksek düzeydeki çigneme kuvvetleri gibi, diş hareketlerine karşı direnç oluşturan ya da diş hareketlerini yönlendiren faktörler de, klinikte dişin ark teli üzerinde kaymasına engel olabilir. Distalize edilen bir kanin dişin, tüberkül eğimleri ve aşırı çigneme kuvvetleri etkisiyle mesio-distal ya da bukko-palatinal yönde devrilmesi mümkündür. Aynı sonuç, dişler arasına yabancı cisim sokma, dil ya da dudak emme gibi kötü alışkanlıklar etkisiyle de ortaya çıkabilir. Böyle durumlarda, devrilen braket ile tel arasında oluşan açı, bu iki materyal arasında sıkışmaya neden olarak diş hareketini durdurabilir. Buna karşılık, çigneme sırasında lokmanın tel üzerine uyguladığı aralıklı kuvvetler ya da diş fırçasının baskısı, tel ile braket arasındaki sıkışmayı ortadan kaldırabilir.

Sonuç

Yukarıda açıklandığı gibi sürtünme, çok sayıda ve bilinmeyen faktöre bağlı olarak ortaya çıkan bir olaydır. Ağız içinde, sabit apareyin değişik elemanları arasında meydana gelen sürtünme kuvvetlerinin tam olarak belirlenmesine olanak yoktur. Yapılan deneysel çalışmalar, sabit apareyin biyolojik ortam içinde çalışması sırasında ortaya çıkan son derece karmaşık olaylardan sadece küçük bir kısmını izole ederek laboratuvar koşullarına taşıma ve olayın bütünü hakkında fikir edinme amacıyla yapılmaktadır. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar, kurulan deney düzeneği, deney koşulları, kullanılan materyallerin özellikleri gibi değişik faktörlere bağlı olarak farklı sonuçlar verebilmektedir. Elde edilen sonuçları, kabaca iki ya da daha fazla sayıdaki materyal arasındaki etkileşimlerin mühendislik yönünden ele alınması olarak değerlendirmek de mümkündür. Bu nedenle, yukarıdaki bilgiler kesin ve değişmez olarak düşünülmemelidir. Bu çalışmalardan çıkarılması gereken sonuçlar şunlar olmalıdır:

1. Ağız içindeki sürtünme multifaktöriyel bir olaydır ve değerlerini tam olarak belirlemeğe olanak yoktur.
2. Deneysel çalışmalardan elde edilen bilgiler daha çok mühendislik bilgileridir ve bir aparey sisteminin izole edilmiş belli bir bölümündeki materyaller arası etkileşimi ortaya koymaktadır.
3. Bununla birlikte, fizik kuralları ağız içinde de geçerlidir ve elde edilen sonuçlar, ağız içinde gerçekleşen olaylar hakkında -tamamen olmasa da- büyük ölçüde fikir vermektedir. Bu nedenle ortodontist, tedavileri esnasında sürtünmeyi isteyip istememesine bağlı olarak materyal seçimi yapmalı, bunları yukarıdaki bilgiler doğrultusunda uygulamalı ve elde ettiği klinik sonuçları izleyerek gerektiği yerde düzeltmeler yapmalıdır.

Günümüzün ortodontisti, gelişen ortodontik materyal teknolojisi sayesinde arzu ettiği diş hareketlerini gerçekleştirecek alternatif düzenekleri de oluşturabilme şansına sahiptir. Örneğin, mekanik olarak belirsiz sürtünmeli sisteme alternatif olarak son yıllarda gelişen sürtünmesiz sistem mekanikleri kullanılabilir.

Sürtünmesiz Sistem

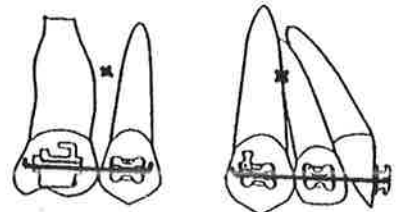
Sürtünmeli mekaniklerin, statik olarak önceden tam olarak belirlenemeyen ve bir çok faktöre bağlı olan özelliklere sahip olması, araştırmacıları, şiddetleri ve yönleri önceden belirlenebilen, tellere ya da diş konumlarına değil ortodontistin isteklerine bağlı olarak yönlendirilebilen kuvvet sistemleri aramaya sevk etmiştir. Bu konunun öncüsü, University of Connecticut'ta uzun yıllar biomekanik üzerinde deneysel ve klinik çalışmalar yapan ve bu alanda birçok buluşun da sahibi olan Dr. Burstone'dur.

Dr. Burstone, geliştirdiği bölümlü ark (segmented arch) tekniğiyle sürtünmeli sistemin sakıncalarını ortadan kaldırarak ortodontik diş hareketleri ve tedavi kavramına yeni bir boyut getirmiştir.

Bölümlü ark tekniğinin felsefesi

Teknikte, diş kavsi, kesici ve kaninlerden oluşan ön grup ile premolar ve molarlardan oluşan arka grup olmak üzere iki bölüme ayrılır. Bu iki diş grubu, kullanılan braket oluk çapının izin verdiği en kalın ark telleri kullanılarak ayrı birer blok haline getirilir. Arka grubu oluşturan sağ ve sol bölümler kalın bir palatal ark ile birbirlerine sıkıca birleştirilirler. Her bloğu oluşturan dişler birbirlerine 8 ligatürleri ile sıkıca bağlandıklarından bunları büyük boyutlu iki diş olarak kabul etmek mümkündür. Bölümlü ark tekniğinin felsefesini oluşturan en önemli noktalardan biri, tüm diş hareketlerinin, yukarıda Bölüm 3'te açıklandığı gibi, iki diş arasındaki ilişki şekline dönüştürülmesidir. Tüm diş kavsinin sadece iki diş arası ilişki şekline dönüştürülmesi, uygulanan kuvvet sistemlerinin hem çok daha basit ve kontrollü hem de statik olarak önceden belirlenebilir olmasına olanak sağlamaktadır. Bölüm 3'ten hatırlanacağı gibi, çok sayıda dişin tek bir ark teliyle hareket ettirildiği düz arklar mekaniğinde, tüm dişlerin oluşturduğu oklüzal düzlemin genel eğimini ve diş hareketlerinin yönünü önceden tam olarak belirleme olanağı bulunmamaktadır çünkü tek tek her diş kendine ait dönme merkezi etrafında hareket etmektedir. Düz ark mekaniğinde diş hareketleri tel ya da dişlerin konumlarına bağlı olarak gerçekleşir. Oysa bölümlü ark tekniğinde tüm mekanik, sadece iki diş arasındaki basit ilişkiye indirgenmektedir. Bu iki büyük dişin kendilerine ait birer direnç merkezi (Şekil 4-12) ve

Şekil 4.12. Kalın bir telle birleştirilerek blok haline getirilen ön ve arka grup dişler iki büyük diş gibi düşünülebilir. Bu iki büyük dişin kendilerine ait birer direnç merkezi bulunur.



konumu, üzerine uygulanan kuvvet sistemine bağlı olarak değişim gösteren birer dönme merkezi vardır. Bu nedenle, bu büyük dişlere, yönleri ve büyüklükleri önceden belirli bir kuvvet sistemi uygulamak suretiyle sonuçları önceden belli (statik olarak belirli) diş hareketleri gerçekleştirme olanağı bulunmaktadır. Diş hareketlerinin statik olarak belirli olabilmesi için en önemli şart diş ya da diş grubu üzerine uygulanan kuvvet ve momentlerin şiddetlerinin ölçülebilir olmasıdır. Bir diş üzerine uygulanan kuvvetin şiddeti bir kuvvet ölçer yardımıyla kolaylıkla belirlenebilir. Bu kuvvetin etki çizgisinin dişin direnç merkezine olan dik uzaklığı da biliniyorsa o diş üzerine uygulanan moment miktarı da kolaylıkla bulunur. Eğer iki dişten oluşan bir sistemde bir moment ve bir kuvvet varsa, kuvvetin büyüklüğünü bir kuvvet ölçerle belirlemek suretiyle momentin büyüklüğünü de belirleme olanağı vardır. Bu şekilde, sistemin statik olarak dengelenmesi için ortaya çıkan kuvvetlerin büyüklüklerini de önceden bilmek mümkün olabilir. Günümüzde, bölümlü ark tekniğinin bu en önemli özelliğini daha da somut ve pratik hale getirmek için kalibre edilmiş prefabrike teller kullanılmaktadır (39-47).

Bölümlü ark tekniğinde, diş kavsinin ön ve arka grup olmak üzere ikiye ayrılması nedeniyle bu iki grubu birleştiren ark tellerinin boyları uzundur. Bu tellerin elastikiyetleri ve çalışma aralıkları da daha fazla olduğundan iki gruba hafif ve uzun süreli kuvvetler uygulamak mümkün olmaktadır. Bu avantaj, TMA gibi yüksek elastikiyete sahip tellerin kullanılmasıyla daha da artırılabilir.

Bu teknikte kuvvetler, her diş grubu üzerinde bulunan birer ataşman üzerine uygulanır. Bu ataşmanlardan öndeki, kanin braketleri üzerinde bulunan ya da kanin ile yan keser diş arasında tel üzerine sıkıştırılarak sabitlenen dikey tüplerden oluşur. Arka ataşmanlar ise, birinci molarlar üzerinde yer alan yardımcı ark tüpleridir. Bu ataşmanlar üzerine ark teli yoluyla uygulanan kuvvet çiftleri ön ya da arka grup dişlerin kendilerine ait ortak direnç merkezleri etrafında dönerek hareket etmelerine neden olur.

Klinik ortodontide sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerin karşılaştırılması

Boşluk kapatma mekanikleri, sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemler olarak iki kategoride incelenmektedir. Sürtünmeli sistemde dişler bir ark üzerinde kaydırılarak hareket ettirilir. Bunu bir trenin raylar üzerindeki hareketine benzetebiliriz. Sürtünmesiz sistemde ise dişler ark ile birlikte taşınır.

Sürtünmeli sistem mekaniği dendiğinde akla ilk gelen devamlı arklardır. Bu sistemde tek bir ark teli bütün diş kavsinin molardan molara kuşatır. Son yıllarda gelişen teknolojiyle birlikte kullanıma sunulan yük/esneme oranı son derece düşük ve yüksek geri yaylanma özelliğine sahip preforme düz teller sayesinde eski loop bükümleri de kaybolmuş, tedavi başında braketler arasındaki seviye farklılıklarının ortadan kaldırılması bir sorun olmaktan çıkmıştır. Üstelik, loop bükümü olmadığından hasta başında harcanan zaman da azalmış ve loopların

yarattığı hasta rahatsızlığı, kötü hijyen gibi sorunlar da en aza inmiştir. Ne var ki, düz tellerin kullanılması sorunları bütünüyle çözememektedir. Çünkü, düz arklar statik olarak önceden belirlenemeyen bir mekanik sunarlar. Düz bir ark telini değişik seviyelerde ve açılarda yerleşmiş braketler içine bağladığımızda oklüzal düzlemin uzayda nasıl bir eğim alacağını önceden tam olarak belirlemek zordur. Çünkü bu arklar dişlerin konumlarından ve diş kavsinin genel formundan etkilenirler.

Yukarıda sayılan sakıncalarına rağmen düz arklar ve sürtünmeli mekanikler kolay ve çabuk uygulanmaları nedeniyle pratikte en sık kullanılan sistemlerdir.

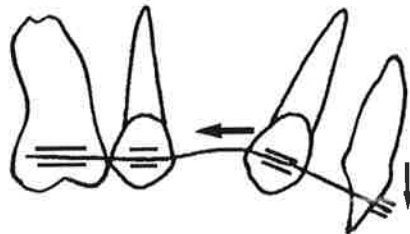
Sürtünmesiz sistemde ise dişler looplar yoluyla blok halinde hareket ettirilir. Bu sistemde tel ile braket arasında sürtünme olmaması sebebiyle, sadece loopun uyguladığı kuvveti ve momenti kontrol etmek suretiyle statik olarak önceden belirlenebilir bir mekanik elde etme olanağı vardır. Önde çapraşıklık bulunan ve kesici eksen eğimlerinin artmasının istenmediği olgularda kaninler tek başlarına looplu arklarla distalize edilebilirler. Böylece kesiciler bölgesindeki çapraşıklığın kendiliğinden açılması sağlanır.

Sürtünmeli sistemin avantajları

1. Kaydırma mekaniği pratiktir, loop bükümleri gerektirmez. Bu nedenle, loopların yarattığı hijyen sorunları ve hasta rahatsızlığı gibi sakıncaları yoktur.
2. Ark boyunca yapılan diş hareketlerinde NiTi yayların kullanılması geniş aralıkta ve optimum düzeyde kuvvet uygulamayı mümkün kılar.
3. Sürtünmeli sistemde çoğunlukla devamlı arklar kullanıldığından diş kavsinin bütününe aynı anda tek bir ark ile kontrol etmek mümkündür.
4. Düz arkların braketlere bağlanması ve çıkarılması kolaydır. Bu nedenle, hasta başında zaman kaybına neden olmaz.

Sürtünmeli sistemin dezavantajları

1. Sürtünme çok faktöre bağlı olduğundan statik olarak belirsiz bir mekanik arzeder. Bu da ankraji tehlikeye sokar. Bu nedenle ağız dışı kuvvet kullanma ihtiyacı daha fazladır.
2. Kanin distalizasyonu esnasında dişte aşırı devrilme olursa bu, overbite'in artmasına neden olabilir (Şekil 4-13).



Şekil 4.13. Sürtünmeli sistemde yapılan kanin distalizasyonu sırasında dişe kontrolsüz ve normalden fazla kuvvet uygulandığı taktirde dişteki aşırı devrilmeye bağlı olarak kesiciler uzar ve kapanış derinleşir.

3. Sürtünmeli sistemde headgear kullanmaksızın en masse retraksiyon yapılması çok güçtür çünkü tel ile braket ve tüpler arasında oluşabilecek en küçük bir tork bile sürtünme nedeniyle ankraj kaybına neden olabilir. Bu durum özellikle önceden açılı ve torklu braketlerin kullanıldığı straight wire sisteminde daha önemlidir.
4. Düz arklar statik olarak önceden belirlenemeyen bir mekaniğe sahiptir. Bu arklarla üst ve alt oklüzal düzlemlerin eğimini kontrol etmek güç olabilir.

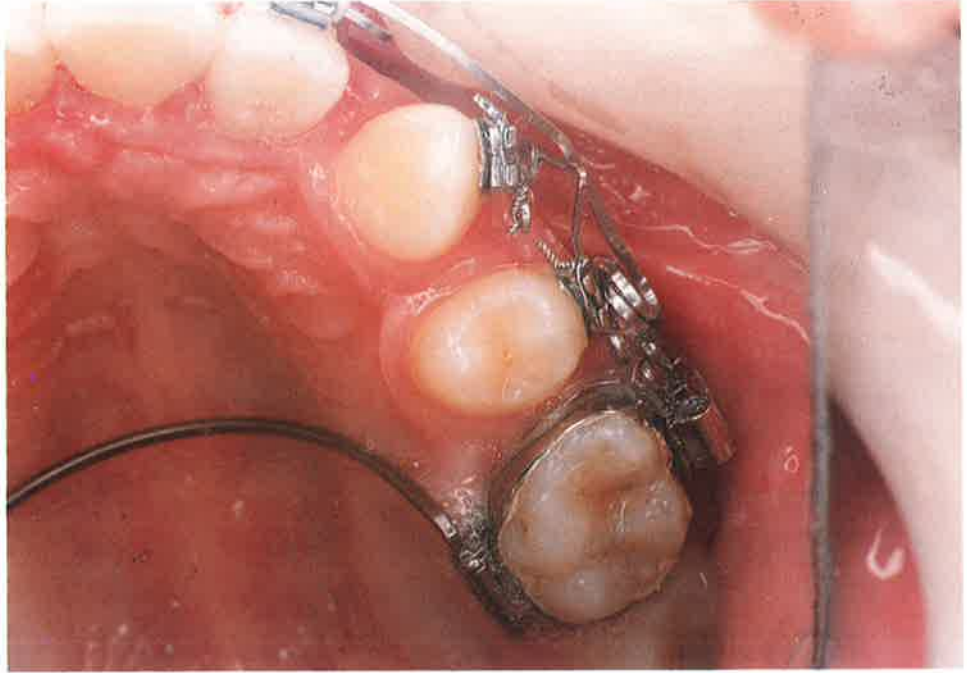
Sürtünmesiz sistemin avantajları

1. Statik olarak önceden belirlenebilir bir mekanik sunar.
2. Önceden kalibre edilmiş prefabrike looplu arkların kullanılması kuvvet kontrolü sağlar.
3. Bölümlere ayırma, kuvvetin uygulama noktaları arasındaki mesafeyi uzatır, böylece telin yük/esneme oranı düşer ve çalışma aralığı artar.
4. Kesici intrüzyonu, molar dikleştirme, molar ekstrüzyonu gibi selektif mekanikleri uygulamak kolaydır.
5. Yüksek düzeyde kuvvet kontrolü elde edilebildiğinden ankraj üniteleri de kontrol altında tutulabilir. Böylece, hasta işbirliği gerektiren ağız dışı kuvvet kullanımı en aza düşer.
6. Diş kavislerinin özellikle dik yöndeki kontrolunda çok etkilidir.

Sürtünmesiz sistemin dezavantajları

1. Loop bükümleri ve apareyin hazırlanması özellikle tedavi başında çok zaman alır.
2. Looplar hasta için rahatsız edicidir ve ağız hijyeni yönünden sakınca yaratır.
3. Kanin distalizasyonlarında hareket kontrolü azdır. Rotasyonlar kolaylıkla oluşabilir (Resim 12).

Ortodonti, kuvvet kontrolü, hareket kontrolü ve sabır demektir. Her dönemi değişkenlik ve belirsizliklerle dolu olan böyle bir tedavide elbette ki çeşitli sorunlar ortaya çıkacaktır. Ancak önemli olan, tedavi planlaması ile öngörülen amaca, hastaya en az zararı vererek, en kısa sürede, en az yan etkiyle ve en etkili şekilde ulaşmaktır. Avantaj ve dezavantajları iyi bilindiği, sabır ve özenle uygulandığı takdirde sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerin her ikisi de eşittir ve bizi istediğimiz sonuca götürür.



Resim 12. Bölümlü ark tekniğinde gerçekleştirilen kanin distalizasyonu esnasında bu dişlerde distopalatal rotasyona oldukça sık raslanmaktadır.

Kaynaklar

1. Nikolai, R.J. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985.
2. Tanne, K., Matsubara, S., Hotei, Y., Sakuda, M., Yoshida, M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994; **106**: 273-278.
3. Drescher, D., Bourauel, C., Schumacher, H.A. "Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting springs" *Eur. J. Orthod.* 1990; **12**: 346-353.
4. Angolkar, P.V., Kapila, S., Duncanson Jr. M.G., Nanda, R.S. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1990, **98**: 499-506.
5. Kusy, R.P., Whitley, J.Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems, *J. Biomech.* 1990, **23**: 913-925.
6. Stannard, J.G., Gau, J.M., Hanna, M. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions, *Am. J. Orthod.* 1986, **89**: 485-491.
7. Frank, C.A., Nikolai, R.P. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, *Am. J. Orthod.*, 1980, **78**: 593-609.
8. Tosun, Y., Ünal, H., Şen, B.H. Farklı üretim tekniklerine sahip paslanmaz çelik braketlerin sürtünme direncinin değerlendirilmesi, (poster), 6. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 16-20 Haziran 1998, İstanbul.
9. Ogata, R.H., Nanda, R.S., Duncanson, M.G., Sinha, P.K., Currier, G.F. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1996, **109**: 535-542.
10. Tidy, D.C. Frictional forces in fixed appliances, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1989, **96**: 249-254.

11. Riley, J.L., Garrett, S.G., Moon, P.C. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets, *J. Dent. Res.* 1979; **58**: A21.
12. Andreasen, G.F., Quevedo, F.R. Evaluation of frictional forces in the 0.022" x 0.028" edgewise bracket in-vitro, *J. Biomech.*, 1970; **3**: 151-160.
13. Berger, J.L. The influence of the SPEED brackets self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative in vitro study, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1990, **97**: 219-228.
14. Edwards, G.D., Davies, E.H., Jones, S.P. The ex-vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel bracket and archwires, *British J. Orthod.*, 1995; **22**: 145-153.
15. Stoner, M. Force control in clinical practice, *Am. J. Orthod.*, 1960, **46**: 163-186.
16. Buck, T.E., Scott, J.E., Morrison, W.E. A study of the distribution of force in cuspid retraction utilizing a coil spring, Master's thesis, Univ. of Texas, 1963.
17. Yamaguchi, K. Nanda, R.S., Morimoto, N., Oda, Y. A Study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1996, **109**: 50-60.
18. Tosun, Y., Ünal, H., Türkoğlu K. Tel ile braket arasındaki açının sürtünme direnci üzerine etkisi, (tebliğ), 6. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 16-20 Haziran 1998, İstanbul.
19. Tselepis, M., Brockhurst, P., West, V.C. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and wires, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994, **106**: 131-138.
20. Dickson, J.A.S., Jones, S.P., Davies, E.H.: A Comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations-an in vitro study, *Brit. J. Orthod.*, 1994, **21**: 15-21.
21. Saunders, C.R., Kusy, R.P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets; *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994, **106**: 76-87.
22. Kusy, R.P., Whitley, J.Q., Prewitt, M.J. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states, *Angle Orthod.*, 1991, **61**: 293-302.
23. Pratten, D.H., Popli, K., Germane, N., Gunsolley, J.C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1990, **98**: 398-403.
24. Drescher, D., Bourauel, C., Schumacher, H.A. Frictional forces between bracket and arch wire, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1989, **96**: 397-404.
25. Kusy, R.P., Whitley, J.Q. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots, I: the dry state, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1990, **98**: 300-312.
26. Schwartz, M.L. Ceramic brackets, *JCO*, 1988, **22**: 82-88.
27. Tosun, Y., Ünal, H. Ortodontide değişik tel ve braket materyalleri arasında ortaya çıkan sürtünmenin incelenmesi. *Türk Ortodonti Dergisi*, 1998, **11**: 35-48.
28. Mokhtar, M.C. The effect of hardness on the frictional behaviour of metals. *Wear*, **78**: 297-304, 1982.
29. Kusy, R.P., Whitley, J.Q., Mayhew, M.J., Buckthal, J.E. Surface Roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy, *Angle Orthod.*, **58**: 33-45, 1988.

30. Kapila, S., Angolkar, P.V., Duncanson, M.G., Nanda, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1990, **98**: 117-126.
31. Tobin, E.J., Kusy, R.P., Sioshansi, P., Whitley, J.Q. Ion implantation of β -Ti orthodontic arch wires for friction, paper presented at "Surface modification of metals by ion beams-91 (SM21B)", Washington D.C., July 15-19, 1991.
32. Proffit, W.R., Fields, W.H. Contemporary Orthodontics, The C.V. Mosby Comp., St. Louis-Toronto-London, 1986, p.246, 264.
33. Kusy, R.P., Stevens, L.E. Triple-stranded stainless steel wires-evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives, *Angle Orthod.*, 1987, **57**: 18-32.
34. Tosun, Y., Ünal, H., Tuncer, A.V. Braket genişliğinin tel ile braket arasındaki sürtünme kuvvetleri üzerine etkisi, EDFD'de yayına kabul edilmiştir.
35. Garner, L.D., Allai, W.W., Moore, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1986, **90**: 199-203
36. Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., Sandrik, J.L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1991, **100**: 513-522.
37. Baker, K.L., Nieberg, L.G., Weimer, A.D., Hanna, M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1987, **91**: 316-320.
38. Kusy, R.P. Şahsi görüşme.
39. Burstone, C.J. "The mechanics of the segmented arch techniques" *Angle Orthod* 1966; **36** (2): 99-120.
40. Shroff, B., Lindauer, S.J., Burstone, C.J., Leiss, J.B. "Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of three-piece base arch appliance" *Am J Orthod* 1995; **107**: 136-143.
41. Burstone, C.J. "The segmented arch approach to space closure" *Am J Orthod* 1982; **82** (5): 361-378.
42. Burstone, C.J., Koenig, H.A. "Optimizing anterior and canine retraction" *Am J Orthod* 1976; **70**: 1-20.
43. Burstone, C.J. "The rationale of the segmented arch" *Am J Orthod* 1962; **48** (11): 805-821.
44. Burstone, C.J. The biomechanical rationale of orthodontic therapy, in Current Controversies in Orthodontics, Melsen, B. (editor), Quintessence Publ. Co. Inc. Chicago, Illinois, 1991, s:131-146.
45. Burstone, C.J., Hanley, K.J. Modern edgewise mechanics, segmented arch technique, Ormco Corp., Glendora, CA, 1989, 5-16.
46. Ronay, F., Kleinert, M.W., Melsen, B., Burstone, C.J. "Force systems developed by V bends in an elastic orthodontic wire" *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; **96** (4): 295-301.
47. Feeney, F., Morton, J., Burstone, C.J. "The effect of bracket width on bracket-wire friction" *Cran Biology Abstract* 359, 1979.

BÖLÜM

5

Ağız Dışı Apareyler

Ağız dışı kuvvetler uzun yıllardır çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan ağız dışı apareylerin kullanım amaçları 5 ana başlık altında toplanabilir:

1. Ankrajı kuvvetlendirmek.
2. Çenelerde ortopedik etki oluşturmak.
3. Yüzün dik yön kontrolünü sağlamak.
4. Oklüzal düzlem eğimini değiştirmek.
5. Dişleri hareket ettirmek.

Ağız dışı apareyler temelde önden arkaya doğru ve arkadan öne doğru kuvvet uygulayanlar olmak üzere iki kategoride incelenebilir. Bizim öncelikle üzerinde duracağımız, çoğu olguda kullanılan ve bir yüz arkı (face bow) aracılığı ile önden arkaya doğru kuvvet uygulayan ağız dışı apareyler olacaktır.

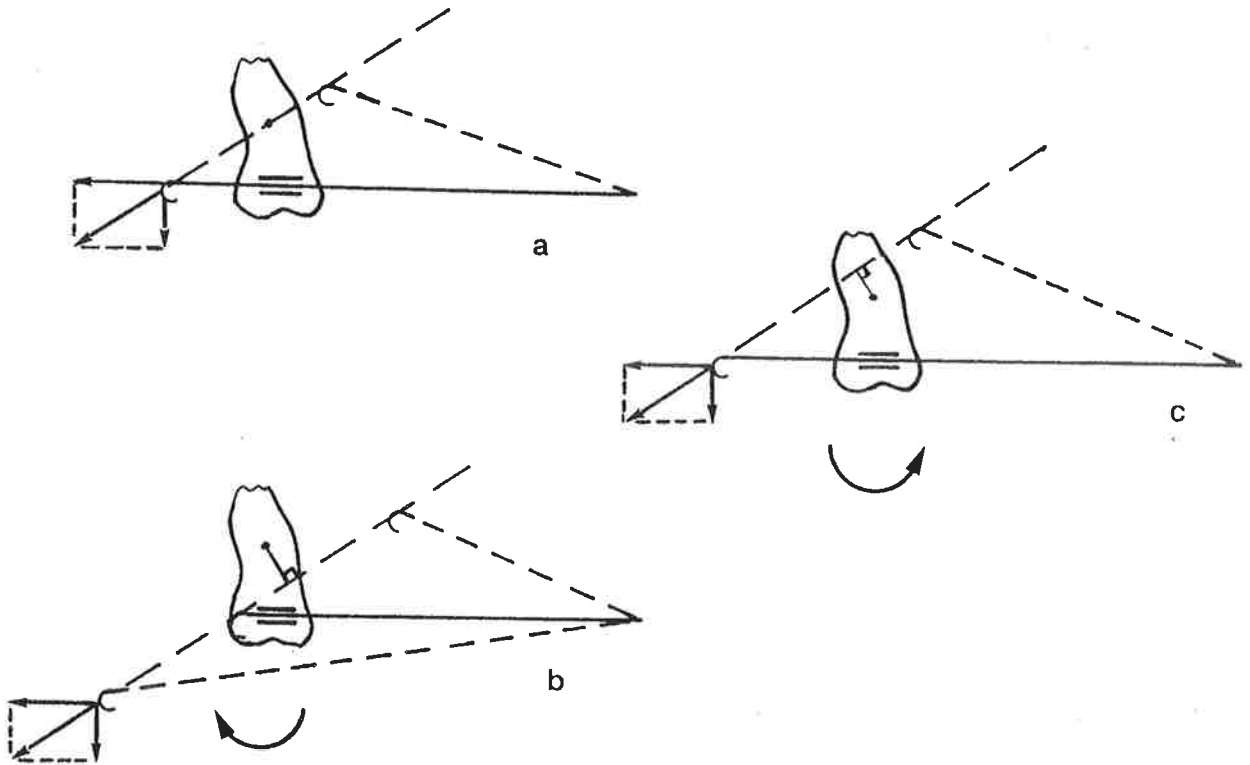
Önden Arkaya Doğru Kuvvet Uygulayan Ağız Dışı Apareyler

Önden arkaya doğru uygulanan ağız dışı kuvvetler genellikle iskeletsel sınıf II olgularda üst çenenin öne ve aşağıya doğru olan büyüme ve gelişiminin durdurulması ya da geriye yönlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ağız dışı kuvvetlerin iskeletsel etkilerinin ötesinde dişsel etkileri de vardır. Erken dönemde mesiale kaymış üst molarların distalizasyonunda ya da ağız içinde uygulanan sabit apareylerle kombine olarak molar ankrajının kuvvetlendirilmesinde ağız dışı kuvvetlerden faydalanılmaktadır. Ağız dışı kuvvetler ya tek başlarına ya da sabit apareylerle kombine olarak çoğunlukla üst birinci molarlar üzerine uygulanırlar (1-5). Ağız dışı kuvvet uygulaması öncesinde karar verilmesi gereken en önemli konu-olgunun gereğine göre- molarlarda nasıl bir hareketin istendiğidir. Bu amaçla da, uygulanan kuvvetin molarları nasıl etkileyeceğinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Bu nedenle, öncelikle bir yüz arkı aracılığı ile sadece üst molarlar üzerine uygulanan ağız dışı kuvvetlerin mekanik etkileri incelenecektir.

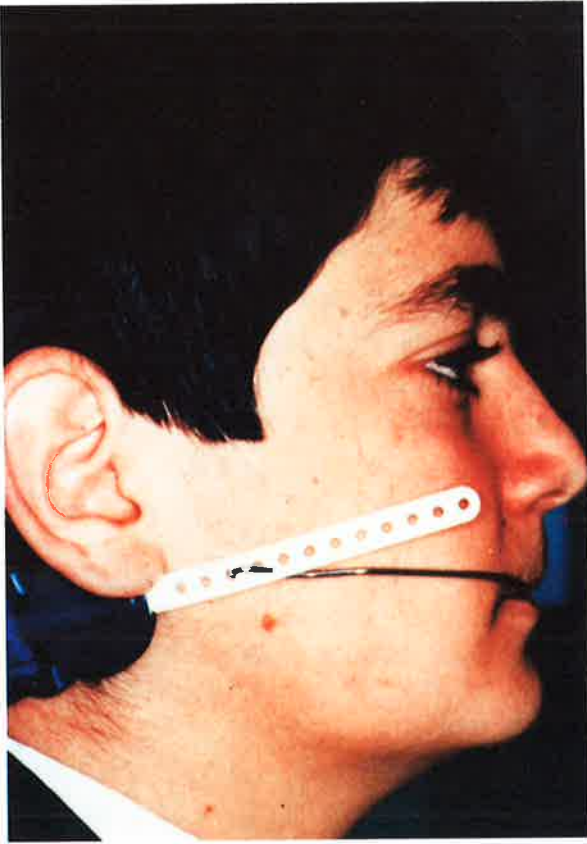
Ağız dışı apareyler çeşitli araştırmacılar tarafından çekim yönlerine, dış kollarının uzunluğuna ya da yukarı-aşağı açıldırılmış olmasına göre çeşitli şekillerde

sınıflandırılmaktadır. Firmalar tarafından bireylerin diş kavsi uzunluklarına uygun olarak değişik boyutlarda yüz arkları üretilmektedir. Bunların kısa, orta ve uzun dış kollara sahip olanları olguların gereğine göre alınıp kullanılır. Bizim amacımız, olgu tiplerine göre hazır reçete şeklinde ağız dışı aparey tavsiye etmek yerine ağız dışı kuvvetlerin kullanımıyla ilgili genel mekanik esasları ortaya koymak ve ortodontistin kendi olgusuna uygun aparey tipini seçmesine yardımcı olmaktır.

Ağız dışı apareylerin seçiminde yüzün dik yön gelişim modeli kriter olarak alınır. Yatay yönde gelişim gösteren (hipodiverjan) yüz tipine sahip bireylerde cervical tip ağız dışı kuvvetler uygulanmalıdır. Bunun nedeni, şekil 5-1'de görüldüğü gibi cervical headgear'lerin çekim yönünün önden arkaya ve yukarıdan aşağıya doğru olmasıdır (Resim 13). Bu kuvvet vektörünün dikey bileşeni molar bölgesini aşağı doğru uzatarak alt çenenin geriye rotasyonuna ve buna bağlı olarak kapanışın açılmasına neden olur (2). Kapanışın açılması hipodiverjan bireylerde zaten istenen bir sonuç olduğundan bu mekanik amaca uygundur. Cervical headgear etkisiyle alt çenenin geriye rotasyonu, büyüme potansiyeli yüksek olan hastalarda kondillerdeki kompanse edici büyüme mekanizması ile ortadan kalkar (6).

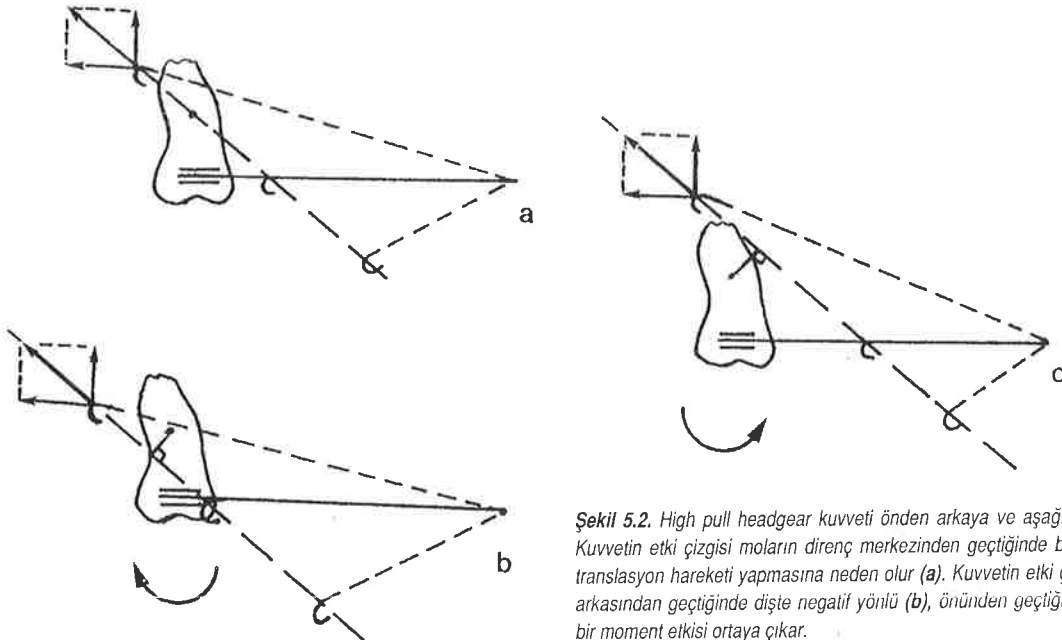


Şekil 5.1. Cervical headgear'de kuvvetin yönü önden arkaya ve yukarıdan aşağıya doğrudur. Kuvvetin etki çizgisi moların direnç merkezinden geçerse bu dişte kuvvet yönünde translasyon hareketi ortaya çıkar (a). Kuvvetin etki çizgisi moların direnç merkezinin altından geçerse dişte negatif yönlü (b), direnç merkezinin üzerinden uygulanırsa pozitif yönlü moment meydana gelir (c). Dikkat edilirse, dişin hareketlerini belirleyen, kolların uzunluğu ya da yukarı-aşağı açılmasından çok kuvvetin direnç merkeziyle ilişkisidir. b ile gösterilen şekilde yukarı açılmış kısa kol, düz bırakılmış orta uzunluk-taki kol ya da aşağı açılmış uzun kol ile elde edilen sonuç mekanik olarak tamamen aynıdır.



Resim 13. Cervical headgear'de kuvvetin yönü distale ve aşağıya doğrudur. Bu nedenle, yüz arkının bağlı olduğu üst molarlarda aynı yönde hareket beklenir.

Dik yönde gelişen (hiperdiverjan) yüz tipine sahip bireylerde ise yukarı doğru çekim uygulayan high pull ya da vertical pull tipinde ağız dışı kuvvetlerin kullanılması gerekir. Bu apareylerde çekim yönü önden arkaya ve aşağıdan yukarıya doğrudur (Şekil 5-2). Bu kuvvet yönü molarların dik yönde uzama-



Şekil 5.2. High pull headgear kuvveti önden arkaya ve aşağıdan yukarıya doğrudur. Kuvvetin etki çizgisi moların direnç merkezinden geçtiğinde bu dişin kuvvet yönünde translasyon hareketi yapmasına neden olur (a). Kuvvetin etki çizgisi direnç merkezinin arkasından geçtiğinde dişte negatif yönlü (b), önünden geçtiğinde ise pozitif yönlü (c) bir moment etkisi ortaya çıkar.

sının engellenmesi hatta bazen gömülmesi suretiyle posterior bölgenin dik yöndeki kontrolünü sağlar. Bu da dik yönde gelişen yüz tipine sahip bireylerde alt çenenin geriye rotasyonunu engellediği gibi öne rotasyonuna da yardımcı olur. Ancak öne rotasyon için hastada mandibuler büyüme potansiyelinin yeterli olması gerekir.

Sagittal düzlemde inceleme

Ağız dışı kuvvetler ense ya da başın değişik bölümleri ile yüz arkının dış kolları arasına uygulanırlar. Bu kuvvetler, yüz arkının iç kolları aracılığıyla molar dişler üzerine aktarılırlar. Kuvvetin etki çizgisinin molar dişlerin direnç merkezleriyle olan ilişkisi bu dişlere yaptırılan hareketlerin de şeklini belirler.

Şekil 5-1'de bir cervical headgear'in molar tüpü üzerine uygulanışı gösterilmektedir. Bu tip ağız dışı kuvvetlerin uygulanma yönü önden arkaya ve yukarıdan aşağıya doğrudur. Yani kuvvetin bir yatay bir de dikey bileşeni bulunmaktadır. Eğer moların geriye ve aşağıya doğru translasyon hareketi yapmasını istiyorsak yüz arkının dış kolu ile ense arasında uygulanan kuvvetin etki çizgisinin molar dişin direnç merkezi üzerinden geçmesine dikkat etmemiz gerekir (Şekil 5-1 a).

Eğer kuvvetin etki çizgisi dişin direnç merkezinin altından geçerse (Şekil 5-1 b) bu durumda dişte, direnç merkezine olan dikey uzaklıkla orantılı olarak negatif yönde bir dönme etkisi ortaya çıkar. Böylece dişin kyonu distale giderken kökleri de mesial yönde hareket eder.

Eğer kuvvetin etki çizgisi molar dişin direnç merkezinin arkasından geçerse (Şekil 5-1 c), bu durumda da dişte pozitif yönlü bir moment ortaya çıkar. Bunun sonucunda dişin kyonu mesiale kökleri de distale doğru devrilir.

Aynı işlemi high pull headgearler üzerinde uygulayacak olursak (Şekil 5-2 a,b,c), bileşke kuvvetin etki çizgisinin önden arkaya ve aşağıdan yukarıya doğru olduğunu görürüz. Bu durumda, dişin translatif olarak intrüzyonu ve distalizasyonunu sağlamak amacıyla uzun ve orta uzunluktaki kolların yukarı, kısa kolun ise aşağı açıldırılmış olması gerekir.

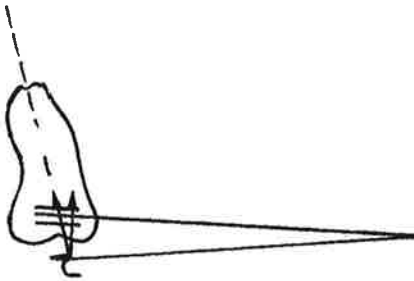
Dikkat edilirse, molar dişe translasyon hareketi yaptırmak istendiğinde bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin direnç merkezinden geçmesi gerekir. Dişin direnç merkezi sabit bir nokta olduğuna göre, aynı ağızdışı aparey tipinde bileşke kuvvetin yönünü değiştirmek için ya destek noktasının yerini (cervical headgear'lerde ense, high pull headgear'lerde parietal kemik) ya da yüz arkının kollarının uzunluğunu veya açısını değiştirmek gerekir. Bu değişikliği enseden çok kafa üzerinde gerçekleştirmek daha kolaydır. Destek noktasının yerinin değişimi cervical headgear'de mümkün değildir. Oysa, high pull headgear'de destek noktası biraz daha aşağı ya da yukarı kaydırılabilir. Örneğin, iskeletsel açık kapanış gibi olgularda molarların daha çok intrüzyon hareketi yapması isteniyorsa, dik yön vektörünün fazla tutulup yatay yön vektörünün iyice azaltılması gerekir (Şekil 5-3). Bunu sağlamak için destek noktası daha dik yöne doğru, başın üzerinde bir noktaya kaydırılmalıdır. Bu durumda uygulanacak

kuvvet vektörünün dik yön bileşeni yatay yöne göre daha fazla olacağından dişte distalizasyondan çok intrüzyon gözlenecektir.

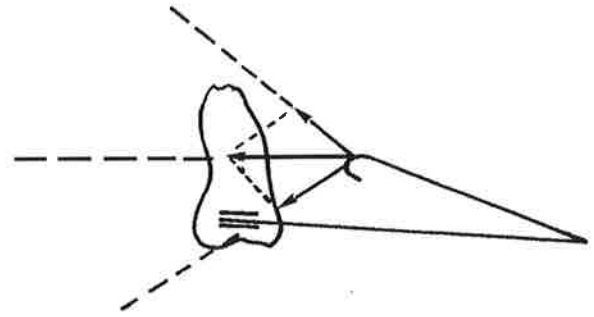
Molar dişin gömülme ya da uzaması yerine distal yönde translasyonu isteniyorsa bu durumda yatay yön vektörünün artırılıp dik yön vektörünün iyice azaltılması ya da sıfırlanması gerekir. Bunun için, kuvvetin etki çizgisinin parietal kemik ve ense (yani high pull headgear ve cervical headgearlerin destek noktaları) arasından geçmesi sağlanmalıdır. Straight pull ya da kombine headgear adı verilen bu tip ağız dışı apareylerin uygulanmasında, yukarı ve aşağı yönlü olan kuvvet vektörlerinin bileşkesinin, molar dişin direnç merkezinden geçirilmesi gerekir (Şekil 5-4).

Pratikte, ağız dışı kuvvetin etki çizgisinin molar dişlerin direnç merkezinden geçmesini sağlamak oldukça zordur. Kaldı ki, dişlerde direnç merkezinin yerini her zaman tam olarak belirlemek de kolay değildir. Molarlarda translasyon hareketi isteniyorsa olgunun gereğine göre yüz arkının dış kolları hafifçe yukarı ya da aşağı açılarak kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezinden geçmesi sağlanmalıdır. Teorik olarak üç köklü dişlerde bu noktanın trifürkasyo üzerinde bulunduğu kabul edilir. Klinikte bu noktanın belirlenmesi için iki pratik yöntem vardır. Bunlardan birincisi göz kararı ile moların yerinin yanak üzerinde işaretlenmesidir. Diğer yöntem ise yüz arka ağızdayken dış kol ile destek noktası arasına ince bir ligatür teli uygulanarak çekilen sefalometrik film üzerinde belirleme yapmaktır. Film üzerinde ligatür telinin geçtiği çizgi ile direnç merkezi mesafesi işaretlenerek gerekirse ağızda ayarlama yapılır.

Direnç merkezinin yeri yukarıdaki yöntemlerle tam olarak belirlense bile diş hareket etmeye başladıktan sonra kuvvetin etki çizgisi ile direnç merkezi arasındaki ilişki az ya da çok değişeceği için kuvvet sistemi de değişikliğe uğrar ve bunun sonucu klinikte beklenmeyen değişimler ortaya çıkabilir. Bu nedenle, pratikte izlenmesi gereken en uygun ve emniyetli yol molar dişlerin hareketlerini düzenli olarak takip etmektir. Dişte distal kuron devrilmesi meydana gelirse yüz arkının ön bölgesi aşağı doğru eğileceğinden alt dudak üzerine baskı

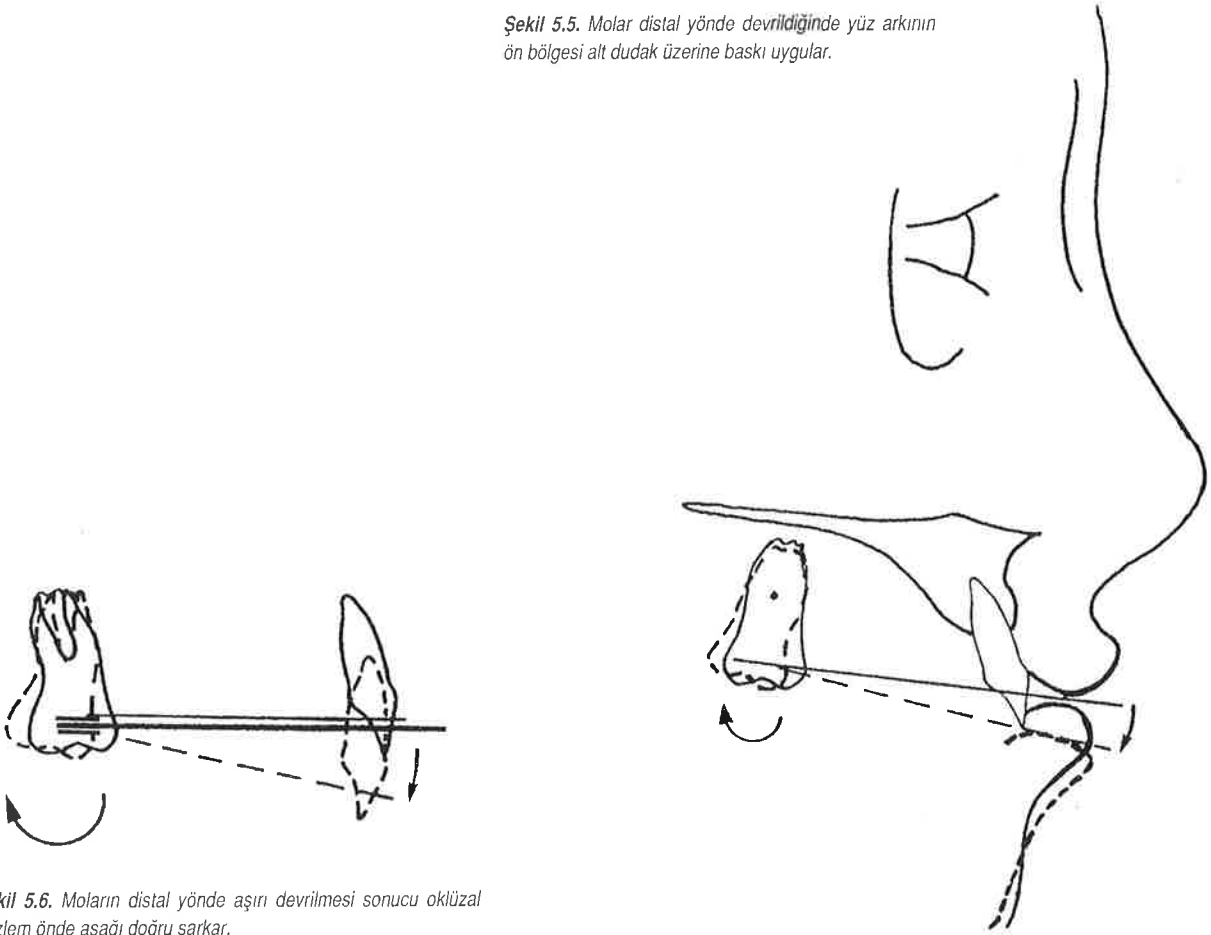


Şekil 5.3. Molarların dik yönde kontrol edilmesi hatta gömülmesi gereken bazı olgularda high pull headgear ile uygulanan kuvvetin dik yön bileşenini artırmak gerekir. Bunun için uygulama noktasını başın üstüne doğru kaydırmak yeterlidir.



Şekil 5.4. Molar dişin distal yönde translasyonu istendiği durumlarda high pull ve cervical headgearlerin bir birleşimi olan straight pull headgear kullanılır.

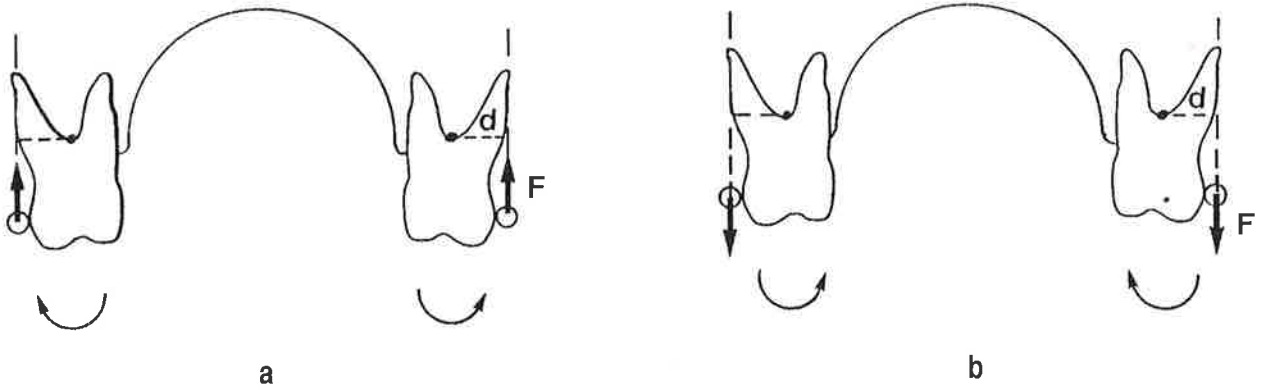
Şekil 5.5. Molar distal yönde devrildiğinde yüz arkının ön bölgesi alt dudak üzerine baskı uygular.



Şekil 5.6. Moların distal yönde aşırı devrilmesi sonucu oklüzal düzlem önde aşağı doğru sarkar.

uygulamaya başlar (Şekil 5-5).Yüz arkının bu konumu, kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezinin altından geçtiğini gösterir. Bunu düzeltmek için dış kollar bir miktar yukarı doğru açılmalıdır. Bu açılmanın doğru olup olmadığını anlamak için yüz arki üzerine kuvvet uygulandığı anda arkın ön kısmının hareketine bakmak gerekir. Doğru açılımda, yüz arkının ön bölümü kuvvet etkisiyle 1 mm.kadar yukarı doğru esneme göstermelidir. Bu esneme miktarı fazlaysa aktivasyon da fazla demektir.

Bunun aksine, dişin krunu mesiale ve kökleri distale devrilmişse bu durumda yüz arkının ön bölgesi yukarı doğru kalkarak üst dudağa temas eder. Bunun düzeltilmesi için dış kollar,kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezinin altından geçeceği şekilde aşağı doğru açılmalıdır. Bu açılma sonrasında ark üzerine kuvvet uygulandığında yüz arki 1 mm. kadar aşağı doğru esneme göstermelidir. Bu esneme, molarlarda distale devrilme olacağını gösterir. Ancak bu aktivasyon asla molarlarda aşırı devrilmelere neden olacak boyutlarda olmamalıdır çünkü molarlardaki aşırı devrilmeler oklüzal düzlem eğimini de değiştirerek ön bölgede derin kapanışa neden olabilir (Şekil 5-6). Bu nedenle bu dişlerdeki hareketlerin her seansta dikkatle izlenmesi gerekir.



Şekil 5.7. Transversal yönde incelendiğinde, molarların bukkalinden yukarı doğru uygulanan high pull headgear kuvveti bu dişlerin bukkale doğru devrilmesine neden olur (a). Molarların bukkalinden aşağı doğru uygulanan cervical headgear kuvveti de bu dişlerin palatinal devrilerek çapraz kapanışa düşmelerine neden olabilir.

Frontal düzlemde inceleme

Bu düzlemde molarların dik ve bukkal-lingual yöndeki hareketleri incelenebilir. Ağız dışı kuvvetlerin molarlar üzerine uygulanması, bu dişlerin bukkal yüzlerinde yer alan ağız dışı tüpleri yoluyla olmaktadır. Bu tüpler, molarların direnç merkezinden belirli bir mesafede yer aldıklarından uzatma ya da gömme hareketleri esnasında bu dişlerde $F \cdot d$ kadar bir moment ortaya çıkar. High pull headgear uygulanan olgularda, molarlarda bukkal yönde bir genişleme meydana gelir. Bu genişleme bazen dişlerin bukkal nonoklüzyona düşmelerine bile neden olabilir (Şekil 5-7 a) (7). Molarların bukkale doğru devrilmesi sırasında palatinal tüberküller aşağı sarkarak alt molarlarla erken temaslara neden olabilir. Bu durum, özellikle aşırı dik yön gelişimi gösteren bireylerde kapanışın daha da açılmasına ve bireyde dışbükey (konveks) profil ortaya çıkmasına yol açar. Bu nedenle high pull headgear uygulanan olgularda molarların bukkal-lingual yöndeki kontrollerini sağlamak amacıyla palatal arkların kullanılması önerilir. Bu arklar, dilin dik yönde uyguladığı basınçları molarlara iletmek suretiyle bu dişlerin translatif olarak gömülmesine de yardımcı olur (bkz. palatal arklar).

Benzer şekilde, bukkalden uygulanan cervical headgear kuvvetinin etkisiyle molarlar bir miktar uzama gösterirken diğer yandan palatinal yönde devrilirler (Şekil 5-7 b). Sonuçta arka dişler bölgesinde bir çapraz kapanış ortaya çıkabilir. Klinikte, bu yan etkileri ortadan kaldırmanın en basit yolu cervical headgear kullanırken yüz arkının iç kollarını molar tüplerinden ikişer mm. kadar geniş tutmak ya da daha iyisi palatal ark kullanmaktır.

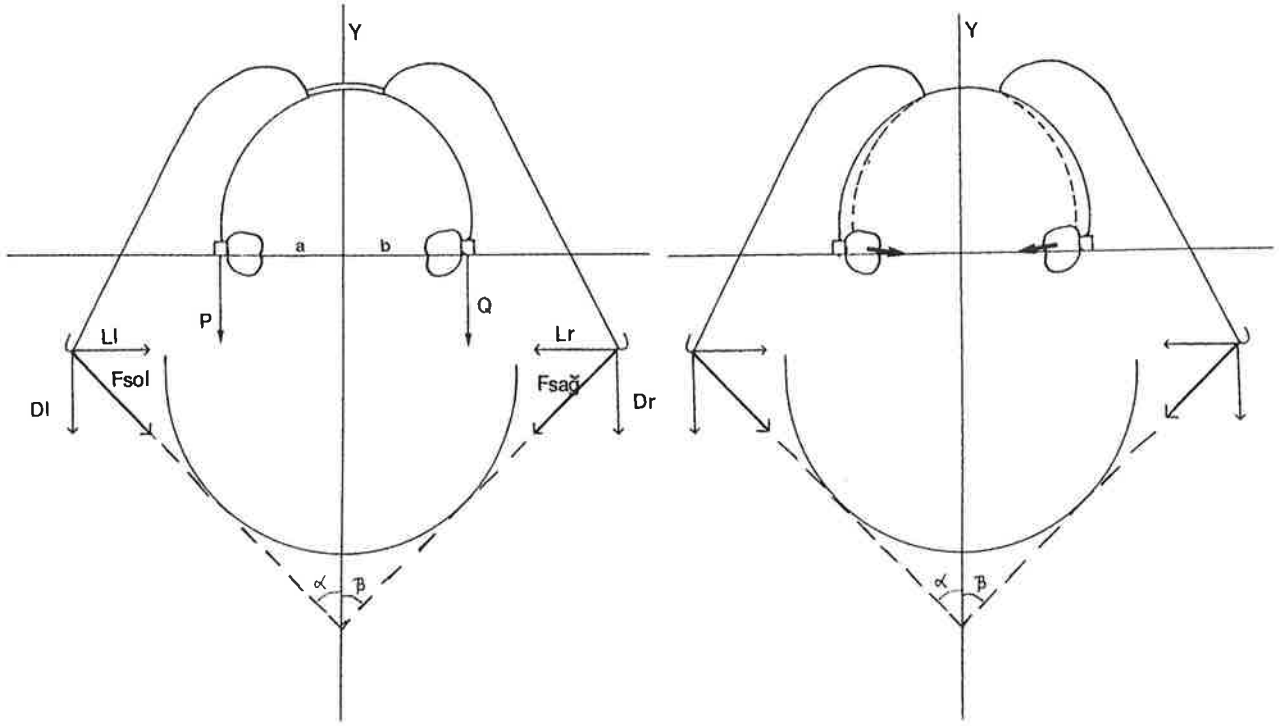
Transversal düzlemde inceleme

Bu düzlemde dişlerin sagittal ve bukkal-lingual yöndeki hareketleri incelenebilir. Üst molarlar, ağız dışı kuvvetlerin etkisiyle distal yönde hareket ettikçe, alt çenenin transversal yönde daha geniş olan arka bölgesiyle çapraz kapanış oluştururlar. Bunun engellenmesi için yüz arkının iç kollarını, molar tüplerine yerleştirilmeden önce sağ ve sol tarafta ikişer mm. kadar genişletilmelidir. High

pull headgear ile gerçekleştirilen gömme hareketi esnasında transversal yönde bir genişleme oluşacağından iç arkın kollarında genişletme yapmaya gerek yoktur.

Şekil 5-8'de, yüz arkının dış kolları üzerine eşit şiddette kuvvet uygulanan simetrik bir ağız dışı apanye görülmektedir. Dış kollar ile iç arkın çok sağlam bir şekilde birleştirildiği varsayılan böyle bir yüz arkında F sağ ve F sol bileşke kuvvet vektörlerinin distal bileşeni D_r ve D_l , lateral bileşeni ise L_r ve L_l 'dir. Sağ ve sol bileşke kuvvetler yüz arkının orta çizgisiyle (Y) çakışmakta ve ağız içi arkları a ve b olarak iki eşit bölüme ayırmaktadır. Dış kolların uzunluğu eşit olduğundan Y eksenine aralarında oluşan α ve β açıları da birbirine eşittir. Simetrik ağız dışı apanyelerde lateral bileşenlerin şiddetleri de eşit ve zıt yönlü olduğundan birbirlerini dengelerler. Sonuçta yüz arkının iç kolları üzerinde lateral yönlü hiç bir kuvvet oluşmaz ve sistemde sadece molarlar üzerine uygulanan distal yönlü Q ve P kuvvetleri kalır.

Dış kollar ile ağız içi ark arasındaki birleşmenin zayıf olduğu yüz arklarında, dış kollar kuvvet etkisiyle yaylanma gösterdiğinde iç arkın da transversal yönde daralmasına neden olurlar (Şekil 5-9). Bu istenmeyen etkinin ortaya çıkmaması için günümüzde üretilen yüz arklarında bu bağlantı yeri çok sağlam tutulmaktadır.



Şekil 5.8. Simetrik headgear'lerde sağ ve sol kuvvetlerin şiddetleri eşittir. Bileşke kuvvetlerin lateral bileşenleri de (L_l ve L_r) eşit olduğundan birbirlerini dengelerler. Böylece sistemde sadece molarlar üzerine etkiyen distal yönlü (P ve Q) kuvvetleri kalır.

Şekil 5.9. Yüz arkının iç ve dış kollarının öndeki birleşme noktası esnek olduğu takdirde iç kollar, lateral kuvvet bileşenleri etkisiyle esner ve dış kavsinin daralmasına ve molarların çapraz kapanışa düşmesine neden olur. Bu nedenle yüz arklarında ön bölgesinin sert ve sağlam olması şarttır.

Diş Kavsinin Bütünü Üzerine Ağız Dışı Kuvvet Uygulanması

Şu ana kadar incelenen konularda, ağız dışı kuvvetin, sadece üst birinci molarlar üzerine uygulandığı varsayılmaktaydı. Sabit apareylerde çoğunlukla bir diş kavsi bütünüyle bağlandığından yukarıda anlatılanlardan biraz daha farklı bir tablonun ortaya çıkması beklenir.

Üst diş kavsi bütün olarak kalın bir ark teliyle bağlandığında ve ark molar tüptün distalinden sıkı bir şekilde bükülerek kavsi bir blok haline getirildiğinde, bu bloğun direnç merkezi birinci ve ikinci premolarların kökleri arasında yer alır (Şekil 5-10). Ağız dışı kuvvet yine üst molar dişler üzerine uygulanır.

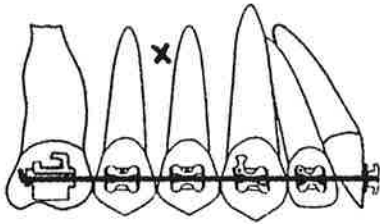
Blok haline getirilmiş üst diş kavsi üzerine uygulanan bir high pull headgear kuvvetinin direnç merkezi ile olan ilişkisi tüm diş kavsinin hareket şeklini belirler (Şekil 5-11). Kuvvetin etki çizgisi direnç merkezinin önünden geçtiğinde (F1) diş kavsi pozitif yönlü bir moment etkisinde kalır ve arka bölge uzar ön bölge gömülür. Bunun sonucunda alt çene geriye rotasyon yapar ve ön bölgede kapanış açılır. Bu mekanik, iskeletsel sınıf II hipodiverjan tipte, kesiciler bölgesinde derin kapanış gösteren bireylerde endikedir.

Kuvvetin etki çizgisi diş kavsinin direnç merkezinden geçtiği takdirde (F2) diş kavsi bütünüyle geriye ve yukarıya doğru translasyon hareketi yapar. Dik yönde normal gelişim gösteren çoğu iskeletsel sınıf II olguda arzu edilen hareket şekli budur.

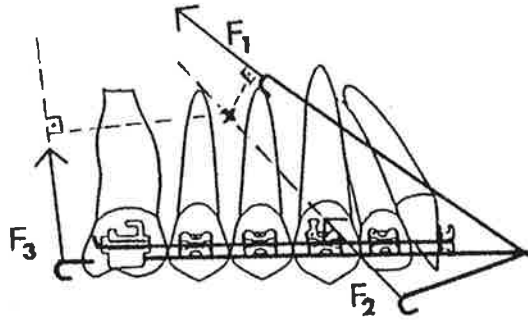
Kuvvetin etki çizgisi direnç merkezinin arkasından geçerse (F3) diş kavsinde negatif yönlü bir moment oluşur. Bunun sonucunda molarlar bölgesi gömülür kesiciler bölgesi uzar. Bu, özellikle hiperdiverjan ve ön açık kapanışlı olgularda tercih edilecek bir mekaniktir.

Ağız Dışı Apareylerle Asimetrik Kuvvetler Uygulanması

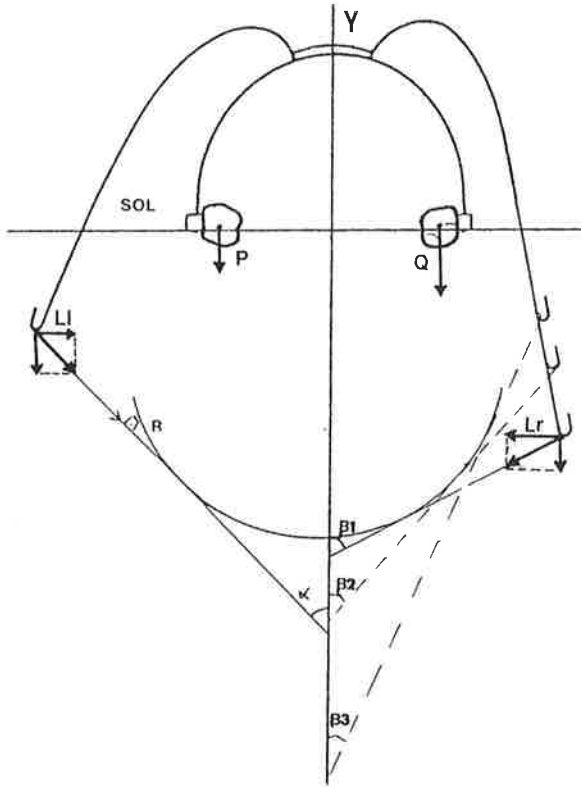
Sınıf II subdivision gibi, molarlardan birine daha fazla kuvvet uygulamayı gerektiren anomalilerde asimetrik kuvvet uygulayan ağız dışı apareylerin kullanılması gerekir. Bu konuda çok çeşitli tipte ağız dışı apareyler bulunmakla birlikte burada en etkili ve pratik olan asimetrik kollu tipten bahsedilecektir.



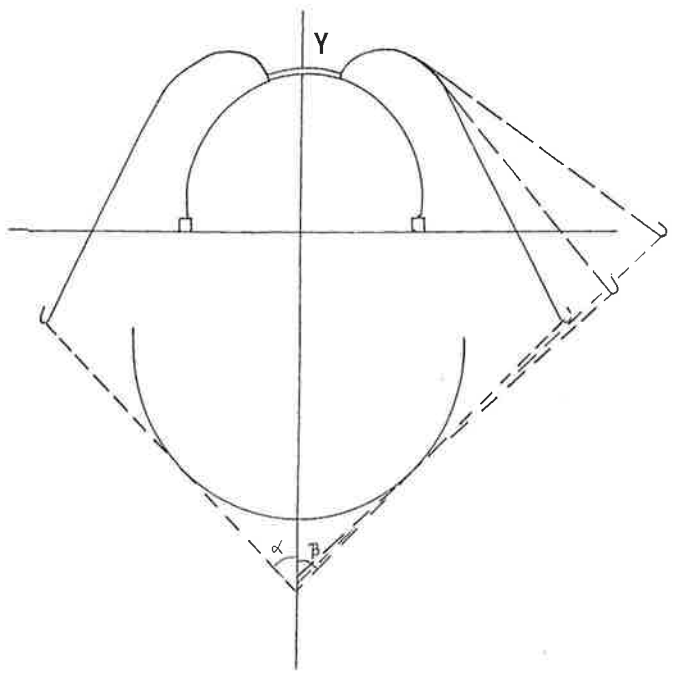
Şekil 5.10. Kalın bir ark teliyle sıkıca bağlanmış bir diş kavsinin direnç merkezi premolar dişlerin kökleri arasında yer alır.



Şekil 5.11. Sabit apareylerle kombine olarak uygulanan ağız dışı kuvvetlerin diş kavsinin direnç merkeziyle olan ilişkisi kavsin bütünüünün hareket şeklinin de belirleyicisidir. Diş kavsinin bütünüyle önden arkaya ve aşağıdan yukarıya doğru hareket etmesi isteniyorsa ağız dışı kuvvetin etki çizgisi premolarların kökleri arasındaki direnç merkezinden geçirilmelidir.



Şekil 5.12. Asimetrik headgear'lerde kollardan biri kısa diğeri ise uzundur. Uzun kol tarafında molar üzerine etkiyen distal yönlü kuvvet (Q) şiddeti diğer tarafa oranla daha fazladır. Buna karşılık uzun kol tarafında uygulanan bileşke kuvvetin lateral bileşeni (Lr) kısa kolun lateral bileşeninden (Ll) daha büyük olduğundan uzun kol tarafındaki dişte palatinala doğru güçlü bir kuvvet etkisi vardır. Bu nedenle, bu dişin, bir taraftan distale hareket ederken diğer taraftan çapraz kapanışa düşme tehlikesi bulunmaktadır (Oozthuizen'den (8) değiştirilerek alınmıştır).



Şekil 5.13. Dış kollardan birinin dışa doğru açıldırılmasının asimetrik kuvvet vektörü üzerindeki etkisi çok azdır (Oozthuizen'den (8) değiştirilerek alınmıştır).

Asimetrik kollu ağız dışı apareyler

Bu tip ağız dışı apareylerde, ağız dışı kollardan biri uzun tutulmaktadır (Şekil 5-12). Bunun sonucu olarak, dış kollar üzerine eşit şiddette uygulanan F sağ ve F sol bileşke kuvvetlerinin Y eksenini yaptıkları α ve β açıları birbirinden farklı olur. Matematiksel olarak β açısının α açısından daha büyük olması nedeniyle sağ molar üzerine etkiyen distal yönlü Q kuvvetinin şiddeti sol tarafa göre daha büyük olacaktır. Bunun yanı sıra, F sağ ve F sol bileşke kuvvetlerinin lateral bileşenlerinden L_r ile L_l arasında da fark vardır. Bu farklılık nedeniyle sağ molarda sola doğru bir lateral kuvvet vektörü ortaya çıkar (8).

Sonuç olarak, asimetrik ağız dışı kuvvet uygulamak gerektiğinde fazla kuvvet istenen taraftaki dış kolun daha uzun tutulması gerekir. Uzun dış kolun yana doğru açılması da bu konuda faydalı olabilirse de bunun etkisi daha azdır (Şekil 5-13).

Pratikte bilinmesi gereken nokta, asimetrik kuvvet uygulamasında, daha büyük kuvvet etkisinde kalan molar tarafından az kuvvet uygulanan yöne doğru net

lateral kuvvetlerin ortaya çıkacağıdır. Bu kuvvetlerin etkisiyle, asıl distalize edilmek istenen molar çapraz kapanışa düşebilir. Bunu engellemek için iç arkların daha geniş tutulması düşünülebilirse de bu defa az kuvvet uygulanan taraftaki moların bukkal nonoklüzyona düşme tehlikesi ortaya çıkar. Böyle uygulamalarda aşırı kuvvetlerden kaçınılması ve molarların daha iyi kontrol edilmesi bakımından palatal arkların kullanılması önerilebilir (8, 9).

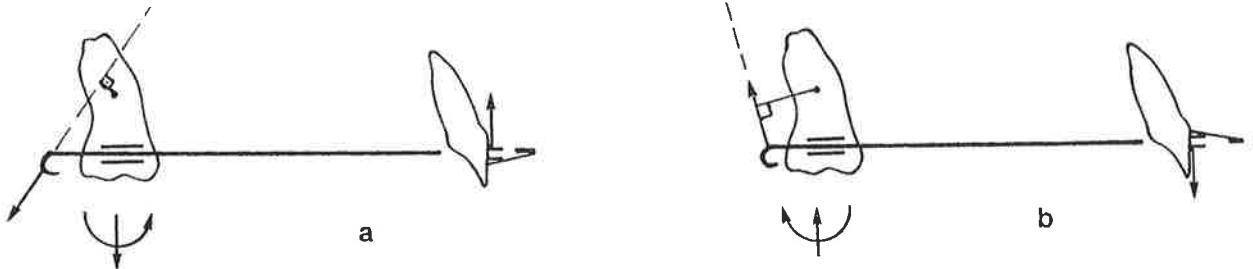
Ağız Dışı Apeylerin Değişik Amaçlarla Kullanılması

Kahn Spur Headgear

Kahn spur headgear, birkaç mm. uzunluğundaki bir tel parçasının yüz arkının ortasına lehimlenmesiyle elde edilen bir ağız dışı apey şekli olup molarlardan destek alarak üst kesicilerin dik yöndeki kontrolü için kullanılmaktadır. Yüz arkının ön bölgesinde yer alan tel, olgunun özelliğine uygun olarak orta kesiciler arasındaki ark telinin üst ya da altına yerleştirilir. Derin kapanışlı olgularda kesicilere gömme hareketi, açık kapanış olgularında ise uzatma hareketi yaptırmak amacıyla bu tip apeylerden yararlanılmaktadır (10).

Bu apeylerin kullanılmasında kuvvetin etki çizgisinin ve bunu belirleyen dış kolların molarların direnç merkeziyle olan ilişkisi büyük önem taşır. Cervical headgear uygulanan ve kesiciler bölgesinde derin kapanış gösteren bir olguda öndeki telin kesicilere yukarı doğru kuvvet uygulayabilmesi için kuvvetin etki çizgisinin molarların direnç merkezinin arkasından geçmesi gerekir (Şekil 5-14 a). Bu şekilde arkın ön bölgesi yukarı doğru yaylanarak öndeki tel (spur) yardımıyla kesicileri gömer. Bu mekanikte kesiciler gömülürken molarlarda da uzama olur. Eğer kuvvetin etki çizgisi direnç merkezinin önünden geçerse, molar kurunu distale doğru devrileceğinden yüz arkının ön bölgesini aşağı doğru eğer, bu da öndeki telin kesiciler bölgesiyle yaptığı temasın ortadan kalkmasına yol açar. Eğer aynı olguda molar kurununun distale devrilmesi de isteniyorsa bunun için kesicilerde gömülme işleminin tamamlanması beklenir. Daha sonra, yüz arkı üzerindeki tel parçası kesilip çıkarılır ve yüz arkının dış kolları aşağı doğru açlandırılır.

Açık kapanışlı olgularda, Kahn spur headgear (high pull headgear) kuvvetinin etki çizgisi, kesicilere aşağı doğru kuvvet uygulayacak şekilde, molarların direnç merkezinin arkasından geçirilmelidir (Şekil 5-14 b). Bu durumda arkın



Şekil 5.14. Kahn spur headgear'lerde kuvvetin etki çizgisi molar dişin direnç merkezinin arkasından geçirildiğinde yüz arkının ön bölgesi yukarı doğru yaylandığından spur yardımıyla kesiciler gömülebilir (a). Kesicilerin uzatılması için high pull kuvveti molar dişin direnç merkezinin arkasından geçecek şekilde uygulanır ve spur kesicilerin dişeti kısmına yerleştirilir (b).

ön bölgesi aşağı doğru yaylanarak öndeki tel yoluyla kesicilerin uzamasına neden olur. Bu mekanikte, kesiciler uzarken molarlar üzerinde gömücü bir etki de ortaya çıkar. Molarların gömülmesi çok zor olduğundan, kesicilerin uzaması çok kolay gerçekleşir.

Ağız dışı kuvvetlerin yönünü ve şiddet düzeylerini her an kontrol altında tutmak güçtür. Özellikle dik yönde kesici hareketi gibi kontrollü ve hafif kuvvet uygulamayı gerektiren olgularda Kahn spur headgearlerin kullanılması büyük özen ister. Kontrolsüz kullanımlarda kesicilerde kök rezorpsiyonlarına neden olunabilir. Bu nedenle, kollar fazla açılarak molarlara yüksek momentler uygulanmamalı ve öndeki tel tarafından kesiciler bölgesine uygulanan kuvvet şiddeti de bir dinamometre ile dikkatle ölçülmelidir. Kuvvet düzeyleri ve uygulanma süreleri düşük tutulduğu takdirde bu apareyler oklüzal düzlemin seviyelenmesinde ağız içi mekaniklere oranla daha etkilidirler.

Kanin çengelleri

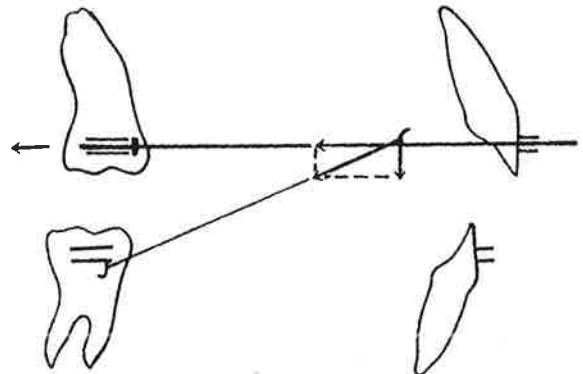
Sınıf II olgularda sınıf II elastiklerin asılması için yüz arkı üzerinde kaninler hizasında yer alan çengellerdir. Sınıf II elastiklerin bu çengellere asılması, bu elastiklerin üst çene ön bölgesinde neden oldukları aşağı sarkmayı engellediği gibi ağız dışı kuvvetin molarlar üzerindeki distalizasyon etkisini de artırır (Şekil 5-15).

Arkadan Öne Doğru Kuvvet Uygulayan Ağız Dışı Apareyler

Arkadan öne doğru kuvvet uygulayan ağız dışı apareyler; reverse headgear, protraction headgear, ortopedik yüz maskesi gibi çeşitli isimlerle anılır. Bu apareylerin başlıca kullanıma alanları şunlardır:

1. Üst çene geriliği ya da küçüklüğüne bağlı iskeletsel sınıf III olguları,
2. Gerçek minimum ankraj olguları.

1944 yılında Oppenheim tarafından ortaya atılan üst çenenin öne getirilmesi fikri, 60'lı yılların sonlarında Delaire tarafından geliştirilen "ortopedik yüz maskesi" ile etkin şekilde uygulamaya konmuştur. Bu aparey, etki mekanizması aynı kalacak şekilde daha sonra çeşitli araştırmacılar tarafından değişik şekillerde kullanılmıştır (11, 12).



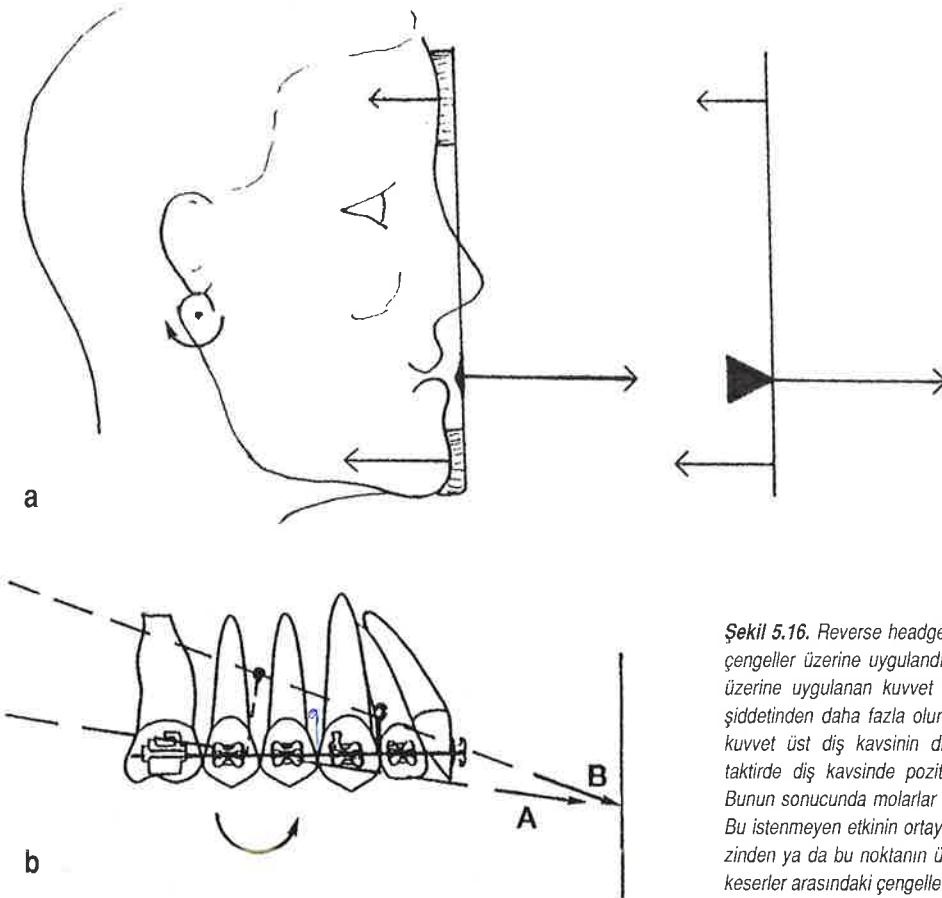
Şekil 5.15. Yüz arkı üzerinde yer alan kanin çengelleri üzerine uygulanan sınıf II elastik kuvveti hem ağız dışı kuvvetin etkisini artırır hem de sınıf II elastikğin üst ön bölge üzerindeki uzatıcı etkisini ortadan kaldırır.

Günümüzde en çok kullanılan reverse headgear olan Delaire'in ortopedik yüz maskesi 3 temel bölümden oluşmaktadır.

1. Alın bölgesinden destek alan kısım,
2. Çene ucundan ve/veya elmacık kemiklerinden destek alan kısım,
3. Kuvvetin uygulandığı prelabial ark (Şekil 5-16 a).

Reverse headgear'lerde ortopedik etki elde edebilmek için ortalama 800-1500 g arası kuvvet uygulanabilir. Bu kuvvetin şiddeti bazı durumlarda 2000 g.'a kadar çıkabilir. Bu kadar büyük kuvvetlerin uygulanabilmesi için üst çene dişlerinin çok sıkı şekilde biraraya getirilmesi gerekir.

Üst çene geriliği ya da küçüklüğü gösteren çoğu olguda damak yarığı gibi sebeplere bağlı olarak transversal yönde de ciddi darlıklar gözlenmektedir. Bu nedenle bu olgularda üst çenenin öne çekilmesinden önce transversal yönde genişletilmesi gerekir. Bu amaçla öncelikle hızlı genişletme işlemi uygulanır. Hızlı genişletmeyle birlikte A noktasının bir miktar öne gelmesi beklenen bir sonuçtur (13-15). Reverse headgear'in ortopedik kuvvetleri, üst diş kavsinin kuvvetli şekilde kavrayan hızlı genişletme apareylerinde yer alan çengeller üzerine uygulanabildiği gibi, genişletme gerekmeyen olgularda braketler içine girebilen en kalın ark teli üzerine lehimlenen ya da sıkıştırılan çengellere uygulanabilir.



Şekil 5.16. Reverse headgear'lerde kuvvet ağız hizasında yer alan çengeller üzerine uygulandığından destek olarak alınan çene ucu üzerine uygulanan kuvvet şiddeti alın üzerine uygulanan kuvvet şiddetinden daha fazla olur (a). Arkadan öne uygulanan ağız dışı kuvvet üst diş kavsinin direnç merkezinin altından uygulandığı taktirde diş kavsinde pozitif yönde bir rotasyon meydana gelir. Bunun sonucunda molarlar uzar önde açık kapanış meydana gelir. Bu istenmeyen etkinin ortaya çıkarmaması için kuvvet, direnç merkezinden ya da bu noktanın üzerinden geçecek şekilde kanin ile yan keserler arasındaki çengellere uygulanmalıdır (b).

Reverse headgear uygulamasıyla üst çene, fronto-maksiller sutura hizasında yer alan bir nokta etrafında pozitif yönde rotasyon yaparak öne kayar. Bu esnada üst diş kavsi de maksiller kaide üzerinde "çekmece hareketi" olarak adlandırılabilir bir şekilde öne gelir (16-19). Burada, bütün bir diş kavsi kalın bir arka sıkı bir şekilde bağlanmış olsa da ortopedik değişimin yanısıra dişsel değişimlerin ortaya çıkması kaçınılmazdır. Özellikle üst kesiciler bölgesinde ileri itim beklenen bir sonuçtur.

Üst çenenin öne çekilmesi sırasında destek olarak alınan alt çenede de bazı değişiklikler ortaya çıkar. Çene ucuna uygulanan distal yönlü kuvvet nedeniyle alt çene geriye rotasyon yapar (16-19). Bu nedenle, arkadan öne doğru kuvvet uygulayan apeylerin en önemli endikasyonlarından bir tanesi olguların normal ya da derin kapanışlı olmasıdır çünkü yukarıda anlatılan mekanizmalar nedeniyle reverse headgear'in uygulanması sırasında kapanışın daha da açılması beklenir.

Hiperdiverjansa eğilimli olgularda reverse headgear kullanılması gerekiyorsa kuvvetin uygulama noktası ve çekme yönü daha da büyük önem kazanır. Çekme kuvveti molarlara uygulandığı takdirde kuvvetin etki çizgisi üst çene diş kavsinin direnç merkezinin altından seyrettiği için diş kavsinin bütünüyle pozitif yönde dönmesine neden olur (Şekil 5-16 b A). Bunun sonucunda molarlar uzar ve kapanış daha fazla açılır. Buna yol açmamak için, kuvvet, etki çizgisi üst diş kavsinin direnç merkezinden ya da bu noktanın biraz üstünden geçecek şekilde, kaninler ile yan keserler arasına yerleştirilen çengeller hizasından yaklaşık 30°-45° aşağı doğru uygulanmalıdır (Şekil 5-16 b B) (Resim 14). Böylece üst diş kavsi saat yönünde rotasyon yaparak öne ve aşağı doğru hareket eder.



Resim 14. Hiperdiverjansa eğilimli olgularda yüz maskesinin kullanımı sırasında kuvvetin etki çizgisi üst diş kavsi direnç merkezinin üzerinden geçecek şekilde aşağı doğru olmalıdır.

Üst çenede, arkadan öne doğru uygulanan kuvvet etkisine bağlı olarak üst ön dişlerin eksen eğimleri artarken çenelik alt kesicilerin linguale devrilmesine neden olur (20). Üst kesicilerin eksen eğimlerinin artması istenmiyorsa bu dişlere labial kök torku verilebilir. Bu torkun, dişlerin istenmeyen uzamasını engellediği gibi A noktasının gelişimini ve kortikal tabakanın kalınlığını artırdığı belirtilmektedir (21, 22).

Reverse headgear minimum ankraj olgularında alt çene dişleri üzerine de uygulanabilir. Bu uygulamada elastikler premolar veya molarlar üzerine yerleştirilir. Alt dudağın engel olması nedeniyle çekme yönü öne ve yukarı doğru olmalıdır.

Reverse headgear uygulamasında doğru endikasyon, doğru uygulama, zamanlama ve hasta işbirliği başarının anahtarlarıdır. Ortopedik etki elde edebilmek için maksiller suturaların kapanmamış olması hastanın pubertal büyüme atılımını tamamlamamış olması gerekir. Bu nedenle genç erişkin ve erişkinlerde elde edilen sonuçlar daha çok dişsel olacaktır (22, 23-26). Reverse headgear uygulaması sonrasında dilin aşağıda konumu nükse neden olabildiğinden dilin konumunun "fonksiyonel dil yükselticisi" kullanılarak yukarı ve öne doğru yönlendirilmesinin tedavi sonunda elde edilen sonucun kalıcı olmasına yardımcı olduğu belirtilmektedir (27).

Kaynaklar

1. Ülgen, M. Servikal (Kloehn) headgear ve tesir mekanizması, *İ.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 1977, **11**: 123-129.
2. Tosun, Y., Işıksal, E. Karışık dişlenme dönemindeki Sınıf II/1 vakalarında cervical ve high pull headgear uygulamasının diş-çene-yüz bölgesine etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, *E.D.F.D.*, 1990, **11**: 1-15.
3. Seçkin, Ö., Tosun, Y. Sınıf II Divizyon 1 olgularının high pull headgear ve maksiller ortopedik splint ile tedavisi, *E.D.F.D.*, 1990, **11**: 47-68.
4. Tosun, Y., Işıksal, E. Karışık dişlenme dönemindeki Sınıf II/1 vakalarında high pull headgear uygulamasının diş-çene-yüz bölgesine etkilerinin incelenmesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1991, **4**: 50-54.
5. Tosun, Y., Tuncer, A.V. Sınıf II/1 anomalilerde uygulanan ağız dışı kuvvetlerin diş kavileri üzerine etkilerinin araştırılması, *E.D.F.D.*, 1992, **13**: 90-96.
6. Schudy, F.F. Vertical growth versus antero-posterior growth as related to function and treatment, *Angle Orthod.* 1964, **35**: 75-93.
7. Gülyurt, M. Ağız dışı apeyler (Headgear ve chin cap), Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı ders notları, Erzurum, 1984.
8. Oosthuizen, L., Dijkman J.F., Evans, W.G. A mechanical appraisal of the Kloehn extraoral assembly, *Am. J. Orthod.*, 1973, **43**: 221-232.
9. Jacobson, A. A key to understanding extraoral forces, *Am. J. Orthod.*, 1979, **75**: 361-386.

10. Hasund, A. The Bergen Technique, Bergen, Norway, 1972, s. 18.
11. Doğan, S., Ertürk, N. Use of face mask in the treatment of maxillary retrusion-A case report, *Br. T. J. Orthod.*, 1991, **18**: 333-338.
12. Battagel, J.M., Orton, H.S. A comparative study of the effects of customised face mask therapy or headgear to the lower arch on the developing Class III face, *Eur. J. Orthod.*, 1995, **17**: 467-482.
13. Kardeş, N. Sutura palatina medianın mekanik kuvvetlerle açılması (vaka takdimi) *Ege Diş Hek. Derg.* 1976, **1**: 167-177.
14. Davis, M.W., Kronman, J.H. Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture, *Angle Orthod.* 1969, **39**: 126-132.
15. Haas, A.J. Long term post treatment evaluation of rapid palatal expansion, *Angle Orthod.*, 1980, **50**: 189-2179.
16. Delaire, J., La croissance maxillaire: déductions thérapeutiques, *Trans. Eur. Orthod. Soc.*, 1971, **1-22**: 81-102.
17. Delaire, J., Verdon, P., Flour, J. Möglichkeiten und Grenzen extraoraler Kräfte in postero-anteriorer Richtung unter Verwendung der orthopadischen Maske, *Fortschr. Kieferorthop.* 1978, **39**: 27-45.
18. Delaire, J., Verdon, P., Kénési, M.C. Extraorale Zugkräfte mit Stirn-Kinn-Abstützung zur Behandlung der Oberkieferdeformierungen als Folge von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten, *Fortschr. Kieferorthop.*, 1973, **34**: 225-237.
19. Delaire, J., Verdon, P., Lumineau, J.P., Cherga-Négréa, A., Talmant, J., Boisson, M. Quelques résultats des tractions extraorales a appui fronto-mentonnier dans le traitement orthopédique des malformations maxillo-mandibulaires de Class III et des séquelles osseuses des fentes labio-maxillaires, *Rev. Stomato.* 1972, **73**: 633-642.
20. Campbell, P.M. The dilemma of class III treatment-early or late, *Angle Orthod.*, 1983, **53**: 175-191.
21. Fenn, C. The clinical and cephalometric results of facemask therapy in the dento-facial region, Senior research paper, 1979, p: 1-37.
22. Subtelny, J.D. Oral respiration: Facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics, *Angle Orthod.* 1980, **50**: 147-164.
23. Cozzani, G. Extraoral traction and class III treatment, *Am. J. Orthod.* 1981, **80**: 638-650.
24. Haskell, B.S., Farman, A.G. Exploitation of the residual premaxillary-maxillary suture site in maxillary protraction-An hypothesis, *Angle Orthod.*, 1985, **55**: 109-119.
25. Doğan, S. İskeletsel Angle sınıf III düzensizliğinde ağız dışı kuvvetler uygulanmasının çene-yüz kompleksi üzerindeki etkilerinin araştırılması, Doktora tezi, İzmir, 1987.
26. Doğan, S., Ertürk, N. Ortopedik yüz maskesi ile tedavi edilmiş iskeletsel sınıf III vakaların geç dönemde değerlendirilmesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1990, **3**: 134-143.
27. Öztürk, Y., Kılıçoğlu, H. Delaire maskesi ile tedavi edilen III. Sınıf vakalarda fonksiyonel dil yükselticisinin uygulanması, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1990, **3**: 119-124.

BÖLÜM

6

Ankraj Kontrolü ve Seviyeleme

Ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı direnç demektir. Modern ortodonti anlayışında ankraj kaybı, ortodontik tedavilerde karşılaşılabilecek en büyük komplikasyonlardan biri olarak kabul edilebilir. Ankraj, ortodontistin başı üzerinde sallanan "Demoklesin Kılıcı" gibidir. Bu nedenle ankraj, seviyelemeye başlayarak ortodontik tedavinin her döneminde önemle üzerinde durmaya değer bir konudur.

En kolay ve çabuk gerçekleşen diş hareketi kontrolsüz devrilme, en zor ve geç elde edilen ise kök hareketidir. Dolayısıyla, bir dişin zor hareket etmesi istendiğinde o diş kök hareketi uygulanması gerekir. Tweed'in standart edgewise tekniğinde uygulanan ankraj kuvvetlendirme bükümlerinde de bu prensipten faydalanılmaktadır.

Bazı olgularda arka dişlerin öne hiç hareket etmemesi istenir. Böyle durumlarda ankraj kuvvetlendirme bükümleri yeterli olmaz. Bu dişlerin ankrajının aktif şekilde kuvvetlendirilmesi şarttır. Bu amaçla çeşitli ankraj kuvvetlendirme yöntemlerinden yararlanılır.

Ankraj Kuvvetlendirme Yöntemleri

Diş sayısının artırılması

Ankraj kuvvetlendirmenin en basit ve pratik yolu diş sayısının artırılmasıdır. Bu amaçla dişler 8 ligatürü ile sıkıca bir bütün haline getirilir. Burada şüphesiz dişlerin kök sayıları ve kök alanlarının önemi büyüktür. Yukarıdaki özellikler dikkate alınarak dişlerin ankraj değerlerini ortaya koyan tablolar hazırlanmıştır (Tablo 26) (1). Bununla birlikte, tablolarda verilen ortalama değerlere güvenerek tedavi gerçekleştirmek mümkün değildir. Bu değerler klinisyene fikir vermekten öteye gitmemektedir. Dişsel ankraji artıran ana faktör diş ya da kök sayısından çok bu dişler üzerine uygulanmakta olan kuvvet sistemidir. Kontrolsüz devrilme, ankraj değeri ne olursa olsun her dişte en kolay gerçekleşen hareket, buna karşılık kök hareketi en çok direnç oluşturan hareket şeklidir. Bu nedenle, ankraj kuvvetlendirmede, bir araya getirilen diş sayısından çok bu

dişlerin nasıl hareket yaptıklarının önemi daha büyüktür. Diş ve kök sayısına fazla güvenmemek gerekir.

Ağız dışı kuvvetler

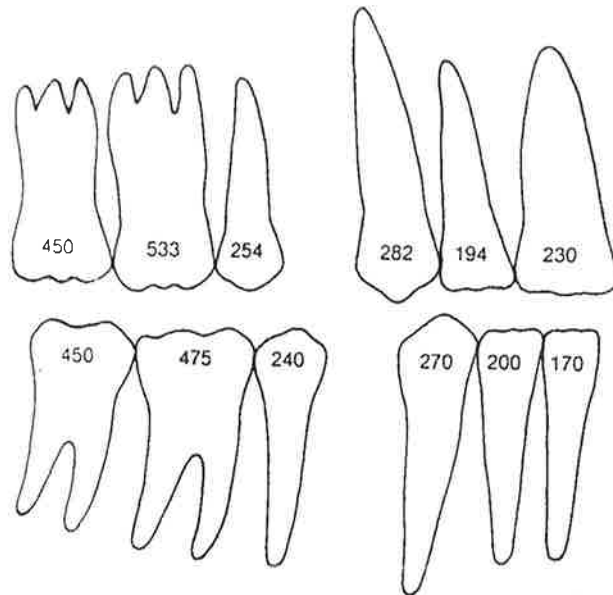
Ağız dışı kuvvet en güçlü ankraj kuvvetlendirme yöntemidir. Arka dişlerin öne gelmesini önlemek için ortalama 300-350 g. yeterli olurken olgunun gereğine göre 600 grama kadar kuvvet uygulamak mümkündür. Bu sistemin dezavantajı hasta işbirliğine çok bağlı olmasıdır. Apareyini iyi kullanmayan hastalarda başarılı olmak mümkün değildir. Apareyin kullanım süresini takip etmek ve hastanın işbirliğini artırmak amacıyla son yıllarda enselik üzerine monte edilen saatli ağız dışı apareylerin kullanılması önerilmektedir (2-4).

Nance apareyi

Nance apareyi, ankraj kuvvetlendirmek amacıyla sabit tedavi yöntemleriyle birlikte kullanılan bir yardımcı arktır. Bu ark, damağın önünde ve en derin noktasında yer alan bir akrilik düğmeye sahiptir. Arkın iki ucu doğrudan üst molar bantlarının palatinal yüzlerine lehimlenir ya da bu bantlar üzerindeki özel tüplerine yerleştirilir.

Damak şeklinin ve derinliğinin Nance apareyinin tutuculuğu üzerinde büyük etkisi vardır. Damak önde eğimli bir yapıya sahip olduğundan, akrilik düğme mesial yönlü kuvvetlerin etkisiyle damak yüzeyinden kayabilir. Dar ve derin damaklar akrilik düğmenin adaptasyonu bakımından sığ ve geniş yapıdaki damaklara oranla daha uygundur. Akrilik düğmenin sınırlarının, rugaları

Tablo 26. Çeşitli dişlere ait ankraj değerleri (1).

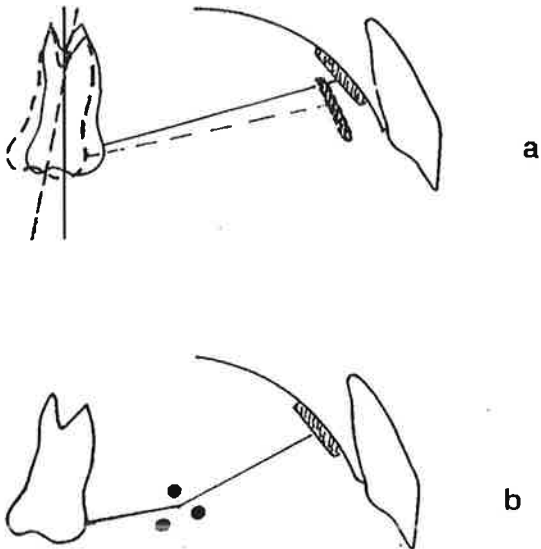


tamamen içine alacak şekilde mümkün olduğunca geniş olarak hazırlanmış olmasında fayda vardır. Bunun amacı gelen kuvvetleri damak yüzeyine dağıtarak mukozanın zarar görmesini önlemektir. Küçük bir düğme yeterli ankraj desteği sağlamayacağı gibi damak mukozasına da kolaylıkla gömülebilir ya da damak üzerinden kayar ve bu esnada mukozayı sıyrarak tahrişe neden olabilir.

Nance apareyinde akrilik düğmenin temas ettiği mukoza yüzeyi kalın bir keratin tabakasıyla örtülü dirençli bir doku olmakla birlikte uzun süreli ya da şiddetli kuvvetlere karşı direnci yoktur. Bu dokuda, gerek kuvvet etkisiyle gerekse sıcaklık ve düğme altının temizlenememesi sonucu ortaya çıkan lokal kötü hijyene bağlı olarak kronik iltihabi doku reaksiyonu meydana geldiği gösterilmiştir (5). Bu nedenlerle, kuvvetlerin şiddetinin optimal değerlerde korunması ve ankraj gereksinimi ortadan kalktığı anda Nance'in de ağızdan çıkarılması gerekir.

Ağız içi ankrajın artırılması amacıyla molarlara verilen tip back bükümlerinin etkisiyle bu dişlerde ortaya çıkan distal yöndeki eğilmeler sonucu Nance apareyinin akrilik düğmesi mukozadan uzaklaşır ve böylece işlevini kaybeder (Şekil 6-1 a). Böyle durumlarda, Nance apareyine ileride yeniden ihtiyaç olacaksa arkın kolları Aderer pensiyle ağızda bükülerek, düğmenin damakla teması yeniden sağlanmalıdır (Şekil 6-1 b).

Nance apareyi, pratik bir ankraj kuvvetlendirme aracı olmakla birlikte orta dereceli ankraj gereksinimi olan olgularda kullanılmalıdır. Ankrajın daha kuvvetli olmasının istendiği olgularda ağız dışı kuvvetlere destek olarak kullanıldığı taktirde molarların hareketlerine bağlı olarak işlevini tamamen yitirebilir. Ağızdışı kuvvetlerin kullanıldığı olgularda Nance yerine Goshgarian tipi palatal arklar tercih edilmelidir.



Şekil 6.1. Moların distale devrilmesiyle Nance apareyinin damak ile olan teması kaybolur (a). Moların bu konumda kalması ve öne kaymaması arzu ediliyorsa Aderer pensiyle akrilik düğmenin damakla yeniden teması sağlanabilir (b).

Kesici dişlerin ankrajından faydalanma

Bu yönteme daha çok alt molar dişlerin ankrajını artırmak gerektiğinde başvurulmaktadır. Alt molarların mesializasyonunu önlemek amacıyla bu iki diş arasına, kesicilerin singulumlarına temas edecek şekilde geçen bir lingual ark bükülür. Alt kesiciler zayıf köklü dişler olup ince bir kemik yapı üzerinde yer aldıklarından kolayca öne devrilebilirler. Bu nedenle, lingual arklar çok güvenilir ankraj kuvvetlendirme araçları değildir. Ancak orta dereceli ankraj gerektiren olgularda kullanılmalı ya da maksimum ankraj olgularında ağız dışı kuvvetlere destek olarak yararlanılmalıdır.

Utility ark gibi 2x4 arklar yardımıyla da kesicilerin ankrajından faydalanmak mümkündür. Bu arkların kullanımında kesicilerde ileri itimin önlenmesi için en az 0.016" x 0.022" daha iyisi 0.017" x 0.025" gibi kalın dikdörtgen kesitli bir tel üzerinde bu dişlere labial kök torku vermek suretiyle ankraj artırılabilir.

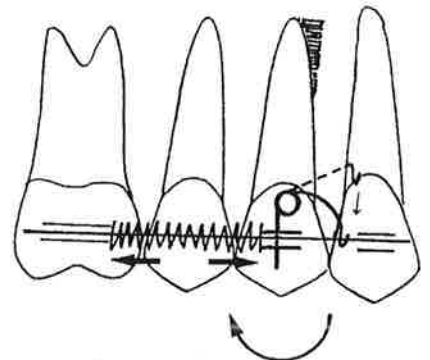
Dikleştirme zemberekleri

Özellikle yaylar ya da süperelastik NiTi teller yoluyla gerçekleştirilen molar distalizasyonu sırasında ankraj olarak alınan birinci premolarların direncini artırmak amacıyla dikleştirme zemberekleri uygulanabilir. Bu zemberekler, dikey oluğa sahip premolar braketlerine yerleştirilip aktive edildiklerinde bu dişlere mesial kök torku uygularlar. Böylece bu dişlerin yay veya süperelastik tel tarafından iletilen mesial yönlü kuvvetlere direnç göstermesi sağlanır (6) (Şekil 6-2).

Sliding jig

Çeneler arası elastiklerle birlikte kullanılan sliding jig, karşı diş kavsinden destek alınarak kullanılan bir molar distalizasyon düzeneği olduğundan aynı zamanda ankrajı destekleme yöntemlerinden biri olarak kabul edilebilir. Bu aparatın mekaniği ileride Bölüm 7'de anlatılmaktadır.

Şekil 6.2. Premolarlardan destek alınarak yapılan molar distalizasyonunda premolar dişlerin ankrajını artırmak amacıyla dikleştirme zemberekleri kullanılabilir. Bu zemberekler, premolarlara mesial kök torku uygulamak suretiyle bu dişlerin direncini artırır.

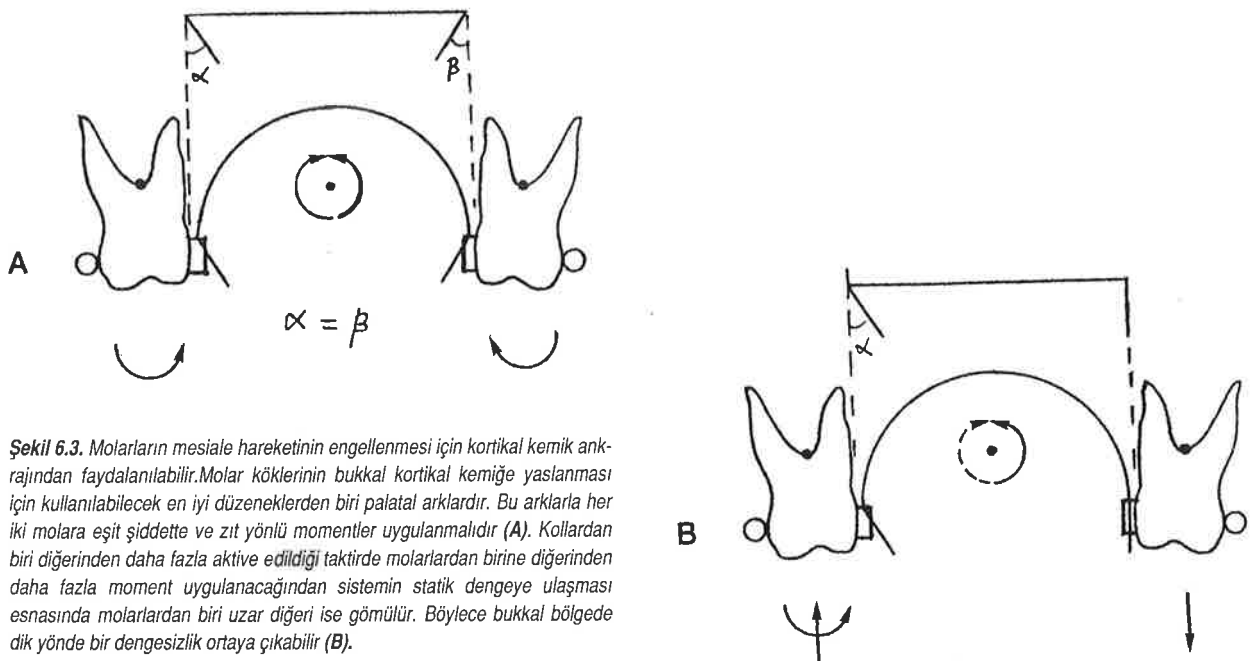


Biyolojik dokulardan faydalanma

Kortikal kemik ankraji

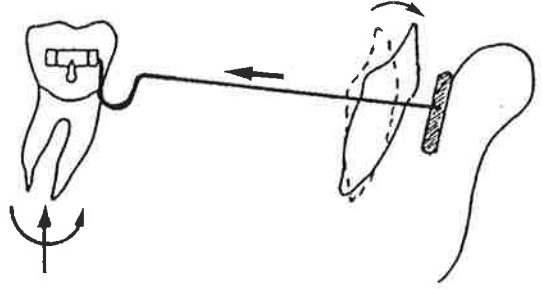
Bu yöntemin prensibi, hücreden zengin ve yumuşak bir doku olan spongiöz kemik ile hücre yönünden fakir ve daha sert bir yapıya sahip olan kortikal kemik arasındaki biyolojik farklılıktan faydalanmaya dayanır. Dişler spongiöz kemik içinde yer aldıklarında daha kolay ve hızlı hareket ederler çünkü bu doku içinde hücresel aktivite (rezorpsiyon ve appozisyon olayları) daha hızlıdır. Kortikal kemik içinde ise diş hareketi daha yavaş gerçekleşir. Ankrajını artırmak istediğimiz dişlerin köklerini spongiöz kemikten çıkarıp kortikal kemik yapısının içine yerleştirdiğimizde bu dişlerin harekete karşı direncini de artırmış oluruz. Örneğin molar dişlerin ankrajının artırılması için bu dişlere aktif bukkal kök torku verilir. Bu prensip, özellikle Ricketts'in Bioprogressive tedavi felsefesi içinde yer almaktadır. Ricketts, vestibüldeki kortikal kemik içinde yer alan bir kaninin kökünün, distalizasyon öncesinde aktif lingual kök torku verilerek kortikal kemikten spongiöz kemik içine alınmasını önermektedir (7).

Molarlara aktif bukkal kök torku vermek suretiyle kökler bukkal kortikal kemiğe dayandırılır. Böylece bu dişlerin mesial yönlü kuvvetlere karşı dirençleri artırılabilir. Bunun için kullanılacak en iyi düzenek palatal arklardır. Palatal arkların bu amaçla kullanılması şekil 6-3'te açıklanmaktadır. Arkın her iki kolunun molar tüplerine aynı açıyla yerleştirilmesinin, istenen hareket şeklini elde etmede büyük önemi vardır (Şekil 6-3 A). Giriş açıları farklı olduğu takdirde dişlere uygulanan moment şiddetleri de farklı olacağından molarlardan biri uzar diğeri gömülür (Şekil 6-3 B).



Şekil 6.3. Molarların mesiale hareketinin engellenmesi için kortikal kemik ankrajından faydalanılabilir. Molar köklerinin bukkal kortikal kemiğe yaslanması için kullanılacak en iyi düzeneklerden biri palatal arklardır. Bu arklarla her iki molarla eşit şiddette ve zıt yönlü momentler uygulanmalıdır (A). Kollardan biri diğerinden daha fazla aktive edildiği takdirde molarlardan birine diğerinden daha fazla moment uygulanacağından sistemin statik dengeye ulaşması esnasında molarlardan biri uzar diğeri ise gömülür. Böylece bukkal bölgede dik yönde bir dengesizlik ortaya çıkabilir (B).

Şekil 6.4. Alt molar ankrainın artırılması amacıyla lip bumper kullanılabilir. Lip bumper, mental kas kuvvetini molarlara doğrudan iletmek suretiyle bu dişlerin mesiale kaymasını engeller.



Bu arklar, üst molarları birbirlerine bağlamak ve kavsin her iki tarafındaki dişleri bir blok haline getirmek suretiyle de arka bölge ankrainı artırır. Root (8), ortalama 1 yıl boyunca palatal ark kullanılan olgularda, alt çenede, maloklüzyonu düzeltmek için ihtiyaç duyulan ankrain miktarının 1 mm. azaldığını belirtmektedir. Palatal ark kullanımının, straight wire gibi güçlü ankrain gereksinim duyulan tekniklerde bile ağız dışı kuvvetlere alternatif olabildiği iddia edilse de (9) bu arkin pratikte iyi bir ankrain kuvvetlendirme yöntemi olduğunu söylemek mümkün değildir çünkü arkin düzlemi kuvvetlerin uygulandığı anteroposterior yöne diktir. Bu nedenle güçlü ankrain ihtiyacında ön-arka yöndeki kuvvetlere karşı direnç oluşturması güç görünmektedir.

Lip Bumper

Lip bumper, alt çenede maksimum ankrain gerektiren olgularda mental kas aktivitesinden faydalanmak amacıyla kullanılan bir ankrain kuvvetlendirme düzeneğidir. Lip bumper aslında bir miyofonksiyonel apacey olup özellikle karışık dişlenme döneminde dudak kuvvetlerinin alt diş kavsi üzerindeki sıkıştırıcı etkisini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmaktadır. Böylece premolar ve kanin bölgesinde transversal yönde bir genişleme kesiciler bölgesinde ise ileri itim oluşturur. Arkin molar tüplerine giren kolları transversal yönde geniş tutulduğu takdirde molarlarda genişleme meydana gelir. Apacey doğrudan alt molarlar üzerine kuvvet uyguladığından molar ankrainın korunmasına hatta bu dişlerin dikleşmesine yardım eder (Şekil 6-4). Lip bumper etkisiyle alt diş kavsi boyutlarında ortaya çıkan artışlar nedeniyle kesiciler bölgesindeki hafif çapraşıklık kendiliğinden açılır (10, 11). Karışık dişlenme döneminde oluşan bu değişimlerin kalıcı olabilmesi için alt diş kavsi formu ve boyutları sürekli dişlenme dönemine kadar bir lingual ark ile korunmalıdır.

Seviyeleme

Ortodontik tedavinin ilk ve en önemli dönemi seviyelemedir çünkü maloklüzyonla ilgili ana semptomlar bu dönemde ortadan kaldırılır. Bu dönemin amaçları şöyle sıralanabilir:

- Braketlerin dikey ve yatay yönde aynı seviyeye getirilmesi,
- Dişlere kavis üzerinde yer sağlanması (çapraşıklığın açılması),
- Rotasyonların düzeltilmesi,

- Ektopik dişlere kaviste yer kazandırılması,
- Derin kapanışın düzeltilmesi,
- Molarların sınıf I ilişkiye getirilmesi,
- Çapraz kapanışların ortadan kaldırılması,
- Devrilmiş olan dişlerin dikleştirilmesi.

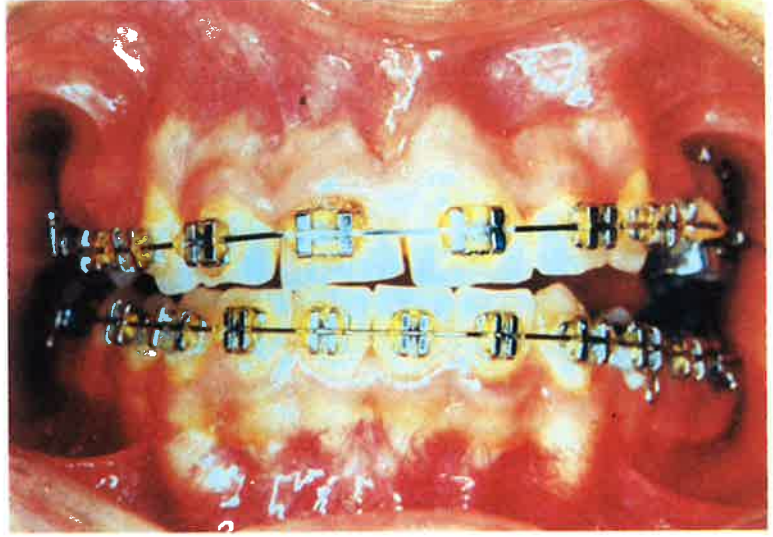
Seviyeleme, olgunun gereğine göre değişik şekillerde yapılır. Olguya has özellikler dikkate alınmak suretiyle mevcut semptomlar, öncelik sırası en şiddetliden en hafife doğru olacak şekilde ele alınarak tedavi edilmeye çalışılır. Bazı olgularda ise birkaç semptom aynı anda düzeltilebilir. Seviyelemede ilk amaç iskeletsel ve varsa tek ya da çift taraflı posterior çapraz kapanış gibi fonksiyonel sorunların ortadan kaldırılması olmalıdır. Bir ya da bir kaç dişi ilgilenirse de çapraz kapanışlar ortopedik sorunla birlikte öncelikli olarak ele alınmalıdır çünkü çapraz kapanıştaki dişler alt çenenin fonksiyonel hareketlerini kısmen ya da tamamen engelleyen kilitler gibidir. Benzer şekilde, CII/2 gibi derin kapanış gösteren olgularda alt çenenin hareketleri ve sagittal yöndeki büyüme ve gelişimi üst kesicilerin eksen eğimleri nedeniyle son derece kısıtlanmıştır. Bu nedenle, bu olgularda derin kapanışın ortadan kaldırılması diğer dişsel sorunlardan önce ele alınmalıdır.

Seviyelemede düz arkların kullanılması

Düz arklar, bütün dişleri aynı anda hareket ettirmeye olanak vermesi, takip çıkarma kolaylığı ve hasta başında geçen süreyi azaltması gibi nedenlerle birçok pratisyen tarafından tercih edilmektedir. Bununla birlikte, düz arkların mekaniği-yukarıda açıklandığı gibi-statik olarak belirsizlik gösterir. Çeşitli açılarda ve seviyelerde yer alan braketler içinden geçirilen esnek düz ya da looplu ark tellerinin bu dişler üzerinde nasıl kuvvet sistemleri oluşturacağını önceden tam olarak belirlemek mümkün değildir. Bir başka ifadeyle düz tellerin mekaniği braketlerin eğimlerine, dişlerin konumlarına ve diş kavsinin genel şekline bağlıdır (Resim 15). Örneğin şekil 6-5 A ve B'de oklüzal yüzden görülen CII/2 olgusunda, düz bir tel kesici braketleri içine yerleştirildiğinde kesicileri ileri doğru iterken molarların genişlemesine neden olur. Aynı olgu sagittal yönden incelendiğinde (Şekil 6-6), üst oklüzal düzlemin altına sarkmış olan kesici braketlerine yerleştirilen ark etkisiyle kesiciler ileri itilerek kapanış açılır ancak bu arada üst oklüzal düzlem eğiminde istenen düzelme sağlanamaz. Tel pasif hale geldiğinde bu eğim öne ve aşağı doğru olur ve derin kapanış düzelse de kesici-dudak ilişkisi tam olarak düzelmediğinden olguda beklenen estetik amaca ulaşılamaz, kesiciler sarkık görünür. Örneğin, olguda dişeti gülüşü (gummy smile) varsa, söz konusu mekanikte kesici intrüzyonu ile gülme çizgisi yukarı taşınmadığından estetik tam olarak sağlanamaz.

Alt kesici çapraşıklığının açılmasının istendiği Resim 16'daki olguda düz telin kesici braketlerine bağlanmasıyla bu dişler, tel hizasına kadar ileri doğru itileceklerdir. Ark telinin kesicilerden bu kadar mesafeli seyretmesinin nedeni, telin, vestibülde yer alan kanin braketleri içinden geçmesidir. Düz tel, kaninlerin

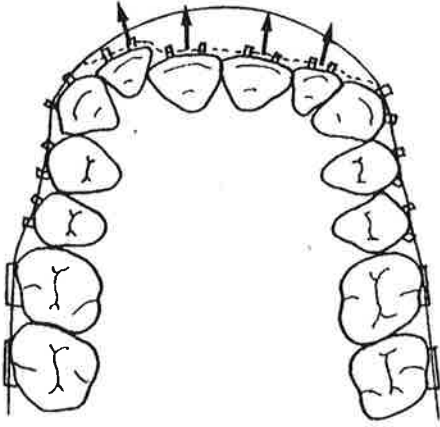
Resim 15. Düz arklar statik olarak belirsiz bir mekaniğe sahiptirler. Braketler içinden bir düz ark geçirildiğinde oklüzal düzlemin alacağı son şekli önceden tam olarak belirlemek mümkün değildir. Bazı olgularda bukkal bölgede açık kapanışlar oluşabilmektedir.



konumlarına bağlı olarak kesicilerin ileri itimine neden olur. Kesici eksenlerinde artış istenmiyorsa bu olguda düz tel kullanılması doğru değildir. Aksi halde düz tel etkisiyle ileri itilen kesiciler, retraksiyon döneminde geriye çekilirlerken git-gel etkisine (round tripping-jiggling) bağlı olarak kök rezorpsiyonuna uğrayabilirler. Böyle olgularda yapılması gereken, kaninleri tek başına distalize ederek kavis üzerinde kesicilere yeterince yer sağlanmasıdır. Bu dönemde kesiciler üzerine braket yerleştirilmez. Kaninler distale hareket ettikçe transseptal lifler yoluyla kesicileri de aynı yönde harekete zorlar. Böylece kesicilerdeki çapaşıklık kendiliğinden açılmış olur. Artık bu noktadan itibaren kesiciler de braketlenerek arka dahil edilebilirler.

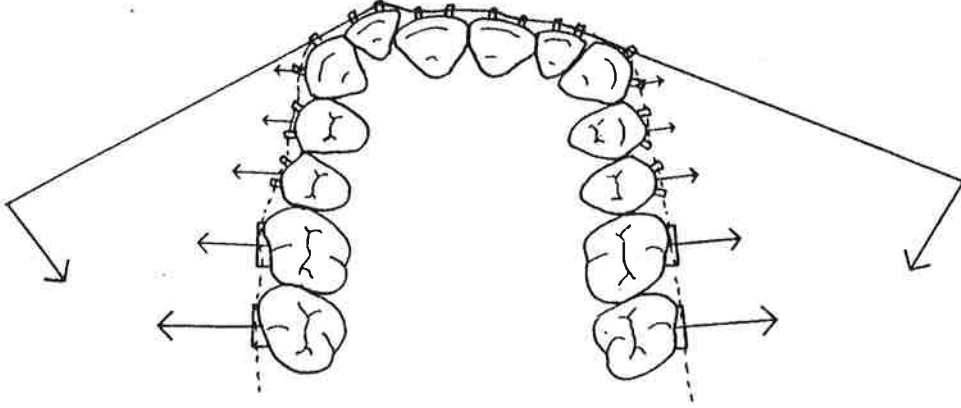


Resim 16. Pasif haldeyken, çapaşık konumdaki alt kesicilerin labialinden seyreden bir ark teli kesici braketlerine ligatüre edildiği takdirde bu dişlerin ileri itimine neden olur.

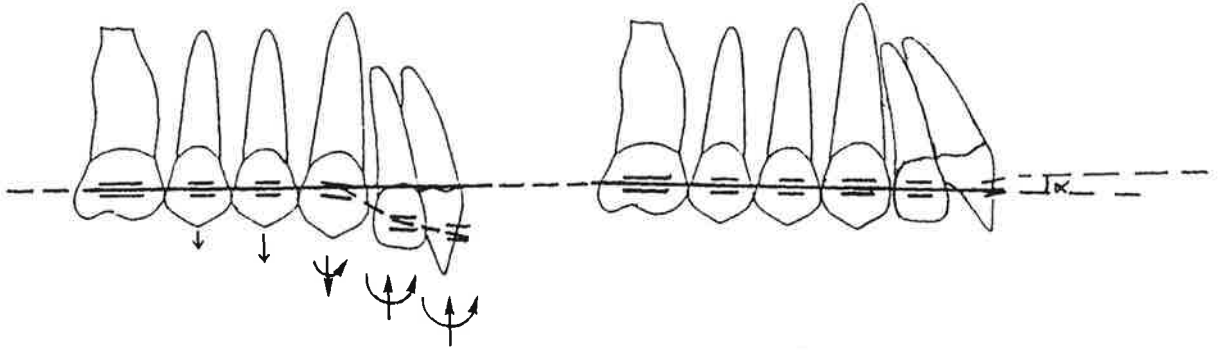


A

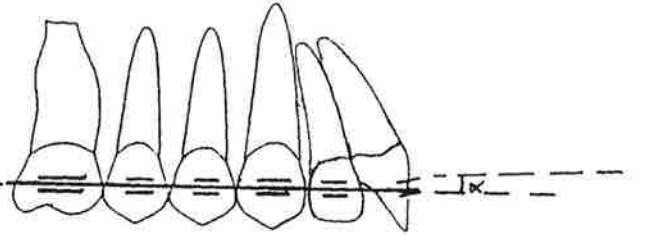
Şekil 6.5. Bir sınıf II/2 olgusunda braketlere düz bir ark ligatüre edildiğinde üst kesiciler ileri itilir (A), molar ve premolarlar transversal yönde genişler (B).



B



A



B

Şekil 6.6. Aynı olgu sagittal düzlemde incelendiğinde ortaya çıkan tablo: üst oklüzal düzlemin altına sarkmış olan kesicilerin ileri itimiyle derin kapanış kısmen açılır ancak tamamen düzelmez çünkü düz arkın etkisiyle kanin ve premolarlar az da olsa uzama gösterir (A). Bunun sonucunda oklüzal düzlem öne ve aşağı doğru bir eğim alır (B).



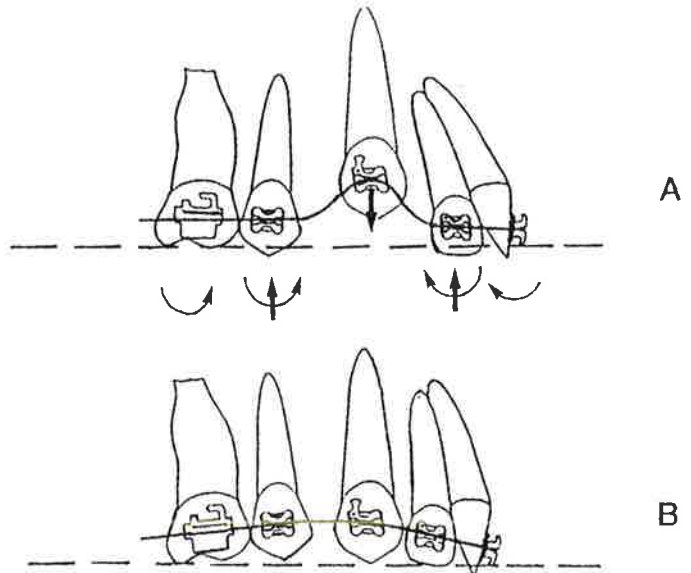
Resim 17. Düz ark kullanılan olgularda kesicilerdeki ileri itimin önlenmesi için ark teli, yan keser dişlerin distali hizasından lingual arka ligatüre edilir. Bu şekilde molar ankrajından destek alan kaninler distale itilir ve kesicilere yer açılır. Bunu takiben ligatürler gevşetilerek kesilir ve kesicilerin, kaninlerin bıraktığı boşluklara doğru kaymasına izin verilir.

Kesiciler düz arka dahil edildikleri taktirde ileri itim etkisini en aza indirmek amacıyla bir lingual arktan destek alınabilir (Resim 17). Bunun için seviyeleme teli, laterallerin distali hizasından lingual arka ligatüre edilir. Bu yöntemde lingual arktan destek almak suretiyle kaninler tek başlarına distale, çekim boşluğuna doğru itilirler.

Seviyeleme döneminde kesicilerde oluşabilecek ileri itimi engellemek amacıyla arkın, molar gerisinden bükülmesi de önerilen yöntemlerden biridir (12). Ancak, bu büküm asla teli gerginleştirecek kadar sıkı olmamalıdır çünkü esnek seviyeleme arklarında telin gergin tutulması açılı duran dişlerde normalin üzerinde yatay yön kuvvetleri doğurduğundan ankraji kaybetme riski artmaktadır.

Şekil 6-7'de elastik düz bir arkın, sürmekte olan kanin braketini içine yerleştirilmesiyle ortaya çıkan kuvvet sistemi görülmektedir. Ark, yan keser ve ikinci

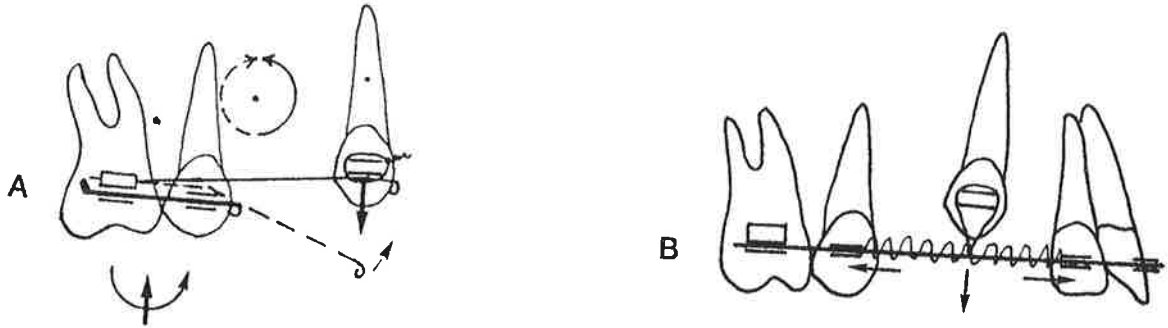
Şekil 6.7. Yukarıda yer alan bir kanin braketini içine esnek bir düz tel yerleştirildiğinde komşu dişlerde ortaya doğru eğilme ve gömülme etkisi ortaya çıkar (A). Sonuçta kanin bir miktar uzar ancak kavisteki yerine tam olarak ulaşamaz çünkü destek alınan diğer dişlerde bir miktar gömülme oluşmuştur (B).



premolar braketleri üzerine ters yönlü momentler uygularken bu dişlerin çekim boşluğuna doğru devrilmelerine, dengeleyici kuvvetler nedeniyle de gömülme-lerine neden olur. Sonuçta kanin aşağı doğru hareket eder ancak, boşluğa bakan dişlerin eksen eğimleri ve orijinal seviyeleri de bozulur. Premoların mesiale devrilmesi aynı zamanda bir ankraj kaybı demektir. Seviyeleme sonunda bu bölgede hafif bir açık kapanış ortaya çıkar. Bunun ortadan kaldırılması için kullanılacak dikey elastik kuvveti de alt çene dişlerinin uzamasına neden olabilir. Bu yan etkilerin nedeni, düz arkların mekaniği bölümünde açıklandığı gibi, braketler üzerine telin uyguladığı, şiddeti fazla olan momentler ve buna bağlı olarak ortaya çıkan düşey doğrultudaki dengeleyici kuvvetlerdir.

Yukarıdaki yan etkilerin ortaya çıkmaması için kaninlerin aşağı indirilmesinde üç seçenek önerilebilir. Birincisi, düz arka geçmeden önce kaninin tek başına bölümlü bir ark yardımıyla aşağı çekilmesidir (Şekil 6-8 A). Bu mekanikte TMA'dan 0.016" x 0.022" çaplı bölümlü bir arka ikinci premolar hizasında aşağı doğru bir V bükümü yapılır. Telin ön ucu kanin braketine elastik iplik ya da tel ligatür ile **tek noktadan** bağlanır. Kaninin uzatılması için düşük şiddette kuvvet uygulanması yeterlidir. Bu nedenle, zaten kalın bir ark teliyle blok haline getirilmiş olan molar ve premolarlarda da çok düşük şiddette pozitif yönlü bir moment meydana gelirken kanin uzar. Molar üzerindeki dengeleyici kuvvet bu dişin (ve palatal ark ile bağlı olduğu diğer moların) gömülmesi için yeterli güçte olmadığından kanin tamamen seviyelenmiş olur ve artık düz arka dahil edilebilir (bkz. Şekil 3-2).

İkinci seçenek düz arkların kontrollü olarak kullanılmasıdır. Bu arkların uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken nokta, premolar ve lateral braketleri üzerine aşırı momentlerin uygulanmamasıdır. Bunun için telin çok esnetilmemesi ve kanin braketinin oluşuna doğrudan yerleştirilmemesi gerekir. Bunun için tel, yan keser ve premolarlara da elastik ligatür ile ve brakete aşırı moment yüklemeyecek ölçüde gevşek olarak, kanine de elastik iplik ya da zincir elastik ile uzaktan ve tek noktadan bağlanabilir (bkz. Resim 1). Böylelikle her üç diş üzerine hafif şiddette kuvvet uygulanmış olur. Oluşabilecek yan etkiyi en aza indirmek için gerekirse premolar ile molar; yan keser ile diğer kesiciler 8 ligatürü veya elastik zincir ile birbirlerine bağlanır. Buna benzer bir başka uygu-



Şekil 6.8. Yukarıda yer alan bir kaninin aşağı indirilmesinde uygulanabilecek iki mekanik örneği: Konsol tipinde bölümlü bir arkin kullanılması (A). Molar-premolar bloğundan destek alan bu arkin ön ucu kanin braketine tek noktadan bağlanmalı ve kuvvet düzeyi düşük tutulmalıdır. Kanin aşağı indirilirken yan etkileri ortadan kaldırmak için uygulanabilecek ikinci mekanik, yan keserler ile premolarlar arasında açıcı yayların yerleştirilmesidir. Kalın bir paslanmaz çelik tel üzerine uygulanması gereken bu yay yardımıyla komşu dişlerin ortaya doğru devrilmesi önlenebilir ancak bu mekanikte de kuvvet düzeyi düşük olmalıdır (B).

lama da yan keser ile premolar arasına hafif aktif açık yay konarak kaninin-boşluğunun korunması işlemidir. Böylece yan keser ile premoların boşluğa doğru devrilmeleri önlenmiş olur (Şekil 6-8 B).

Ankrajın kritik olduğu olgularda,kesici ve molar bölgesi tam olarak seviyeleninceye kadar kaninler arka bağlanmamalıdır. Diğer dişler seviyeleninceye kadar çekim boşlukları kanin için tam olarak korunur ve en az 0.016" x 0.022" paslanmaz çelik tele geçildikten sonra az önceki yan etkilerin ortaya çıkmaması için yan keser ile premolar arasına aktif açık yay koymak suretiyle kanin tele uzaktan elastik iplikle bağlanarak aşağı indirilir.

Yukarıda yer alan kaninlerin aşağı indirilmesindeki üçüncü seçenek yardımcı düz arkların kullanılmasıdır. Yüksek elastikiyete sahip 0.014" ya da 0.016" çaplı "ısıyla aktive olan NiTi teller" ya da 0.0155" twist flex, en az 0.016" x 0.022" kalınlığında paslanmaz çelikten bir rehber ark teli üzerine yardımcı ark olarak bağlanabilir. Bu yardımcı ark, yukarıda yer alan kanin braketine kadar esnetilerek kaninin aşağı indirilmesi sağlanır. Bu mekanikteki en önemli nokta, yardımcı telin rehber paslanmaz çelik tel üzerinde ve ligatürler içinden kolaylıkla kayabilmesidir. Bunu sağlamak için iki ark, birbirine tel ligatürler ile çok sıkılmadan bağlanmalıdır.

Düz elastik bir arkın, mesiale eğimli bir kanin braketi içinden geçirilip kesicilere bağlanması sonucu ortaya çıkan mekanik sorunlar Bölüm 3'te "straight wire mekaniği" başlığı altında detaylı olarak açıklanmaktadır.

Tedavi başında, hareketi istenen dişlerin çevresinde ilk doku reaksiyonunu başlatmak için hafif kuvvetlerin uygulanması gerekir. Hafif kuvvet, hem optimum düzeyde diş hareketi elde etmek hem de ankraja yük binmesini önlemek bakımından çok önemlidir. Çocuk yaştakilere oranla erişkinlerde tedaviye hafif kuvvetlerle başlamanın önemi daha da büyüktür. Bu amaçla, dişleri hafif devrilme hareketleri ile kavis üzerine taşıyacak yük/esneme oranı düşük (esnek) tellerin kullanılması gerekir. Braketler kavis üzerinde dizildikçe uygulanan tellerin katılıkları artırılabilir. Amaç, mümkün olan en kısa sürede ince çaplı ya da elastik tellerin terkedilmesi ve kontrolü daha yüksek olan katı ve braket oluşu içinde oynama miktarı daha az olan kalın çaplı tellere geçilmesidir. Ankrajın ve hareket kontrolünün daha etkili olabilmesi için kök hareketlerinin katı paslanmaz çelik ya da kobalt krom (Elgiloy) tellerle yapılması gerekir.

Karışık Dişlenme Döneminde Seviyeleme

Karışık dişlenme döneminde en sık görülen sorunlardan biri kesiciler bölgesindeki çapraşıklıklardır. Fonksiyonel ve iskeletsel sorunlar dışında sadece çapraşıklık söz konusu ise yapılması gereken öncelikle sürekli kesicilerin dizilmesi ve daha sonra diğer sürekli dişlerin sürmesi tamamlanıncaya kadar hastanın takip edilmesidir.

Kesici çapraşıklığının düzeltilmesinde biri sabit diğeri hareketli olmak üzere iki seçenekten söz edilebilir. Bu dönemde ağızda çok sayıda süt dişi bulundu-

ğundan bunlardan destek alarak sabit apareylerle seviyeleme yapmak güç olabilir çünkü süt dişleri üzerine kuvvet uygulandığında erken dönemde sallanıp düşmelerine neden olunabilir. Hareketli apareyler bu dönemde basit çapraşıklıkla açılmasında kullanılabilen ucuz ve basit mekanik düzeneklerdir. Ancak, bu apareyler dişlere sadece **kontROLSUZ devrilme hareketi** yaptırdıklarından tedavi sonunda çoğu olguda eksen eğimi sorunlarıyla karşılaşmaktadır. Özellikle yan keserlerin çapraz kapanışta olduğu olgularda bu dişlerin kökleri palatinalde yer aldığından öne devrilmeye birlikte eksen eğimleri oldukça bozulur ve bazen kötü bir görüntü ortaya çıkabilir. Bu noktada, bu dişlerin eksen eğimlerinin labial kök hareketleri ile düzeltilmesi için sabit aparey mekaniği kullanmak gerekir.

Karışık dişlenme dönemindeki kesici çapraşıklıklarının düzeltilmesi amacıyla kullanılacak en etkili mekanik düzeneklerden biri 2x4 arktır. Bu arkların mekaniği aşağıda detaylı olarak anlatılmaktadır. 0.016" x 0.016" lik telden bükülen bir utility ark yardımıyla aynı anda hem çapraşıklık ortadan kaldırılır hem overbite kontrolü yapılabilir hem de -eğer gerekliyse- molarların distale itilmesiyle sınıf I molar ilişkisi elde edilebilir. Kesicilerde rotasyon gibi aşırı çapraşıklıklar bulunan bazı olgularda 0.016" x 0.016" çaplı düz paslanmaz çelik tel çapraşıklığın açılması için fazla katı olabilir. Bu durumda Ricketts'in Bioprogresive tekniğinde kullanılan T loopların uygulanması mümkündür ancak bunlar da hem hasta başında harcanan süreyi uzatır hem de hasta için rahatsızlık verici olabilir. Bu nedenle utility ark uygulamasından önce dişlerin dizilmesinde elastik düz teller kullanılabilir. Bu amaçla kullanılacak tellerden biri 0.012" ya da 0.014" paslanmaz çeliktir. Bu teller-gerekirse, teli çiğneme kuvvetlerinden korumak ve doku tahrişini önlemek amacıyla utility ark formu verilerek kesici braketlerine bağlandığında çapraşıklığı kısa zamanda açarlar. 0.0155" veya 0.0175" çok sarımlı paslanmaz çelik, 0.014" ya da 0.016" NiTi teller de bu amaçla kullanılabilir de bu teller oldukça esnek olduklarından çiğneme kuvvetleri nedeniyle molar tüplerinden kolaylıkla çıkarlar ve çevre yumuşak dokularda tahrişe neden olabilirler. Bu tellerin yumuşak dokuları tahriş etmesini önlemek için molar tüp ile kesici bölgesi arasındaki uzun tel bölümü bir plastik kılıf ile kaplanabilir. Telin molar tüplerinden çıkmasını önlemek amacıyla da tel uçları ateşte tavlandıktan sonra tüpün distalinden pasif olarak bükülür.

Karışık dişlenme dönemindeki hafif düzeydeki kesici çapraşıklıklarının giderilmesi amacıyla sadece 4 kesiciyi braketlemek ve bölümlü bir ark kullanmak suretiyle kısa sürede ve oldukça etkili bir dizim elde etme olanağı da vardır. Bu arkın avantajı, kesicileri ileri itmeden yanlara doğru yayılmalarını sağlaması ve 2x4 arkların yarattığı mekanik ve hijyen sorunlarına neden olmamasıdır. Bu amaçla yuvarlak kesitli teller kullanıldığı taktirde bazı yan etkilerle karşılaşılabilir. Kesiciler bölgesi kavisli olduğundan yuvarlak teller braket olukları içinde dönerek düzlemin bozulmasına neden olabilirler (bkz. Resim 3). Bu sebeple ön bölgede yapılacak seviyelemelerde kullanılan bölümlü arklarda 0.016" x 0.022" çaplı çok sarımlı paslanmaz çelik, TMA ya da NiTi teller tercih edilmelidir. Dizim sonrasında bazen kesicilerin dizim şekliyle genel kavis formu arasında bir uyumsuzluk ortaya çıkabilir ve kesiciler süt kaninleri arasın-

da adeta düz bir çizgi üzerindeymiş gibi dizilebilirler. Bu durumda sisteme molarlar da dahil edilir ve 0.016" x 0.016" ya da 0.016" x 0.022" lik bir utility ark ile gerekirse kesiciler bir miktar ileri itilir ve istenen kavis formu oluşturulur.

Derin Kapanışın Düzeltilmesi

İskeletsel ve/veya dişsel derin kapanışa sahip bireylerde uyumlu bir yüz profili ve dengeli bir ağız içi kapanış ilişkisi elde etmek için kapanışın açılması gerekir. Derin kapanış, yalnız hipodiverjan değil hiperdiverjan bireylerde de karşılaşılan ve çözülmesi gereken bir kapanış sorunudur. Özellikle çekimli Sınıf II/1 olgularda, mevcut overjetin dengeli ve tam olarak kapatılabilmesi bakımından derin kapanışın öncelikle düzeltilmesi mekanik bir gerekliliktir. Bu yapılmadığı takdirde, üst kesici retraksiyonu esnasında üst kesicilerin singulümları alt kesicilerin labial yüzlerine çarpar ve hareket durur. Kesiciler bölgesinde harekete karşı direnç oluşması ankraj kaybına neden olur. Böylece çekim boşlukları arka dişlerin öne hareketiyle kapanmaya başlar. Kuvvet uygulamaya devam edilirse, alt kesici kuronları linguale eğilerek çapraşıklık oluşur veya üst kesicilerin eksen eğimleri artar. (Şekil 6-9 A-B).

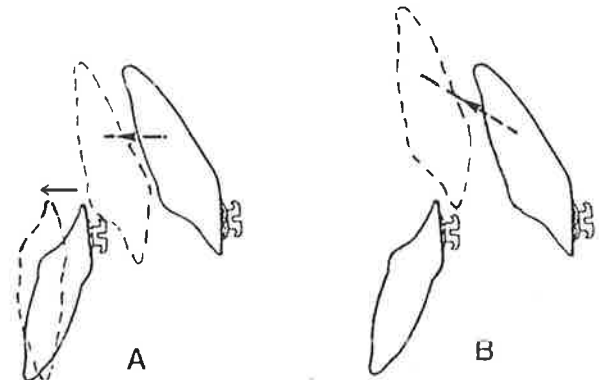
CII/2 gibi üst kesicilerin alt kesicileri kutu kapağı şeklinde örttüğü derin kapanış olgularında alt çenenin çeşitli fonksiyonları esnasındaki lateral ve antero-posterior yöndeki hareketleri büyük ölçüde kısıtlanır. Alt çene, üst çene dişleri içine adeta hapsedilmiş olur. Alt çenenin fonksiyonlarının rahatlaması ve büyüme atılımını daha iyi yapabilmesi için de derin kapanışın düzeltilmesi gerekir.

Derin kapanışın tedavisi, olgunun tanı ve tedavi planlamasına bağlı olarak farklılıklar gösterir. Bu anomalilerin düzeltilmesinde yüzün dik yöndeki iskelet yapısı, oklüzal düzlem eğimi, üst kesici-dudak ilişkisi ve gülme çizgisi gibi kriterler önemlidir. Tedavi sonunda nasıl bir oklüzal düzlem eğimi istendiği, kesici-dudak ilişkisinin nasıl olacağı, yüzün dik yön boyutlarının ne oranda olması gerektiği gibi konular müdahaleden önce düşünülmesi gereken önemli noktalardır.

Derin kapanışın tedavisinde 3 temel seçenek vardır:

1. Kesicilerin gömülmesi ve arka dişlerin uzatılması,
2. Sadece kesicilerin gömülmesi (selektif kesici intrüzyonu),
3. Arka dişlerin uzatılması (13-18).

Şekil 6.9. Derin kapanış gösteren sınıf II/1 olgularında kapanış açılmadan overjet kapatılmaya çalışıldığında üst kesicilerin palatinal yüzleri alt kesicilerin labial yüzlerine çarparak bu dişlerin retrüzyonuna neden olur (A). Ön bölgedeki derin kapanış ortadan kaldırıldığında kesiciler arasındaki overjet ve overbite ilişkisi normal sınırlara getirilebilir (B).



Sabit apareylerde kullanılan mekaniklerin büyük bir bölümü-tedbir alınmadığı taktirde-kapanışın az ya da çok açılmasına neden olurlar. Çünkü, mesio-distal ya da bukko-palatinal yöndeki devrilme hareketleri, özellikle arka dişler bölgesinde kolayca erken tüberkül temaslarına yol açarak kesici kapanışının azalmasına sebep olur. Dik yönde uygulanan ağızdışı apareylerde, kuvvetin etki çizgisinin dişin direnç merkezinin dışından geçtiği durumlarda dişlerde oluşan devrilmeler sonucu ortaya çıkan erken tüberkül temasları da kapanışın açılmasına neden olur (bkz. high pull headgearler). Kesicileri gömmeye yönelik olarak uygulanan ağız içi kuvvetlerin tepkileri de dik yönde olacağından destek olarak alınan arka dişlerin uzamasıyla kapanış açılabilir. Bu durum, zayıf kas yapısına sahip ve dik yönde gelişim gösteren (hiperdiverjan) bireylerde daha sık gözlenir. Bu bireylerde çiğneme kuvvetlerinin de zayıf olması nedeniyle uzamış arka dişlerin yeniden gömülmesi oldukça zordur.

Yüzün dik yöndeki gelişim şeklinin derin kapanışın açılmasındaki önemi

Hiperdiverjan gelişim tipine sahip bireylerde arka dişlerin uzatılması, alt çenenin geriye rotasyon yaparak yüzün dik yön boyutlarının daha da artmasına, buna bağlı olarak profilin daha dış bükey bir hale dönüşmesine yol açar. Bu nedenle, bu bireylerde arka dişlerin uzamalarının engellenmesi, buna karşılık kesiciler bölgesindeki derin kapanışın düzeltilmesi gerekir. Büyüme dönemindeki bireylerde arka bölge dişlerinin dik yöndeki hareketlerinin kontrol edilmesiyle alt çene öne rotasyon yaparak profilin düzelmesine yardımcı olur. Bu durum, iskeletsel sınıf II olgularda B noktasının daha da öne gelmesine neden olacağından olgunun tedavisini kolaylaştırır. Ancak bunun gerçekleşmesi büyük ölçüde kondillerdeki büyüme mekanizmasına bağlıdır (19).

Hipodiverjan gelişim tipine sahip bireylerde ise, öne rotasyonla büyüme gösteren alt çenenin büyüme yönünü geriye doğru yönlendirmek ve derinleşmiş olan kapanışı açmak amacıyla arka bölge dişlerinin uzatılması gerekir. Bu işlem yüzün dik yön boyutlarını artırdığı gibi daha düz ve estetik bir profil elde edilmesine de yardımcı olur.

Üst kesicilerin dudaktan ortalama 2-3 mm. den daha fazla sarktığı ve üst oklüzal düzlemin altına indiği olgularda kapanışın selektif üst kesici intrüzyonu ile açılması gerekir (13, 15, 20). Bu olgularda molarların uzatılması belki görünen derin kapanışı ortadan kaldırabilir ancak dudak-kesici ilişkisinde düzelme olmadığı için estetik düzelme de meydana gelmez.

Estetik gülüş ve kesici -dudak ilişkisi

Ortodontik tedavinin amaçlarından biri ve çoğu hasta için en önemlisi şüphesiz estetikdir. Güzel, dengeli ve çekici bir gülüşe sahip olmanın cazibesi kişileri ortodontik tedavinin büyük fedakarlık isteyen dünyasına itmektedir. Ortodontik tedavi sonrasında kişilikli ve çekici görünüme sahip olan bazı kişilerin psikolojik sorunlarının da ortadan kalktığı klinisyenler tarafından iyi bilinmektedir. O halde, sorun sadece dişleri kemik üzerinde dizmekten ibaret bir işlem değil aynı zamanda bireye kişilik veren, yeni imaj kazandıran bir çaba olmalıdır.

Ortodontistin çalışma alanı içinde yer alan ve estetik görünüşü ilgilendiren en önemli elemanlar dişler, ağız çevresindeki yumuşak dokular ve bunlar arasındaki dengedir. Çevre yumuşak dokular elbette alttaki iskelet yapıya bağlıdır ancak, bazen de onun hatalarını kapatan bir örtüdür. Alt çene geriliği gösteren bir bireyde alt dudak alt çeneyle birlikte nasıl geride yer alıyor ve "lip trap" nedeniyle estetiği de olumsuz olarak etkiliyorsa, üst çene geriliği gösteren bir bireyin üst dudağının kalın olması profil estetiğini bozmadan hatalı iskelet yapıyı kamufle eden bir işlev görür. Bu nedenle ortodontik tedaviyi, "baş-çene-yüz ve yumuşak dokulardan oluşan bir bütünüün parçalarının uyum içinde biraraya getirilmesi" olarak değerlendirmek gerekir.

Estetik gülüşü meydana getiren faktörlerden biri dişlerin birbirlerine göre doğru dizilmiş olmaları ise, diğeri de bu dizinin dudaklarla uyum içinde bulunmasıdır. Güzel gülen kişilerdeki ortak yanlardan biri dişlerin dudak bileşeklerine kadar görünüyorsa olmasıdır. Bir başka ifadeyle, gülme esnasında, diş kavsinin yan bölgelerinde karanlık bölgenin fazla olması, üst çene darlığı hissi uyandırarak estetiği olumsuz etkilemektedir. Buna karşılık ikinci premolar ve/veya molarların da görünmesi aydınlık ve güzel bir gülüşe neden olmaktadır.

Derin kapanış gösteren bireylerin bir kısmında dişeti gülüşü (gummy smile) bulunabilir. Bu bireylerde tedavi planlaması esnasında sefalometrik film ve fotoğraflara çok güvenilmemelidir. Dudak-kesciciler arasındaki ilişkilerin statik konumlarını gösteren bu veriler ortodontisti yanıltabilir (21). Bu nedenle kesin değerlendirme yalnız istirahat konumunda değil klinikte, dudaklar fonksiyon halindeyken yapılmalıdır (22). Gülme esnasında, dişetin 2-2.5 mm. kadar görünmesi normaldir. Dişetin bundan fazla görünmesi durumunda dişeti gülüşünden söz edilebilir.

Dişeti gülüşü çeşitli nedenlere bağlı olabilir. Bunlardan en önemlileri:

1. Üst çene ön bölgesinin dik yöndeki aşırı gelişimi ,
2. Ağız çevresi kaslarının gülme esnasında dudağı normalden daha yükseğe taşınmaları (23, 24),
3. Üst kesicilerin üst oklüzal düzlemin altına sarkmış olmalarıdır.

İlk iki nedene bağlı olan dişeti gülüşlü olgular ortodontik tedavinin sınırlarının dışındadır ve ortognatik cerrahi ve estetik cerrahi kapsamında değerlendirilmelidir. Üçüncü nedene bağlı olan dişeti gülüşlü olguların tedavisi, aşağıda selektif kesici intrüzyonu ile kapanışın açılması bölümünde anlatılmaktadır.

Bazı ender olgularda, üst kesiciler bölgesinde, özellikle ağızdan nefes alma gibi sebeplere bağlı olarak ortaya çıkan dişeti hiperplazisi nedeniyle kesicilerin klinik kuron boylarında azalma gözlenebilir. Hasta güldüğünde dişetleri normalden daha fazla görüldüğünden böyle olgular da yanlışlıkla ortodontik anlamda "dişeti gülüşlü" olarak değerlendirilebilir. Oysa bu olguların tedavisi periodontaldır. Bu nedenle, tedavi öncesinde ayırıcı tanı yoluna gidilmelidir.

Selektif kesici intrüzyonu ile kapanışın açılması

Selektif kesici intrüzyonu gerektiren olgular, yüzün dik yön boyutları artmış olup molar uzaması istenmeyen ve/veya üst kesicilerin üst oklüzal düzlemin ve üst dudakın altına sarktığı olgulardır. Bu olguların çoğunda hasta güldüğünde dişetleri normalden daha fazla görünür. Erişkinlerde, periodontal sorunlara bağlı olarak destek kemik kaybının görüldüğü olgularda da kesici intrüzyonu önerilmektedir (25). Kesici intrüzyonunda kemik yapının önemi büyüktür. Özellikle alt kesici intrüzyonunun, geniş semfize sahip hipodiverjan bireylerde daha kolay yapılabildiği belirtilmektedir (26).

Selektif kesici intrüzyonu ile kapanışın açılmasında kullanılan en etkili mekanikler bölümlü ark tekniğinin 3 parçalı ya da sürekli intrüzyon arkları ve 2x4 arklardır. Aşağıda bu mekaniklerden detaylı olarak bahsedilecektir.

Bölümlü arklarla derin kapanışın düzeltilmesi

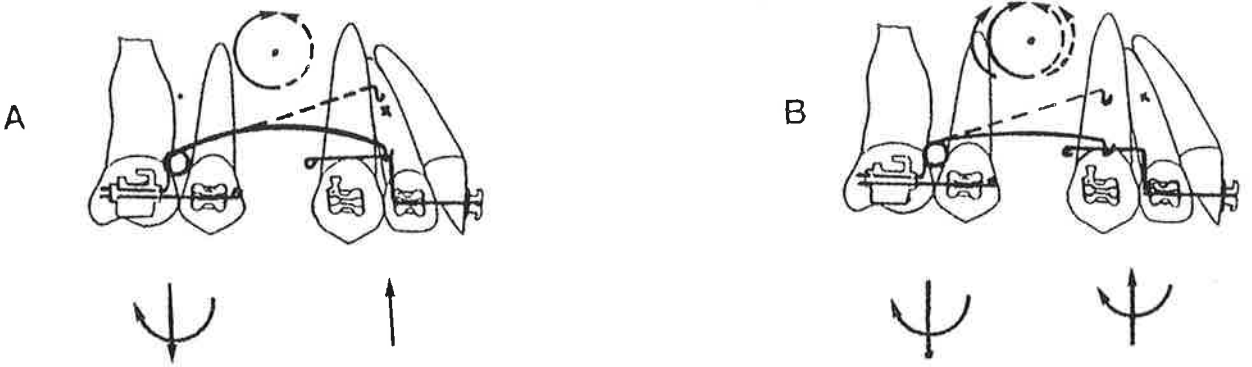
3 parçalı intrüzyon arki:

İki bölümden oluşan bu arkın kesici ve kanin braketlerine giren kısmının çapı braket oluşuna girebilen en kalın tel çapı (yani 0.018" x 0.025" ya da 0.022" x 0.028") olması gerekir. Bu arkın uçları, kaninlerin distaline doğru da bir miktar uzatılır (Şekil 6-10 A ve B).

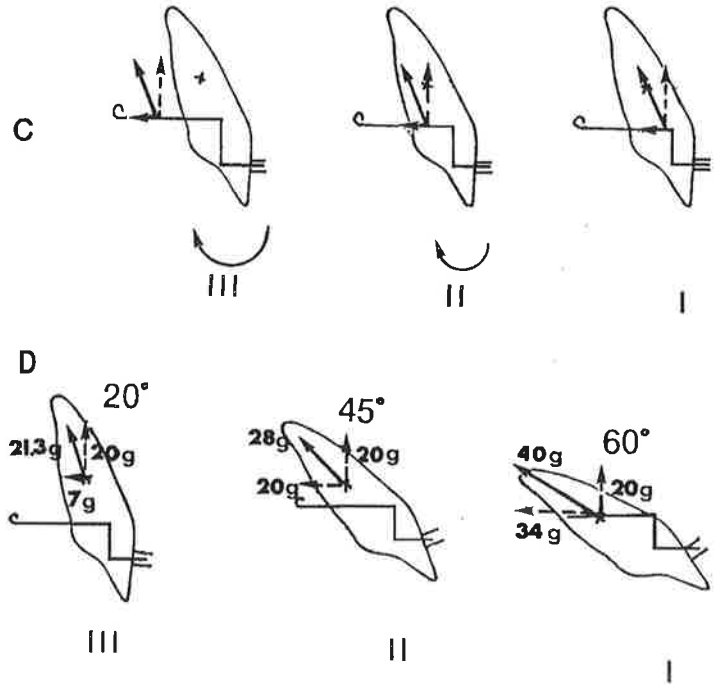
Arkın, yardımcı molar tüplerine giren diğer iki parçası tek heliksli 0.017" x 0.025" TMA ya da 2,5 heliksli 0.018" x 0.025" çaplı paslanmaz çelik telden oluşur. Selektif kesici intrüzyonunda en önemli noktalardan biri kesiciler bölgesine uygulanan kuvvet miktarı ve buna bağlı olarak molarların dik yöndeki kontrolünün sağlanması, diğeri ise kuvvetin uygulama noktasıdır. Dişlerin kemik içine gömülmesi zor bir hareket şeklidir. Kuvvet kontrolü iyi yapılmadığı takdirde dişlerde kolaylıkla kök rezorpsiyonları ortaya çıkabilir. Optimum kesici intrüzyonu için istenen kuvvet miktarı diş başına yaklaşık 15-20 g. kadar olmalıdır (Tablo 27).

Tablo 27. Derin kapanış tedavisinde önerilen gömme ve uzatma kuvvetleri ile ağız dışı kuvvet tipleri (14).

TOOTH MOVEMENT	FORCE (g)		HEADGEAR
	Per side	Total in Midline	
Intrusion			
1 / 1	15-20	30-40	Occipital-Ant. to CR
2 1 / 1 2	30-40	60-80	Occipital-Ant. to CR
3 2 1 / 1 2 3	60	120	Occipital-Ant. to CR
1 / 1	12.5	25	Cervical-Ant. to CR
2 1 / 1 2	25	50	Cervical-Ant. to CR
3 2 1 / 1 2 3	50	100	Cervical-Ant. to CR
3 / 3	25		
3 / 3	25		
Molar extrusion (Rotation and Eruption)	60-100	120-200	



Şekil 6.10. 3 parçalı intrüzyon arkının çalışma mekanizması. Konsol tipindeki intrüzyon arki tarafından uygulanan kuvvetin etki çizgisi kesicilerin direnç merkezinden geçtiğinde bu dişlerin translatif olarak gömülmesi sağlanır (A). Intrüzyon kuvveti direnç merkezinin distalinden uygulandığında ise kesicilerde intrüzyonla birlikte distale devrilme hareketi elde edilir (B). 3 parçalı intrüzyon arkıyla kesicilere hem intrüzyon hem retraksiyon yaptırmak mümkündür. Bunun için kesici braketlerine giren arkin distal ucundaki çengel ile molarlar arasına bir elastik bağlanabilir. Bu durumda, kesici bloğu üzerinde hem intrüzyon hem distalizasyon kuvvetleri ortaya çıkar. Bu kuvvet vektörlerinin bileşkesi kesici bloğunun direnç merkezi üzerinden geçerse bu dişler translatif olarak hem gömülür hem distalize olur (C I). Bileşke kuvvetin dik yön bileşeni direnç merkezinden geçerse dişlerde intrüzyonun yanı sıra bir miktar distale devrilme hareketi oluşur (C II). Bileşke kuvvet vektörü kesici bloğunun direnç merkezinden distalinden geçerse kesicilerde bir miktar intrüzyonun yanı sıra daha çok distale devrilme hareketi ortaya çıkar (C III). Bileşke kuvvet vektörünün her durumda kesicilerin direnç merkezinden geçmesi isteniyorsa, sabit bir intrüzyon kuvvetine karşılık distalizasyon kuvvetinin miktarının ve uygulama noktasının hassas şekilde ayarlanması gerekir. Şekilde, üç değişik açıda eksen eğimine sahip kesicilerde uygulanabilecek distalizasyon kuvveti örnekleri verilmektedir (D I, II ve III).



Intrüzyon kuvvetinin fazla olduğu olgularda tepki olarak, destek alınan molar dişlerde kolayca uzama meydana gelir. Bu da hiperdiverjan olgularda istenmeyen bir durumdur. Bu nedenle, kullanılan intrüzyon arklarının kesiciler bölgesinde uyguladıkları kuvvet şiddetleri bir kuvvet ölçer ile dikkatle takip edilmelidir. Hipodiverjan bireylerde çiğneme kuvvetlerinin yüksek olması molarların uzamasını büyük ölçüde engeller ancak, hiperdiverjan bireylerde çiğneme kuvvetleri genellikle zayıftır ve molarlarda uzama eğilimi her zaman daha fazladır. Bu olgularda molarların dik yöndeki kontrolünü sağlamak için hastaya diş sıkma egzersizleri yaptırmak faydalı olabilir ancak sadece buna güvenmek doğru değildir. Bu amaçla alt çenede bir lingual ark, üst çenede palatal ark ve high pull headgear ya da akrilik ısırma bloğu (posterior bite block) ile birlikte dikey çenelik kullanılabilir.

Selektif kesici intrüzyonunda kuvvetin şiddeti kadar uygulama noktasının da büyük önemi vardır. Ön dişler, önceden kalın bir köşeli tel ve 8 ligatürü ile sıkı

bir blok haline getirilmiş olduklarından bunları tek büyük bir diş olarak kabul etmek mümkündür. Bu büyük dişin direnç merkezi kesici ve kaninlerin tek tek direnç merkezlerinin ortasında damak üzerinde yer alan bir noktadır. Kesicilerin translatif olarak gömülmesini sağlamak için, yukarı doğru olan kuvvet vektörünün bu dişlerin ortak direnç merkezinden geçmesi gerekir (Şekil 6-10 A).

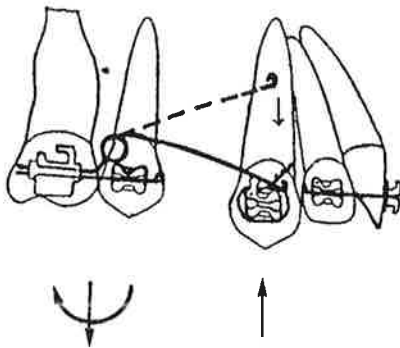
Üst ileri itimli olgularda kesici ve kanin dişlerin hem gömülmeleri hem de distalize olmaları isteniyorsa, kuvvet yan kollar üzerine ve kesici-kanin bloğunun ortak direnç merkezinin distalinden geçecek şekilde uygulanır (Şekil 6-10 B). Böyle olgularda kesici retraksiyonunu desteklemek için zincir elastik ya da sınıf II elastikler de uygulanabilir. Şekil 6-10 C ve D'de 3 parçalı intrüzyon arki tarafından kesiciler üzerine uygulanan intrüzyon kuvveti ve elastikler tarafından uygulanan distal yönlü kuvvetlerin bileşkesinin bu dişlerin direnç merkezleriyle olan ilişkileri görülmektedir.

Şekil 6-10 C I'de bileşke kuvvet vektörü kesici dişin direnç merkezinden geçtiğinden diş, kuvvet yönünde translatif olarak gömülür. Şekil 6-10 C II'de bileşke kuvvet vektörü dişin direnç merkezinin distalinden geçmektedir. Bunun sonucunda diş, kuvvet yönünde bir miktar intrüzyon gösterirken distal yönde de (negatif yönde) döner. Şekil 6-10 C III'te bileşke kuvvet vektörü direnç merkezinin uzağından geçmektedir. Bu durumda diş bir miktar intrüzyon gösterirken daha çok distal yönde devrilir.

Şekil 6-10 D'de bileşke kuvvet vektörü, 20° , 45° ve 60° 'lik üç değişik eksen eğimine sahip kesici dişlerin direnç merkezlerinden geçecek şekilde uygulanmaktadır. 20 g.lık sabit bir intrüzyon kuvvetine karşılık değişik eksen eğimlerine sahip dişlerde translatif intrüzyon/retraksiyon hareketinin elde edilebilmesi için uygulanacak distal yönlü kuvvet miktarları da değiştirilmelidir.

Kesici ve kaninlerin bir bütün olarak gömülmeleri pratik olarak oldukça zordur. Özellikle ankraj kaybını önlemek bakımından, öncelikle kesicilerin daha sonra da kaninlerin tek başına gömülmeleri önerilmektedir (14).

Kaninlerin tek başına gömülmesi için uygulanacak en iyi mekanik, $0.017'' \times 0.025''$ tek heliksli TMA ya da $0.018'' \times 0.025''$ çift heliksli paslanmaz çelik intrüzyon arkının kullanılmasıdır. Buradaki en önemli nokta, arkın ucunun kanin braketine tek noktadan bağlanması, braket oluğu içine yerleştirilmemesidir. İntrüzyon kuvvetinin etki çizgisi dişin direnç merkezinden geçirilmelidir (Şekil 6-11). Transversal yönden incelendiğinde, kuvvetin etki çizgisinin



Şekil 6.11. Bazı olgularda kesici intrüzyonunu takiben kaninlerin de tek başına gömülmesi gerekebilir. Bunun için konsol tipinde bir intrüzyon arki kullanılabilir. Arkın ucu kanin braketine tek noktadan bağlanmalıdır.

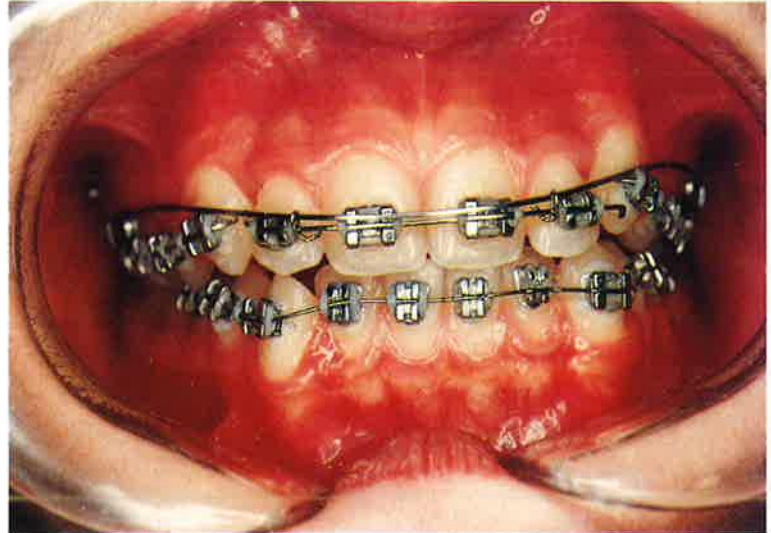
dişin direnç merkezinin labialinden geçmesi nedeniyle bu dişte bir miktar bukkale eğilme beklenir. Bu yan etki, bu arkın ve daha sonraki dönemlerde kullanılan arklarda kaninler bölgesinin daha dar tutulması suretiyle ortadan kaldırılabılır.

Intrüzyon arkının kesicilerin önünden uygulanması sonucunda bu dişlerin eksen eğimleri artırılırken derin kapanışta da bir miktar düzelme elde edilebilir (27-29). Büyüme ve gelişim dönemindeki çekimsiz olgularda bu mekaniğin uygulanması iyi bir seçenek olabilir çünkü kesicilerin uygun eksen eğimlerine ulaştırılması sonucu alt çene öne gelerek çeneler arasında ön-arka yöndeki ilişkinin de düzelmesine yardımcı olur. Ancak, çekim planlanılan olgularda kesiciler önce bu mekanikle ileri itilip daha sonra retraksiyon mekaniğiyle geri çekilirse bu dişlerin köklerinde git-gel (round tripping-jiggling) etkisine bağlı olarak rezorpsiyon oluşabilir.

Sürekli intrüzyon arki:

Bu ark 0.016" x 0.022" TMA, 0.017" x 0.025" TMA ya da 2,5 heliksli 0.018" x 0.025" paslanmaz çelik telden bükülür (Resim 18). TMA'dan bükülen arklarda helikse gerek yoktur. Sürekli intrüzyon arki 2x4 arkların mekaniği gibi çalışır. Arkın üzerine, birinci premolarlar (ya da birinci süt molarlar) hizasından parmakla bir Spee (V) bükümü yapılır. V bükümünün ortadan yapılmasının nedeni molarlarda kuvvetli bir tip back etkisi oluşturmamak içindir. Tip back verildiği takdirde molarlarda kuvvetli bir moment etkisi ortaya çıkacağı için kesici intrüzyonundan çok molar ekstrüzyonu meydana gelir.

Kesicilerde intrüzyonla birlikte ileri itim isteniyorsa, ark orta kesicilerin ortası hizasından bağlanır (30). Böylece, etki çizgisi kesicilerin direnç merkezlerinin labialinden geçen gömme kuvveti nedeniyle bu dişlerde ileri itim elde edilir. Arkın ön bölgesi, üst kesici braketlerinin dişeti tarafından ya da daha fazla akti-



Resim 18. Orta ve yan keser dişler arasından bağlanmış bir sürekli intrüzyon arkının önden görünüşü. Pasifken vestibül sulkusa kadar uzanan arkın aşağı yaylandırılmasıyla aldığı şekil dikkat çekicidir (açıklama için bkz şekil 6.23).

vasyon istenirse oklüzal kenarlarından geçirilerek bağlanır. İkinci bağlama şeklinde hasta rahatsızlığı daha fazla olmaktadır. Kesicilerin ileri itimi için arkın molar tüplerinin içinden kolayca kayabilmesi gerekir. Ark, molar tüplerin arkasından büküldüğünde (cinch back) ya da heliks, molar çengeline 8 ligatürü ile sıkıca bağlandığında (tie back) kesicilerin ileri itimi engellenebilir.

Kesicilerin translatif olarak gömülmeleri isteniyorsa, uygulanan intrüzyon kuvvetinin etki çizgisinin kesicilerin direnç merkezinden geçmesi gerekir. Bu amaçla ark, yan keser braketlerinin distal kanatları hizasından bağlanır. Bu durumda arkın ön kısmı bir miktar dişetine doğru yükselir. Telin bu kısmının dudağı rahatsız etmemesi için dişetine yakın geçirilmesinde yarar vardır.

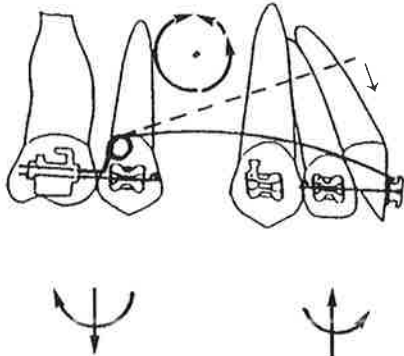
Bu arka ait mekaniği analitik olarak incelediğimizde, arkın, kesicilerin ortasından bağlandığı örnekte, yukarı doğru olan gömme kuvvetinin ön bölge dişlerinin direnç merkezinin labialinden geçmesi sebebiyle bu dişlerde pozitif yönlü bir moment ortaya çıktığı görülür. Bu moment, molarlardaki tip back'in oluşturduğu negatif yönlü momente zıt ancak, şiddet olarak daha düşüktür. Bu durumda sistem, önceki örneklere oranla daha küçük değerlerde dikey kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla dengelenir (Şekil 6-12).

Kuvvetin etki çizgisinin kesici-kanin bloğunun direnç merkezinden geçtiği durumda ise önde moment oluşmaz. Böyle bir sistem ön bölgede yukarı, arkada ise aşağı doğru olan dik yönlü kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla dengelenir.

Molar uzaması ile kapanışın açılması

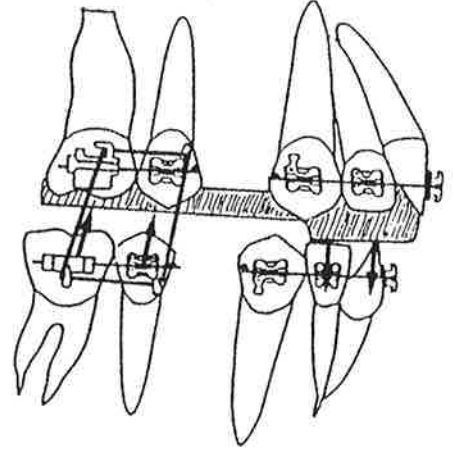
Yüzün dik yön boyutları azalmış olan ve üst kesici-dudak ilişkisinin uygun olduğu olgularda derin kapanışın düzeltilmesi için molarların uzatılması gereklidir. Böyle olgularda kapanış, alt çenenin geriye rotasyonu ile açılır. Molarların uzatılmasıyla yüzün dikey boyutları artırılır, genellikle çıkıntılı olan çene ucu geriye gider ve yumuşak doku profili daha uyumlu hale getirilir.

Molarların uzatılması için en iyi yöntemlerden bir tanesi üst düz düzlemlilik plak ile birlikte arka bölgede dikey elastiklerin kullanılmasıdır. Bunun için premolar ve molarlar bölümlü bir arka bir araya getirilir (Şekil 6-13). Hipodiverjan bireylerde uzun kollu cervical headgear kullanılması da molarların uzamasına yardımcı olan mekanizmalardan biridir. Eğer cervical headgear, bir



Şekil 6.12. Sürekli intrüzyon arki, bölümlü ark mekaniğinin yanı sıra (Root tekniği gibi) diğer bazı tekniklerde de uygulanmaktadır. Şekilde, bölümlü ark tekniğinde kullanılan ve kesicilerin ortasından bağlanan bir ark örneği verilmektedir. Ark, olgunun gereğine göre, kuvvetin etki çizgisi kesicilerin direnç merkezinden geçecek şekilde daha distalden (yan keser braketlerinin distal kanadı gibi) bağlanabilir.

Şekil 6.13. Molarların uzatılmasıyla kapanış açılması: Üst çeneye sıkıca yerleştirilen ön düz düzlemli plak alt kesicilere intrüzyon kuvveti uygularken alt ve üst molarlar arasında uygulanan elastikler molarların uzamasını sağlar. Sınıf II olgularda alt molarlar sınıf III olgularda ise üst molarlar uzatılmalıdır.



intrüzyon arkı ile birlikte kullanılıyorsa, molarlardaki uzatıcı kuvvet şiddeti daha da artar. Molarlar üzerindeki tip back etkisi uzun kollu ve yukarı açlandırılmış cervical headgear ile dengelendiği takdirde bu dişler translatif olarak uzama gösterir (31, 32).

Hipodiverjan bireyler genellikle güçlü çiğneme kaslarına sahiptirler. Bu nedenle molar uzamasının kalıcı olmasını sağlamak için tedavi sonunda molarların konumları, alt kesici singulumlarının üzerinden seyreden kalın bir lingual ark yardımıyla pekiştirilmelidir.

Sınıf II olgularda alt molarların uzamasına izin verilmesi, üst molarların uzamasının engellenmesi gerekir. Bunun için üst molarlara dikey bileşeni fazla olan high pull headgear kuvveti uygulanabilir (bkz. Şekil 5-3).

Ağız dışı kuvvetlerin kapanış açma mekanikleriyle birlikte uygulanması

Karışık dişlenme dönemindeki bireylerde derin kapanışın erken dönemde açılması, gerek alt çenenin öne atılım yapması gerekse hipodiverjan eğilimli olgunun dik yön gelişiminin artırılarak profilinin iyileştirilmesi yönünden önem taşımaktadır. Bu amaçla herhangi bir kapanış açma mekaniği kullanılabilir. Bu mekaniklerin ortak yanı, arka uygulanan V bükümler yoluyla kesiciler üzerinde gömme, molarlar üzerinde uzama etkisi oluşturmaktır. Bu esnada, çoğunlukla kesicilerde labiale, molarlarda ise distale doğru devrilmeler ortaya çıkar. Molarlarda meydana gelen uzama, selektif kesici intrüzyonu ile kapanışın açılması istenen olgularda arzu edilmeyen bir yan etki olduğundan bu dişlerin uzamalarının engellenmesi gerekir. Bu amaçla high pull headgear ile palatal arklar kullanılır

Spee eğrisinin düzeltilmesi

Derin kapanış gösteren bireylerin bir bölümünde alt Spee eğrisi derinleşmiştir. Sabit tedavi tekniklerinin çoğunda derin kapanışı ortadan kaldırmak amacıyla Spee eğrisinin düzeltilmesi gerektiği bunun için de eğrinin derinliğiyle orantılı

olarak yere ihtiyaç bulunduğu düşüncesiyle tedavi planlaması yapılır. Oysa, Spee eğrisinin her olguda düzeltilip düzeltilmemesi gerektiği konusu tartışmalıdır. Ortodontistlerin en büyük yanlışlarından bir tanesi Spee eğrisi düzeltilirken her zaman daha fazla yere ihtiyaç olacağı düşüncesidir (33). Spee eğrisinin düzeltilmesiyle kapanışın açılmasının hedeflendiği olgularda ayırıcı tanıya ihtiyaç vardır. Çünkü, uygulanacak mekanik buna bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu konuyu daha iyi değerlendirmek bakımından Spee eğrisi şekillerini daha yakından incelemekte fayda vardır.

Temel olarak iki tip Spee eğrisinin varlığından söz edilebilir:

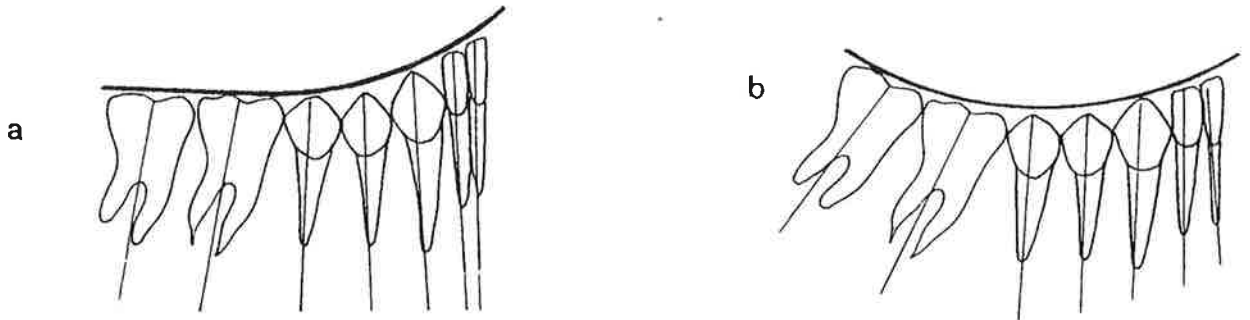
1. Basamaklı Spee.
2. Açısal Spee (34).

Basamaklı spee eğrisi

Basamaklı Spee eğrisinde, Şekil 6-14 a'da görüldüğü gibi genellikle premolarlar ile kaninler ve kaninler ile kesiciler arasında basamak şeklinde bir seviye farkı bulunur. Dişlerin eksen eğimleri birbirine paraleldir, ancak ön bölge dişlerinin uzaması nedeniyle bir eğri, buna bağlı olarak bir derin kapanış ortaya çıkmıştır. Basamaklı Spee eğrisinin düzeltilmesi olgunun dik yöndeki gelişim modeline bağlı olarak kesici gömülmesi, molar uzaması ya da her ikisinin birlikte uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Bu amaçla, selektif kesici intrüzyonu ya da selektif molar ekstrüzyonu mekanikleri kullanılmalıdır. Bu Spee tipinde dişlerin eksen eğimleri birbirine az çok paralel olduğundan kavis üzerinde önemli bir yer ihtiyacı yoktur. Ayırıcı tanı yapılmadan braketerin içine düz bir ark yerleştirildiği takdirde kesicilerde intrüzyon yerine protrüzyon, molarlarda distale devrilme premolarlarda da bir miktar uzama meydana gelir. Sonuçta kapanış açılması daha çok kesici eksen eğimlerinin artmasına ve premolarların uzamasına bağlı olarak gerçekleşir, kavis boyu uzar ancak bu arada kesici-dudak ilişkisinde beklenen iyileşme elde edilemez.

Açısal Spee eğrisi

Açısal Spee eğrisinde molar ve kesiciler kemik üzerinde ışınsal olarak, kökleri birbirinden uzaklaşacak şekilde yerleşmişlerdir (Şekil 6-14 b). Açısal Spee



Şekil 6.14. Spee eğrisi tipleri: Basamaklı Spee eğrisinde (a) dişlerin eksen eğimleri birbirine paraleldir. Premolar-kanin ve kanin-kesici arasında basamaklı bir seviye farkı söz konusudur. Eğrinin düzeltilmesi için yere ihtiyaç yoktur. Kesici ve kaninlerin gömülmesi ya da molarların uzatılması sorunu ortadan kaldırmaz. Açısal Spee eğrisinde (b) alt dişlerin eksen eğimleri birbirinden uzaklaşacak şekildedir. Dişlerin düz bir çizgi üzerinde dizilebilmesi için yere ihtiyaç vardır.

eğrisinin düzeltilmesi için diş kavsi üzerinde yere ihtiyaç vardır. Bu yerin sağlanması diş çekimiyle ya da molar distalizasyonu ve/veya kesici protrüzyonu ile olur. Ancak burada da konuya ayırıcı tanıyla yaklaşmak önemlidir. Çünkü aşağıda görüleceği gibi, eğrinin düzleştirilmesi için hangi dişlerde ne yönde hareket istendiği belirlenmeden uygulanacak bir düz ark mekaniği bir çok yan etkiyi de beraberinde getirebilir.

Spee eğrisinin düzeltilmesinde düz arkların kullanılması

Spee eğrisinin düzeltilerek derin kapanışın açılmasında en sık kullanılan mekaniklerden biri düz arklardır. Eğri bir çizgi üzerinde yer almış olan çok sayıda brakete düz bir ark yerleştirilmesi sonucu premolarlar uzar, molarlar distale kesiciler ise labiale eğilerek Spee kolaylıkla ve kısa sürede düzeltilir. Bunun iki temel nedeni vardır:

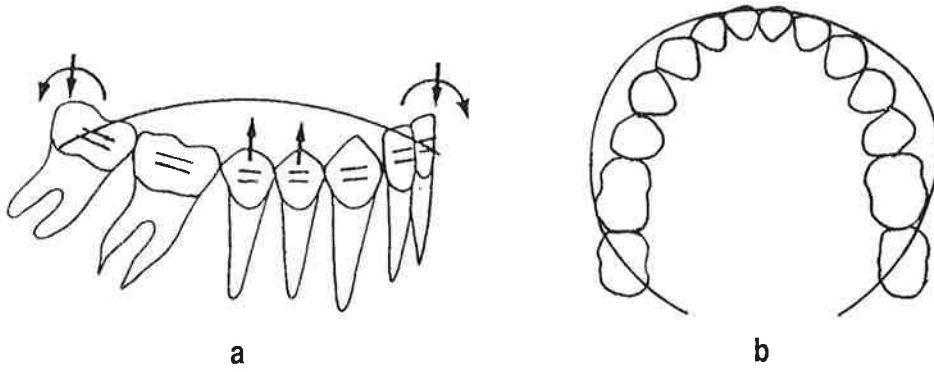
1. Eğri olan kavis düzleştikçe tel dişleri iki yana doğru iter ve kavis boyu uzar.
2. Tel, kesicilerin direnç merkezinin önünde yer alan braketler üzerine kuvvet uygular.

Derinleşmiş olan Spee eğrisinin düzeltilmesinde düz arkların etkisinin artırılması için tersine Spee verilmiş düz arkların kullanılması yaygın bir uygulamadır.

Tersine speeli arkların kullanılması

Bu arklar çok hızlı çalışan ama yan etkileri de o derecede çok olan tellerdir. Düz ark teknikleriyle çalışan bütün klinisyenlerin çok iyi bildiği gibi alt kavse tersine Spee üst kavse de artırılmış Spee vermek suretiyle kapanışı son derece hızlı ve etkin şekilde açma olanağı vardır. Ancak, bu tip arklar braketlere yerleştirildiği andan itibaren adeta "kendi tanılarını koyar ve uygularlar". Bir başka ifadeyle bu arkları kontrol edebilmek çok güçtür. Bu mekanikle, arzulanan kesici-dudak ilişkisini sağlamak ve daha önemlisi, çeneler arasında dik yön kontrolünü elde tutmak her zaman mümkün olmaz. Bu sonuçlar, bir anlamda tellerin insafına terkedilir.

Tersine speeli arkların mekaniği Şekil 6-15 a'da görülmektedir. Sagittal yönden incelendiğinde bu arkların en önemli etkisi kesicilerde ileri itim, premolarlarda uzama ve molarlarda geriye itim şeklinde ortaya çıkar. Bu arkların kesici ve molarlar üzerinde bir miktar gömücü etkisi de bulunmakla birlikte bu etki çok sınırlıdır. Şekil 6-15 b'de tersine Spee verilmiş bir telin oklüzalden görünüşü yer almaktadır. Arkın, premolarlar hizasına gelen kısmı transversal yönde daha geniş tutulur. Bunun nedeni, premolarlar üzerine bukkalden uygulanan uzatıcı kuvvetler etkisiyle bu dişlerin linguale devrilmesini önlemektir. Molar ve kesici bölgesinde ise ark daha dar tutulur. Bunun da nedeni, gömülen molarların bukkale, kesicilerin ise labiale doğru devrilmelerini kompanse etmektir.

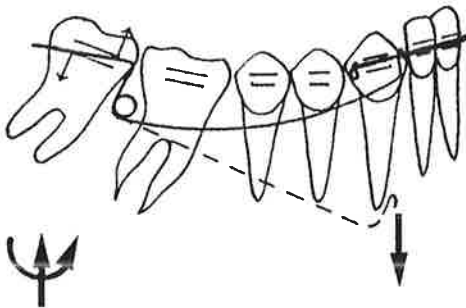


Şekil 6.15. Tersine Spee verilmiş bir arkın alt diş kavsi üzerine uygulanması: Son derece etkin ve hızlı çalışan bu arkların braketlere bağlanmasıyla birlikte kesicilerde bir miktar gömülme ve daha çok ileri itim ortaya çıkar. Molar bölgesinde ise çok az gömülme ve daha çok distale eğilme şeklinde bir hareket gözlenir. Ancak bu arklar esas etkilerini premolarları uzatarak gösterirler. Kapanışın açılması büyük oranda premolarların uzaması kısmen de kesicilerin ileri, molarların geri itimiyle gerçekleşir (a). Tersine Speeli bir arkın oklüzalden görünüşü; premolarlardaki uzama esnasında bu dişler linguale doğru devrileceğinden arkın yan kısımları bu daralmayı kompanse edecek şekilde geniş tutulmuştur. Kesici ve molarlardaki gömülmeyle birlikte bu dişlerde genişleme olacağı düşünülerek ark bu bölgelerde dar tutulmuştur (b).

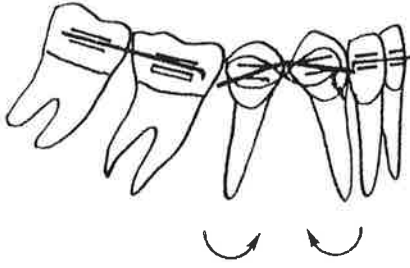
Tersine Speeli arkların kullanıldığı olgularda kapanışın açılması daha çok premolarların uzamasıyla gerçekleşir. Bu durum hipodiverjan olgularda uygundur ve profilin ve çeneler arası ilişkinin iyileşmesine yardımcı olur. Oysa, premolarlardaki bu uzama dik yönde gelişen yüz tipine sahip bireylerde yüzün dik yön boyutlarını ve çeneler arası ilişkileri olumsuz olarak etkileyeceği için sakıncalıdır. Bu nedenle düz ya da tersine Speeli arkları hiperdiverjansa eğilimli bireylerde kullanmaktan kaçınmak, bu olgularda ayırıcı tanı yoluna gitmek gerekir.

Ayırıcı tanı kavramı

Tedavi planlaması gereği sadece molarların dikleştirilmesi gerekiyor ve kesicilerin ileri itimi istenmiyorsa bu dişlere diferansiyel tip back mekaniği uygulanmalıdır (Şekil 6-16). Bunun için bölümlü intrüzyon arklarından biri kullanılabilir. Bu mekanikte önemli olan molarlara negatif momentin, kesicilere ise, etki çizgisi bu dişlerin direnç merkezinden geçen hafif bir intrüzyon kuvvetinin uygulanmasıdır. Böylece, molarların geriye devrilmesi suretiyle premolar ve kaninlere yer sağlanır. İntrüzyonla seviyelenen kesicilerin eksen eğimleri daha sonraki dönemde tork verilerek düzeltilir.



Şekil 6.16. Kesicilerde ileri itim istenmeyen açısız Speeli olgularda molarlar tek başına konsol tipi bir dikleştirme zembereği kullanılarak distale itilerek kaviste diğer dişlere yer sağlanır. Bu işlem yapılmayıp düz bir ark kullanıldığı taktirde kesicilerde ileri itim olması kaçınılmazdır.



Şekil 6.17. Açısal Speeli olgularda çekim yapıldığı taktirde, düz bir ark koymak yerine kanin ile ikinci premolar arasında V bükümlü bölümlü bir ark (çatı bükümü) yerleştirilmelidir. Böylece düz arkin, kavsın ön ve arkasındaki dişler üzerindeki istenmeyen yan etkileri ortaya çıkmaz ve çekim boşluğu bu iki dişin dikleştirilmesiyle kapatılarak diğer dişlere yer sağlanmış olur.

Çekim yapılan açısal Speeli olgularda düz bir ark kullanıldığı taktirde premolar ve kanin kuronları birbirlerinden uzaklaşacak şekilde hareket ederler ve çekim boşluğunun daha da açılmasına neden olurlar. Üstelik, kullanılan düz ark molar ve kesicilerin de birbirlerinden uzaklaşmasına yol açar. Böyle olgularda, düz bir ark kullanmadan sadece premolar ve kanini 8 ligatürü ile birbirine bağlayıp tam ortaya bir V bükümlü ark (gable bend) konduğu taktirde kavsın iki ucundaki dişler doğrudan etkilenmez. Böylece bu dişlerin eksen eğimlerinin kontrollu olarak düzeltilmesi mümkün olur. Premolar ve kaninlerin kökleri dikleştirilip çekim boşluğu kapatıldıktan sonra kazanılan yere doğru molar ve kesiciler kolaylıkla kaydırılabilir (Şekil 6-17).

Sınıf II/2 olgularda derin kapanışın düzeltilmesi

Sınıf II/2 olguların tedavisinde, geriye eğilmiş üst kesicilerin ileriye itilmesiyle ön bölgedeki derin kapanışın açılması ve olgunun sınıf II/1 şekline getirilmesi oldukça yaygın bir uygulamadır. Büyüme ve gelişim dönemindeki olgularda bu doğru bir uygulama olabilir çünkü alt çenenin öne atılım yapmasıyla çeneler arasındaki iskeletsel sorunun ortadan kalkması beklenir. Erişkinlerde ise alt çenenin öne gelmesi beklenmediğinden sınıf II/1 şekline getirilmiş olguda çoğunlukla çekimli bir tedavi uygulaması yoluna gidilerek üst kesici retraksiyonu gerçekleştirilir. Bu uygulamada kesiciler önce ileri sonra geri hareket ettirildikleri için git-gel etkisine bağlı olarak kök rezorpsiyonuna uğrayabilirler. Bu nedenle bu olgularda çekim boşlukları öncelikle tek başına kaninlerin distalizasyonu ile kapatılmalıdır. Kaninlerin distal hareketi esnasında yan keserlere de yer açılır ve bu dişlerde spontan bir retraksiyon oluşur. Bu işlemler esnasında öncelikle orta kesiciler yardımcı intrüzyon arkı yardımıyla oklüzyon düzlemine kadar gömülürler ve çapraşıklığın açılmasıyla birlikte düz arka dahil edilirler. Kesicilerin eksen eğimleri, dizimin tamamlanmasından sonra palatinal kök torku ile düzeltilir. Yan keserler, orta kesiciler oklüzyon düzlemine kadar gömülmeden ve kanin distalizasyonu ile tamamen yer bulmadan intrüzyon arkına dahil edilirlerse önce orta kesiciler seviyesine kadar uzarlar daha sonra intrüzyon arkı etkisiyle yeniden gömülürler: Böyle durumlarda, iki yan etki ortaya çıkabilir. Birincisi, bu dişlerde git-gel etkisiyle kök rezorpsiyonu oluşabilir. İkincisi, kesici intrüzyonu daha da güçleşeceğinden kesici-dudak ilişkisini ve gülme çizgisini istenen düzeye getirmek mümkün olmayabilir (Resim 19).



a



b

Resim 19. Üst kesicileri üst oklüzal düzlemin altına sarkmış bir olguda derin kapanışın sürekli intrüzyon arkı kullanılarak selektif kesici intrüzyonu ile tedavisi (a-h).



c



f



d



g



e



h

Büyüme dönemindeki bireylerde, alt çenenin önündeki kesici engelinin ortadan kaldırılmasıyla alt çenenin öne atılım yaptığı ve sınıf II olan ilişkiyi Sınıf I'e getirdiği kabul edilmektedir. Bununla birlikte, sınıf II ilişkideki bu düzelmenin, üst kesicilerin ileri itimi sırasında reaksiyonel kuvvetler ve buna eklenen üst dudak etkisiyle gerçekleşen üst molar distalizasyonuna bağlı olduğu, alt çenenin uzun dönemde her sınıf II olguda beklenen büyümeyi gösterdiği de iddia edilmektedir (35). Hangi nedene bağlı olursa olsun, büyüme dönemindeki sınıf II/2 olgularında derin kapanışın ortadan kaldırılmasıyla birlikte alt çenenin öne gelerek çeneler arasındaki ilişkinin ve profilin düzelmesine yardımcı olduğu bir gerçektir ve böyle olguların en çabuk ve iyi sonuçlanan olgular olduğu klinisyenler tarafından bilinmektedir.

Derin kapanışın erken dönemde düzeltilmesi

Erken ya da geç karışık dişlenme döneminde görülen derin kapanışların -yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı- gecikmeden düzeltilmesinde yarar vardır. Bu dönemde ağızda sürekli dişten çok süt dişleri bulunduğundan sabit tedavi yaklaşımına alternatif olarak hareketli düz düzlemlî, eğik düzlemlî plak ya da protrüzyon zembereklî üst plaklar ile tedavi seçenekleri vardır. Bununla birlikte, bu seçeneklerin hiçbiri gerek hasta işbirliği gerek sürekli ve optimum düzeyde kuvvet uygulaması sebebiyle daha hızlı sonuç vermesi gibi teknik üstünlükleri nedeniyle sabit tedavi tekniklerinin yerini tutamamaktadır.

Karışık dişlenme döneminde derin kapanışın açılması amacıyla kullanılan en etkin sabit tedavi seçeneği 2x4 arklardır.

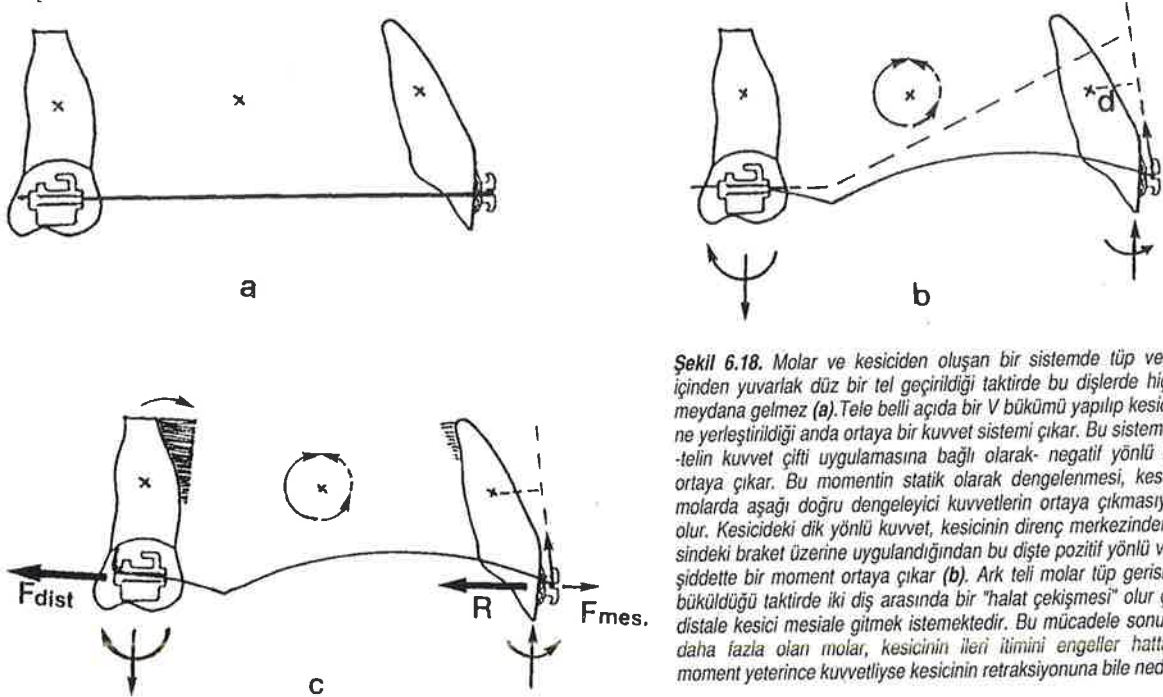
2x4 arkların mekaniği

2x4 arklar, arka bölgede 2 moları önde ise 4 kesiciyi içine alır. Arkada 2 moları önde ise 2 orta keser dişi içine alan ve 2x2 olarak adlandırılan düzeneklerin mekaniği de 2x4 arkların mekaniğiyle tamamen aynıdır. Molarlardan kesicilere kadar uzanan uzun bir mesafede başka bir bağlantı noktası bulunmadığından bu arkların dişlere uyguladığı kuvvetler de geniş aralıktır. Bu arklar üzerinde yapılan bükümlerin yeri ve miktarı bütün kuvvet sisteminin de belirleyicisidir. Bu arklara en iyi iki örnek olarak tip back'li (ya da Spee bükümlü) düz arklar ve Ricketts'in utility arkları sayılabilir. 2x4 arklar, derin kapanışın düzeltilmesi amacıyla uygulanırken aynı zamanda kesici çapraşıklıklarının açılmasına da yardımcı olurlar. Utility arklar üzerinde bu amaçla loop bükümleri yapılmaktadır. Kesicilerde aşırı çapraşıklık varsa bu durumda öncelikle 0.014", 0.016" NiTi, 0.0155", 0.0175" çok sarımlı ya da 0.012", 0.014" paslanmaz çelik gibi 2x4 arklarla çapraşıklık açılır, derin kapanışın düzeltilmesi daha sonra gerçekleştirilir.

Derin kapanışın düzeltilmesi amacıyla kullanılan 2x4 arkların çalışmasında V bükümlü arklar mekaniğinin prensipleri geçerlidir çünkü bu arklar üzerine V ya da Spee bükümleri verilir. Uygulamada çeşitli farklılıklar bulunması nedeniyle bu arklara ait kuvvet sistemleri aşağıda daha detaylı olarak incelenmektedir.

Şekil 6-18 a'da görüldüğü gibi, aynı düzlem üzerinde yer alan molar ve kesicileri 0.016" çaplı pasif bir düz arka birbirlerine bağladığımızda uzayın hiç bir boyutunda diş hareketi oluşmadığını görürüz. Arkada 2 molar ve önde 4 kesiciden oluşan bu kuvvet sisteminde molar ve kesicilerin ankraj değerlerinin aynı olduğunu ve sistemin direnç merkezinin de, bu dişlerin direnç merkezlerinin ortasında yer aldığını kabul edelim. 2x4 arka bir V büküm verildiğinde arkın ön bölgesi vestibül sulkusa kadar uzanır. Arkın ön bölgesini aşağı indirerek kesicilere bağladığımızda hem kesicileri hem de molarları içine alan bir kuvvet sistemi yaratmış oluruz çünkü ark aktif hale gelir (Şekil 6-18 b). Bu kuvvet sistemi, V bükümünün yerine, arkın yuvarlak ya da köşeli olmasına,braketlere ne şekilde ve hangi noktada bağlandığına bağlı olarak değişir. Tele verilen V bükümü nedeniyle molarlarda negatif yönlü bir moment ortaya çıkar. Arkın ön bölgesinde ise, tel, kesici dişlerin labialinden ve bu dişlerin direnç merkezinden d mesafesi kadar uzaktan braket üzerine uygulandığından bu dişlerde pozitif yönlü bir moment etkisi meydana gelir. Özet olarak, böyle bir ark dişlere bağlandığı anda molarlar distale devrilirken kesiciler ileri doğru itilir. Bu sistemin statik denge konumuna gelmesi molarların uzaması, kesicilerin ise gömülmesine neden olan dik yöndeki dengeleyici kuvvetlerle gerçekleşir.

Hangi şekle sahip olursa olsun 2x4 arklara verilen V bükümünün yeri çok önemlidir. Bölüm 3'te "V bükümlü arkların mekaniği" başlığı altında da açıklandığı gibi V büküm molarla ne kadar yakın yapılırsa molardeki distale devrilme (tip back) ve uzama etkisi o kadar kuvvetli olur. Olgumuzda böyle bir sonuç isteniyorsa uygulama doğrudur ancak, bu çoğu olguda arzu edilen bir etki değildir. Olguda daha çok kesici intrüzyonu ile kapanış açılması bekleniyorsa V büküm (ya da Spee bükümü) daha öne yakın olarak birinci süt molarlar hizasından yapılmalıdır. Böylece molarlar üzerindeki tip back etkisi en aza indirilmiş olur.



Şekil 6.18. Molar ve kesiciden oluşan bir sistemde tüp ve brakettlerin içinden yuvarlak düz bir tel geçirildiği taktirde bu dişlerde hiçbir hareket meydana gelmez (a). Tele belli açıda bir V bükümü yapıp kesici brakettlerine yerleştirildiği anda ortaya bir kuvvet sistemi çıkar. Bu sistemde, molarlarda -telin kuvvet çifti uygulamasına bağlı olarak- negatif yönlü bir moment ortaya çıkar. Bu momentin statik olarak dengelenmesi, kesicide yukarı molarla aşağı doğru dengeleyici kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla mümkün olur. Kesicideki dik yönlü kuvvet, kesicinin direnç merkezinden d mesafesindeki braket üzerine uygulandığından bu dişte pozitif yönlü ve daha hafif şiddette bir moment ortaya çıkar (b). Ark teli molar tüp gerisinden sıkıca büküldüğü taktirde iki diş arasında bir "halat çekişmesi" olur çünkü molar distale kesici mesiale gitmek istemektedir. Bu mücadele sonunda, ankrajı daha fazla olan molar, kesicinin ileri itimini engeller hatta molardeki moment yeterince kuvvetliyse kesicinin retraksiyonuna bile neden olur (c).

Diferansiyel moment

Aynı ark molar tüpün gerisinden sıkıca büküldüğü takdirde arkın iki ucundaki ters yönlü ancak farklı şiddetlerdeki momentler nedeniyle ön ve arka grup dişler arasında adeta bir "halat çekişmesi" gerçekleşir (36). Bu örnekte de sistemin statik dengeye ulaşması yukarıda anlatıldığı şekilde olur. Ancak, farklı olan dişlerin hareketleridir. Eşit olmayan ters yönlü momentlerden şiddeti daha fazla olan molar momenti etkisiyle kesici kuronunun ileri itilmesi engellenir ve bu dişte palatinal kök hareketi oluşur. Molardaki negatif moment çok fazla olduğu takdirde kesici kuronu geriye doğru eğilir (Şekil 6-18 c). Bu esnada molar kuronu bir miktar distale kökleri ise mesiale doğru hareket eder (37).

Buraya kadar, yuvarlak kesitli arklara ilişkin kuvvet sisteminden bahsedildi. Bu defa, aynı V bükümüne sahip köşeli bir ark palatinal kök torku verilip kesici braketleri içine yerleştirildiğinde bu dişlerde pozitif yönlü, güçlü ikinci bir moment etkisi ortaya çıkar.

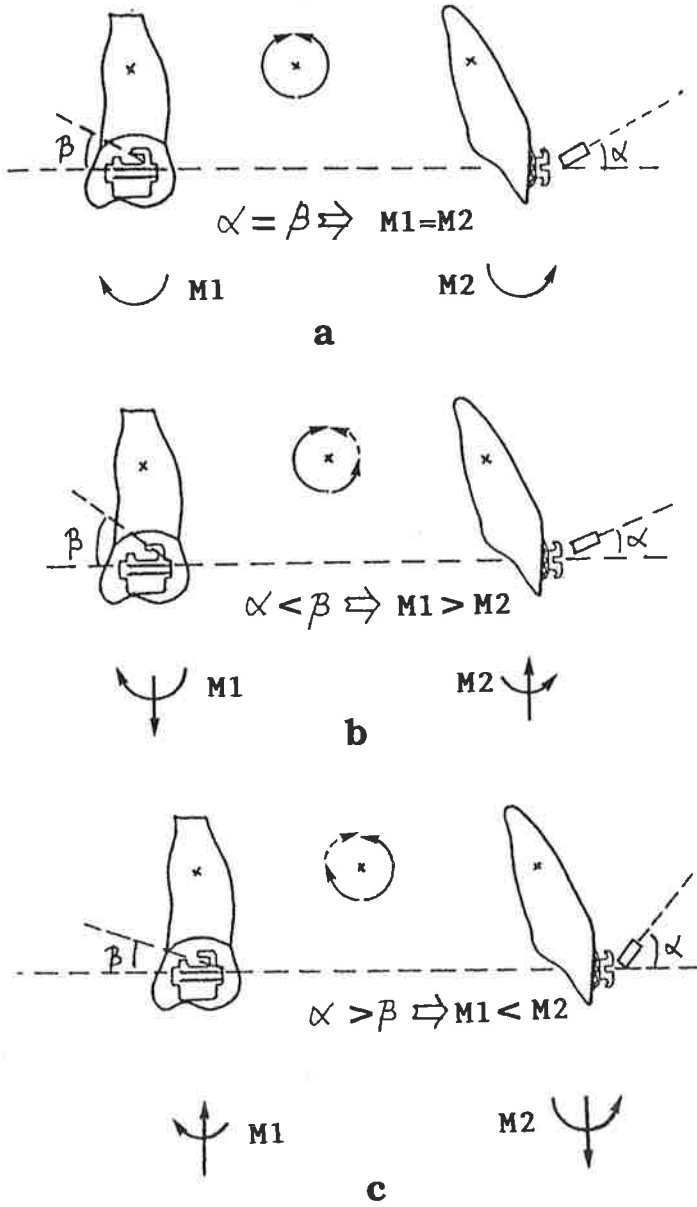
Kesiciler üzerindeki pozitif yönlü moment ile molarlar üzerindeki negatif yönlü momentin birbirlerine eşit şiddetlerde olduklarını varsayarsak ortaya çıkan mekanik şekil 6-19 a'da görülmektedir. Burada, köşeli olan arka verilen V büküm açısı (telin molar giriş açısı β) ile tork açısı (telin kesici braketine giriş açısı α) birbirine eşittir (sagittal yönde incelendiğinde tork da, kesiciler üzerine uygulanan ikinci düzende bir büküm olarak düşünülebilir). Sistemde eşit ve ters yönlü momentler olduğundan sistemin statik dengeye ulaşması kesicilerin ileriye, molarların geriye doğru devrilmesiyle gerçekleşir.

Telin molar giriş açısı (β) (V büküm) artırıldığı takdirde bu dişteki moment etkisi kesiciye oranla daha fazla olacağından sistemin statik dengeye gelmesi esnasında molarda uzama, kesicide gömülme yönünde dengeleyici net kuvvetler ortaya çıkar (Şekil 6-19 b).

Tork açısının, (α) telin molar giriş açısından (β) fazla olduğu durumda kesici üzerindeki moment şiddeti molardakine oranla daha yüksek olur. Bu kuvvet sisteminin statik dengeye ulaşması, molarlarda gömücü, kesicilerde ise uzatıcı yönde dengeleyici kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla mümkün olur. Buna göre, sistemin ön ve arkasında yer alan **zıt yönlü ve farklı şiddetlerdeki momentler nedeniyle, aslında gömmeyi amaçladığımız kesicilerde, beklenenin tam tersine uzama olur ve kapanış açılacak yerde daha da derinleşir** (Şekil 6-19 c).

Utility arklar

Ricketts'in Bioprogressive tekniğinin temel arki olan utility ark tipik bir 2x4 ark örneğidir. Bu ark tedavinin başında ve ilerleyen dönemlerinde çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Utility arkın en büyük avantajı karışık dişlenme döneminde kesici ve molarların eksen eğimlerini, diş kavsinin boyutlarını ve kavisler arasındaki dik yöndeki ilişkileri etkin şekilde kontrol etmeyi sağlamasıdır (7, 37).

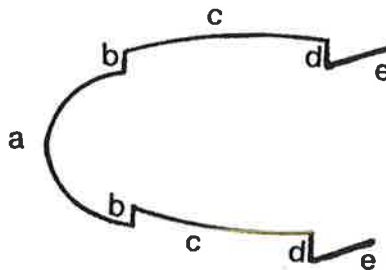


Şekil 6.19. Molar ile kesici arasında yuvarlak yerine köşeli bir tel kullanıldığı taktirde kuvvet sistemi değişir. Bu durumda, molardaki negatif yönlü momente karşılık kesici braketine tel tarafından uygulanan torkun momentinin (kuvvet çiftinin momenti) dikkate alınması gerekir. Molardaki tip back açısı ile kesicideki tork açısı birbirine eşitse sistemde karşılıklı eşit şiddette ve zıt yönlü momentler var demektir (a). Tip back açısı tork açısından büyükse molardaki moment şiddeti de büyük demektir. Bu durumda sistemin statik dengeye ulaşması kesicide yukarı (gömücü) molarda ise aşağı doğru (uzatıcı) dengeleyici kuvvetlerin ortaya çıkmasıyla gerçekleşir (b). Kesicideki tork açısı molardaki tip back açısından büyük olduğu durumda ise sistemin dengeye ulaşması için kesici uzar molar gömülür. Moların gömülmesi zor bir hareket olduğundan bu mekaniğin klinikteki yansıması kesicinin belirgin şekilde uzayarak kapanışın derinleşmesi şeklinde olur (c).

Utility ark 5 temel bölümden oluşmaktadır (Şekil 6-20). Bunlar:

1. Ön bölge (a)
2. Ön basamak (b)
3. Bukkal köprü (c)
4. Arka basamak (d)
5. Arka bölge (e)

Şekil 6.20. Utility arkın bölümleri : (a) ön bölge (b) ön basamak (c) bukkal köprü (d) arka basamak (e) arka bölge.



Yapılışı

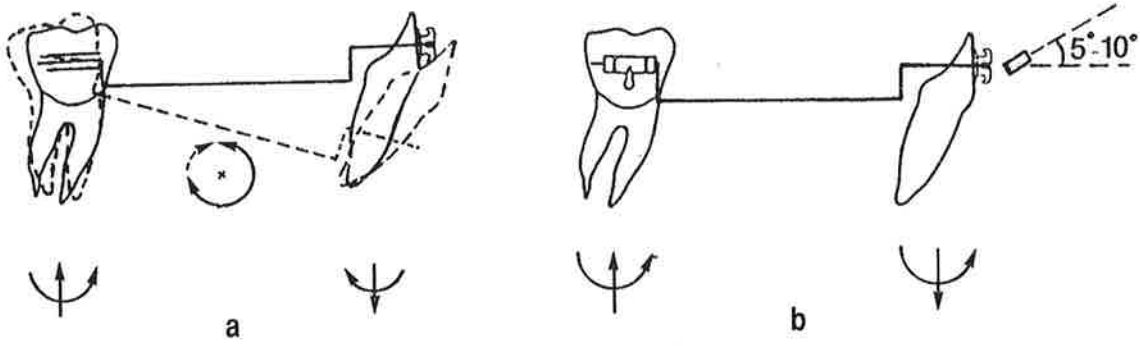
Klasik utility ark 0.016" x 0.016" lik Elgiloy telden bükülür. Öncelikle, turret ile arkın kesicilere bağlanan ön bölgesi, daha sonra lateral braketinin 2-3 mm. distalinden ön basamak bükülür. Bu basamağın 90 dereceden daha geniş bir açıyla bükülmesi, ileride kesiciler gömüldükçe arkın dişetine batmasının önlenmesi bakımından yararlı olacaktır. Laterallerin distalinde yer bırakılmasının nedeni de hem arkın kesici braketleri içine kolayca yerleşmesini sağlamak hem de bu dişlerin dizilmesini kolaylaştırmaktır. Bu basamağın yüksekliği olgunun gereğine göre 3-5 mm. kadardır.

Arkın ön bölgesi ve basamağı tamamlandıktan sonra sıra bukkal köprülerin oluşturulmasına gelir. Bu amaçla, öncelikle arkın molar tüpün mesialine gelen kısmına bir işaret konarak How pensi yardımıyla ön basamak yüksekliğinde 90 derecelik bir arka basamak oluşturulur ve yine olgunun gereğine göre 30 ila 45 derecelik bir tip back bükümü yapılır. Daha sonra bukkal köprünün alveol kretinin 1 mm. kadar uzağından seyredecek şekilde ayarlanması gerekir. Utility ark, kesici braketlerine ve molar tüplere tam olarak yerleştirildiğinde distal basamağın molar tüpe tam olarak temas ediyor olması şarttır. Basamak tüpten uzak seyrederse oklüzal kuvvetlere maruz kalarak deforme olacağından diş kavsi üzerindeki etkisi de azalır.

Bu şekilde iskeleti hazırlanan utility arkın molar bölgesine bukkal kök torku vermek amacıyla arkın ön bölgesi How pensiyle tutularak bukkal köprüden dışarı doğru bükülür. Bu bükümler aynı zamanda arka basamağın, molar bölgesindeki dişetine temasını da engeller. Yaklaşık 45 derecelik bu torkun verilmesiyle köklerin bukkal kortikal kemiğe dayanması ve molarların ankrajlarının artırılması sağlanır. Bu tork sonucunda molarlarda ortaya çıkacak lingual kuron eğimini kompanse etmek amacıyla ön basamaktan tutularak bukkal köprüler molarlar hizasında her bir tarafta 2' şer mm. genişletilir. Bu genişletmenin bir başka nedeni de, molarlarda -aşağıda anlatılacak olan tip back etkisiyle- ortaya çıkacak uzama ve buna bağlı lingual kuron eğimini kompanse edebilmektir.

Utility arkın arka bölgesine verilen tip back bükümü, arkın ön bölgesinin vestibül sulkusa kadar uzanmasına neden olur. Ön bölgenin kesici braketleri içine yerleştirilmesiyle birlikte kesicilerde gömülme ve ileri itim, molarlarda ise uzama ve distale devrilme ya da dikleşme eğilimi ortaya çıkar (Şekil 6-21 a). Kesicilerin ileri itimini engellemek hatta onları dikleştirmek gayesiyle arkın ön bölgesine 5°-10° lik labial kök torku vermek gerekir. Kesicilere verilen tork, bu dişlerdeki gömülme etkisini daha da artırır çünkü bu şekilde sistemde aynı yönlü iki moment ortaya çıkar (Şekil 6-21 b). Bu torkun verilmesinin bir başka amacı da, alt kesicilerin gömülmesi esnasında köklerin lingualdeki kalın kortikal kemiğe dayanmasını önlemek spongiosa içinde kalmasını sağlamaktır.

Utility arkın, molar tüpü içine giren arka bölgesine verilen yaklaşık 30 ila 45 derecelik toe-in bükümleri ile molarların mesio-distal yöndeki kuvvetlere karşı mesial rotasyon yapmaları engellenir (7, 37) ve bu dişlerin sınıf I ilişkiye yerleşmeleri kolaylaştırılır.



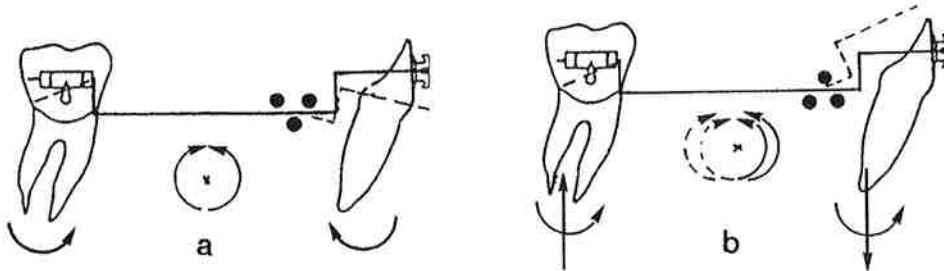
Şekil 6.21. Utility arka verilen tip back bükümü etkisiyle molarlar distale devrilir ve uzarken kesiciler ileri itilir ve gömülür (a). Kesicilerdeki ileri itimin engellenmesi amacıyla bu dişlere 5°-10° lik labial kök torku verilirse gömülme etkisi artırılır (b).

Utility arkların ağız içi aktivasyonu

İkinci ya da üçüncü seanslarda aktivasyonlarını kaybeden ya da daha fazla aktivasyon gerektiren utility arklar ağızda aktive edilebilir. Bu iş için üç ağızlı Aderer pensi ya da daha iyisi Tweed pensi kullanılır. Ağız içi aktivasyonların gerçekleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken en önemli nokta aktivasyon miktarlarının arkın sağ ve solunda eşit oranlarda yapılmasıdır. Bunun için en iyi yol pensi sonuna kadar sıkmaktır. Aksi halde arkın iki tarafı arasında bir eşitsizlik ortaya çıkar. Bu da önceden verilmiş tork ve tip back değerlerinin tamamen değişmesine, dolayısıyla kuvvet dengesinin bozulmasına yol açar.

Utility arkların ağız içi aktivasyonu, ön ve arka bölgelerden olmak üzere iki şekilde yapılır:

Ön bölge aktivasyonu ön basamak ya da bukkal köprü üzerinde yapılan bükümlerle gerçekleştirilir. Bukkal köprü üzerinde yapılan bükümde Aderer pensinin bir ağız dişeti kısmında diğer iki ağız ise oklüzalde kalacak şekilde yerleştirilirse bu, ön bölgenin lingual kök torku almasına ve kuronların labiale itilmesine neden olur (Şekil 6-22 a). Ön basamaktan yapılan aktivasyonlarda aynı hareketin elde edilmesi için pensin tek ağız basamağın önünde yer alacak şekilde yerleştirilmelidir.



Şekil 6.22. Utility arkın ağız içinde aktive edilmesi: lingual kök-labial kuron hareketi (a). Aderer pensiyle tele verilen V büküm açısı molarlardaki tip back açısıyla aynı olursa arkın ön ve arkasındaki dişlere eşit şiddette ancak zıt yönlü momentler uygulandığından molarlar distale kesiciler labiale devrilir. Labial kök-lingual kuron hareketi (b). Bu aktivasyon sonrasında kavsin ön ve arkasında aynı yönlü momentler ortaya çıktığından molarlarda uzatıcı kesicilerde ise gömücü yönde dengeleyici kuvvetler oluşur.

Pensin tek ağzının, bukkal köprünün oklüzal kısmına ya da basamağın arka kısmına gelecek şekilde yerleştirilmesiyle yapılacak aktivasyonlar sonucunda ise kesicilere labial kök torku ve lingual kuron hareketi verilir (Şekil 6-22 b).

Arka bölgede gerçekleştirilen aktivasyonlar da benzer şekilde basamak ve bukkal köprüden olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilir.

Derin kapanışın düzeltilmesinde 2x4 ark mekaniği ile bölümlü intrüzyon arkı mekaniklerinin karşılaştırılması

Sagittal düzlemde

Yukarıda 2x4 arklar olarak ifade edilen utility ark ve Begg tekniğinde kullanılan tip back arkları ile bölümlü intrüzyon arkları, aslında şekil olarak birbirlerinden farklı da olsalar işlevleri itibariyle birbiriyle benzer özellikler göstermektedir. Bu iki kapanış açma tekniği arasındaki en önemli fark kuvvetin kesicilere iletilme biçimindedir. Yukarıda detaylı şekilde açıklandığı gibi utility ve tip back (ya da Spee) bükümü verilmiş arklar doğrudan kesici braketleri içine ligatüre edilirler. Bunun sonucunda, kesicilerde intrüzyonla birlikte bir ileri itim etkisi ortaya çıkar. Bu ileri itimin engellenmesi ancak arkın molar tüp gerisinden bükülmesi ya da molarlara sıkıca bağlanmasıyla (tie back) ve/veya kesicilere aktif labial kök torku vermekle mümkündür. Nitekim, Ricketts (7, 26, 37), alt kesici eksen eğimlerinin artmaması ve köklerin lingual kortikal kemikten kurtarılması için 5°-10°'lik labial kök torku verilmesini önermektedir (bkz Şekil 6-21 b). Köşeli telden bükülen tip back'li arklarda da aynı uygulamayı yapmak mümkündür. Ancak buradaki en önemli sorun, tele verilen tork bükümünün şiddetinin (kesicilere yüklenen moment miktarının) klinikte tam olarak ayarlanamamasıdır. Bunun en büyük sakıncası kontrolsüz momentler sebebiyle dengeleyici dik yön kuvvetlerinin şiddetinin ve yönlerinin belirsiz olmasıdır. Bilindiği gibi lingual tork açısının tip back açısından fazla olduğu durumlarda kesicilerde uzama molarlarda gömülme meydana gelir. Kesicilerde gömülme beklerken uzama olması klinisyen için büyük hüsrana olur. Buna karşılık, utility arkın ön bölgesine 5°-10°'lik labial kök torku verilmesi kesiciler üzerindeki intrüzyon etkisini daha da artırır.

Bölümlü intrüzyon arklarında ise durum biraz daha farklıdır. Tekniğin felsefesi gereği uygulanan kuvvet sistemi önceden belirlenebilir özelliktedir. Bunun sağlanması, kesici ve kaninlere -şiddeti önceden belirlenemeyen kuvvet çiftleri uygulamak yerine- şiddeti dinamometre ile ölçülerek belirlenebilen net kuvvetler uygulamakla mümkün olmaktadır. Bu teknikte kesici ve kaninler kalın bir arka blok haline getirildiklerinden gömücü kuvvetin uygulama noktasını bu bloğun direnç merkezine göre ayarlamak suretiyle istenen hareketleri gerçekleştirme olanağı vardır. Örneğin, sürekli intrüzyon arkı orta kesicilerin ortasından uygulandığında kesici ve kaninlerde ileri itim beklenir. Pratik olarak zor olmakla birlikte, translatif gömme hareketi istendiğinde intrüzyon arkını yan keser dişlerin distal kanatları hizasından bağlamakla kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezi üzerinden geçmesi sağlanabilir. İntrüzyon arkı, direnç merkezinin

gerisinden, kaninler hizasından bağlandığında ise kesici-kanin bloğunun gömülmesi ve bir miktar geriye eğilmesi mümkün olur.

Frontal düzlemde

Şekil 6-23'te kesici braketlerine bağlanmak üzere aşağı doğru yaylandırılmış bir 2x4 ark görülmektedir. Bu ark 4 kesici braketini içine yerleştirildiğinde köklerin ortada toplanmasına neden olur. Oysa sabit tedavilerde ana amaçlardan bir tanesi de kesici köklerinin birbirlerinden uzaklaştırılmasıdır. Bu amaçla edgewise tekniğinde artistik bükümler yapılırken, straight wire tekniğinde kesicilere braketler yoluyla ikinci düzende angülasyonlar verilir. Doğrudan braketler içine bağlanan 2x4 arklarda yukarıda sözü edilen yan etkiyi en aza indirmek için tip back açısının düşük tutulması şarttır.

Bölümlü intrüzyon mekaniğinde ise durum biraz daha farklıdır. Kesici ve kaninler, braket olukları içinden geçebilen en kalın telle birbirlerine bağlandıklarından, yukarıdaki yan etkiler ortaya çıkmaz ya da kontrol edilebilir düzeyde kalır.

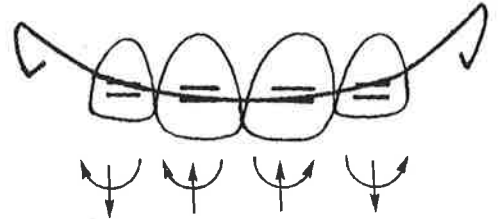
Hiperdiverjan Olguların Tedavisi ve Açık Kapanışın Düzeltilmesi

Açık kapanış olguları dişsel ve iskeletsel olarak ikiye ayrılabilir. Dişsel açık kapanışlar genellikle diş kavsinin belli bir bölgesinde bir ya da birkaç dişi ilgilendiren lokalize açıklıklardır. Bu tip olgular dik yönde normal gelişen hatta hipodiverjan yüz tipine sahip bireyler olabilir. Açıklığın nedeni çoğunlukla "parmak, kalem, dil emme, yanlış yutkunma, ağza yabancı cisim sokma gibi kötü alışkanlıklardır. İskeletsel açık kapanış ise karmaşık ve multifaktörel bir anomalidir. Bu anomalide ağız içindeki dişsel açıklığın yanısıra bireyde hiperdiverjan iskelet yapısı da gözlenir. Yüzün dik yöndeki boyutları artmıştır. Dolayısıyla bu anomalilerin tedavisi açık kapanışın dişsel ya da iskeletsel olmasına bağlı olarak farklılık gösterir.

Dişsel açık kapanış tedavisi

Dişsel açık kapanış yukarıda belirtildiği gibi kötü alışkanlıklara bağlı olarak gelişebilir. Bazı durumlarda sebep fonksiyoneldir. Genellikle süt ya da karışık dişlenme dönemlerinde ortaya çıkan üst solunum yolu tıkanıklıklarında birey daha kolay nefes alabilmek amacıyla dilini öne, dişlerinin arasına kaydırır ve

Şekil 6.23. Tip back verilmiş bir 2x4 arkın yaylandırılarak kesici braketlerine bağlanması sonucu bu dişlerin kökleri ortaya doğru toplanır. Oysa bu estetik ve fonksiyonel olarak arzu edilmeyen bir durumdur. Özellikle, sınıf II/2 gibi orta kesicilerin aşağı sarktığı ve yan kesici dişler ile arasında seviye farkı olan olgularda kapanışın açılması amacıyla kesici braketlerine doğrudan böyle bir ark yerleştirildiğinde seviyelenme orta kesicilerin gömülmesinden çok yan kesicilerin uzamasıyla gerçekleşir. Oysa amaç dört kesicinin intrüzyonunu gerçekleştirmektir. Bu yan etkinin ortaya çıkmaması için yan kesiciler arka dahil edilmemeli öncelikle orta kesiciler yan kesicilerin seviyesine kadar gömülmelidir.



dişlerin sürmesine engel olur. Böyle durumlarda yapılması gereken ilk iş bir kulak burun boğaz hastalıkları uzmanıyla konsültasyon yapıp tıkanıklığın ortadan kaldırılması daha sonra da fonksiyonel olan bu anomalinin en erken dönemde bir fonksiyonel aparey yardımıyla tedavi edilmesidir. Dişsel açık kapanışın nedeni kalem ısırma, parmak emme, turnak yeme gibi bir kötü alışkanlık ise bu durumlarda alışkanlığın ortadan kaldırılması sorunu büyük ölçüde çözecektir. Bununla birlikte, çok hareketli bir organ olan dil böyle durumlarda da dişlerin arasında fonksiyon görür. Böyle sorunlarda dil anomalinin asıl sebebiymiş gibi kolaylıkla suçlanır. Oysa çoğunlukla, dil mevcut açıklığa adapte olur ve dişlerin sürmesiyle aradaki açıklığın kapanmasını engeller. Dilin dişler arasına girmesini hareketli ya da sabit bir dil tutucu ile önlemek ya da bireye yutkunma egzersizleri yaptırmak sorunu büyük ölçüde ortadan kaldırır. Yutkunma sırasında dilin ön dişler arasına girmesi yerine üst kesicilerin gerisindeki damak mukozasına temas etmesi sağlandığında bu dişler üzerindeki engel ortadan kaldırılır ve dişler kolayca sürer. Böylece tedavi kalıcı şekilde gerçekleştirilmiş olur. Bu nedenle dişsel açık kapanış olgularında ayırıcı tanı yoluna gidilmelidir.

İskeletsel açık kapanış tedavisi

İskeletsel açık kapanışın etyolojisinde, bireyin dik yönde gelişen iskelet yapısının yanısıra burun yollarında direnç oluşturarak ağızdan nefes almasına sebep olan adenoid vejetasyon, polip, tümör, septum deviasyonu, burun deliklerinin darlığı gibi faktörler de önemli rol oynar. Büyüme ve gelişim döneminde ağızdan nefes almak mecburiyetinde olan bireylerde dil de nefes yolunu açık tutmak amacıyla aşağıda ve önde bir konum alır (38). Dilin bu konumu nedeniyle bir taraftan ön dişlerin sürmesi engellenirken ağzın açık kalmasına bağlı olarak arka dişler de uzama gösterir. Bu da zamanla alt çenenin geriye rotasyon yapmasına ve yüzün dik yön boyutlarının artmasına yol açar. Yüzün dikey boyut artışı kondiler adaptasyonla kompanse edilemezse bu boyut artışı kalıcı olur. Hiperdiverjansa eğilimli bireylerde bu kompanzasyon olamadığı için iskeletsel açık kapanış ortaya çıkar. Ağızdan nefes alan bireylerde üst çenede meydana gelen daralma da bu tabloyu ağırlaştırabilir. Bu bireylerde, dilin aşağıda ve önde konum alması nedeniyle üst diş kavsi, gergin olan masseter ve buccinator kasların dıştan sıkıştırıcı etkisine karşı içten desteklenemez ve transversal yönde daralır. Böylece alt ve üst diş kavsi arasındaki transversal yönde boyut uyumsuzluğu ortaya çıkar. Bu nedenle, kapanış esnasında meydana gelen erken temaslar da yüzün dik yön boyutlarının artmasına ve alt çenenin geriye rotasyon yaparak iskeletsel açık kapanışın ortaya çıkmasına ya da şiddetinin artmasına sebep olur.

Yukarıda açıklanan faktörlerin bir ya da birkaçının biraraya gelmesiyle ortaya çıkan iskeletsel açık kapanışın tanısında öncelikle yapılması gereken, anomalinin şiddetinin ve olaya katılan faktörlerin belirlenmesidir. Tanıda sefalometrik değerlendirmenin önemi büyüktür. 50 birey üzerinde yapılan ve ön açık kapanış ile iskeletsel yapı arasındaki ilişkiyi belirlemeye yönelik bir çalışmada kullanı-

lan 6 farklı sefalometrik parametre arasında mandibuler düzlem açısı ve ön yüz/arka yüz oranı (Jarabak oranı) arasında yüksek düzeyde korelasyon gözlenmiştir (39). Çalışmada, incelenen dişsel ön açık kapanışa sahip bireylerin çoğunda mandibuler düzlem açısı, ön yüz/arka yüz oranı ve palatal - mandibuler düzlem açı değerleri iskeletsel açık kapanış için kabul edilen sınır değerlerin üzerinde bulunmuştur.

İskeletsel açık kapanışın tedavisinde amaçlar şöyle sıralanabilir:

1. Alt çeneyi öne rotasyona zorlamak.
2. Palatal düzlemde saat yönünde rotasyon gerçekleştirmek.
3. Varsa üst çene darlığını ortadan kaldırmak.
4. Alt ve üst oklüzal düzlemleri paralel hale getirmek.
5. Üst dudak-kesici ilişkisini uyumlu hale getirmek.
6. Yumuşak doku parafonksiyonlarını ortadan kaldırmak, konuşmayı düzeltmek, dudakları kapanabilir hale getirmek.
7. Kesiciler arasında normal hatta derin kapanış ilişkisi elde etmek.

Diş çekimi

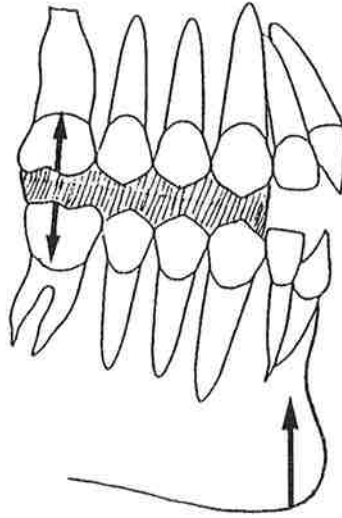
Büyüme ve gelişim dönemindeki bireylerde arka dişlerin sürmesinin kontrol edilmesi, erken temastaki süt dişlerinin aşındırılması ya da çekilmesi iskeletsel açık kapanış tedavisine yardımcıdır. Çünkü diş çekimi sonucu arka dişler mesiale doğru kayarak çeneler arasındaki açının azalmasına neden olur. Bunu, bir fındık kıracağıın çalışma mekanizmasına benzetmek mümkündür. Fındığın konumu, kıracağıın kollarının arasında öne doğru kaydıkça kollar arasındaki açı da azalır (Şekil 6-24). Çekim yapılan olgularda alt çene öne rotasyon yaparak ön açık kapanışın azalmasına ya da tamamen düzelmesine yardımcı olur. Genç erişkin ve erişkinlerde de, özellikle arka bölgeye yakın dişlerin çekilmesi çeneler arasındaki kapanış ilişkisinin derinleşmesine neden olarak tedaviyi kolaylaştırır.

Dikey çenelik kullanılması

İskeletsel açık kapanış olgularında alt çenede öne rotasyonu gerçekleştirebilmek için, özellikle süt ve karışık dişlenme döneminde uygulanabilecek en iyi mekaniklerden bir tanesi dikey çeneliktir. Bu apareyde kuvvet, çene ucu ile başın ön üst bölümü arasında uygulanır. Dikey çenelikte uygulanan dik yönlü kuvvetin etki çizgisi temas halindeki dişlerin uzağından geçtiğinden molarlar üzerindeki etkisi fazladır. Çeneliğin arka bölge dişleri üzerindeki gömücü



Şekil 6.24. Diş çekimi, çeneler arasında dik yöndeki ilişkinin derinleşmesine neden olur. Bu, bir fındık kıracağı mekanizmasına benzer. Fındığın köşedeki ilk konumundan öne yakın bir konuma kaymasıyla iki kolun arasındaki açıda önemli düzeyde azalma meydana gelmektedir.



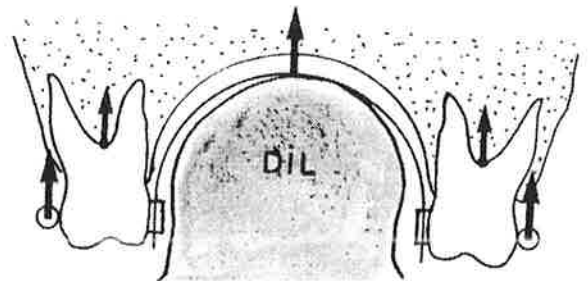
Şekil 6.25. Dikey çeneliğin ağız içinde kapanış bloğuyla birlikte kullanılması molarların dik yöndeki kontrolünü artırır hatta bu dişlerin gömülmesine yardımcı olur.

etkisini artırmak için bu dişler arasında ısırma bloğu yerleştirilmelidir (Şekil 6-25) (40). Bu bloğu akrilik yerine yumuşak olan biyoplast materyalinden yapmak hastanın toleransını artırarak kullanımı kolaylaştırmaktadır. Büyüme ve gelişim döneminde olup işbirliğinin iyi olduğu olgularda kapanış bloğuyla birlikte kullanılan dikey çenelik 4-5 aylık bir sürede açık kapanışın tamamen ortadan kalkmasına hatta ön bölgede derin kapanış oluşmasına yardımcı olabilmektedir.

Palatal ark ve high pull headgear kullanılması

İskeletsel açık kapanışlı ya da açık kapanışa eğilimli bireylerde molarların uzamasının engellenmesi hatta gömülmesi istenir. Bu amaçla üst molar tüpleri üzerine uygulanan high pull headgear kuvvetleri bukkalden etki yaptığı için bu dişlerin kuronlarının bukkal yönde eğilmelerine neden olur (bkz. Şekil 5-7 a). Bazı olgularda bu eğilme miktarı kontrolden çıkıp üst molarların palatal tüberküllerinin alt molarlarla erken temaslar oluşturmaya ve buna bağlı olarak kapanışın -derinleştirmek isterken- tam aksine açılmasına neden olabilir. Molarlarda bu istenmeyen eğilmeleri engellemek, dişlerin translatif olarak gömülmesini sağlamak amacıyla palatal arklar kullanılmaktadır. Bu tip olgularda, arkın ortasında yer alan U bükümü damaktan yaklaşık 2-3 mm. kadar uzak tutulur (Şekil 6-26). Hasta her yutkunduğunda dil, ark üzerine dik yönde bir kuvvet uygular. Gün içerisinde yaklaşık 2400 kere gerçekleştirilen (41) bu fonksiyon molarların etkili bir şekilde gömülmesine yardımcı olur.

Şekil 6.26. Açık kapanış olgularında molarların dik yöndeki hareketlerinin kontrol edilmesi için bukkalden uygulanan high pull headgear kuvvetine destek olarak damak tarafında palatal ark kullanılır. Arkın damaktan 2-3 mm. kadar uzak yerleştirilmesiyle dilin etkisi de devreye girer ve molarların translatif olarak gömülmesi sağlanır.

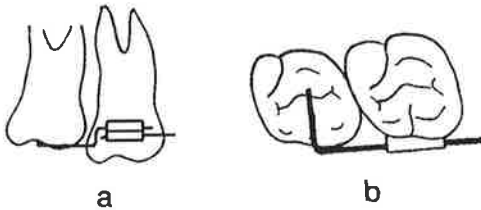


Açık kapanış tedavisinin önemli aşamalarından biri de ikinci molarların sürdürdüğü dönemdir. Birinci molarlar palatal ark ve high pull headgear ile kontrol altında tutulsa bile sürmekte olan ikinci molarların dik yöndeki kontrolleri de büyük önem taşır. Bu dişler daha tam oklüzal seviyeye ulaşmadan kontrol altında tutulmalıdır. Bu amaçla kullanılacak yöntemlerden biri birinci molarlar üzerindeki yardımcı tüpler ile ikinci molar tüpleri arasına basamaklı bir bölümlü ark uygulanmasıdır. Bu ark tercihen 0.016" x 0.022" ya da daha kalın bir paslanmaz çelik telden bükülür (Şekil 6-27 a ve b).

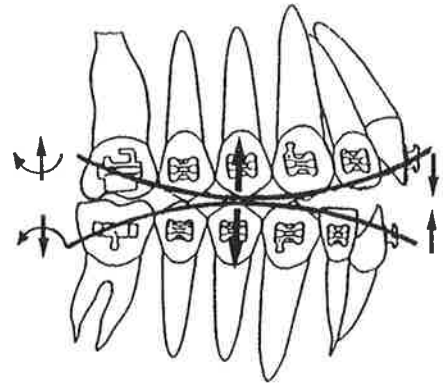
Speeli arkların kullanılması

Açık kapanış tedavisinde kullanılan bir başka yöntem de, alt diş kavsine tersine Spee, üst diş kavsine artırılmış Spee eğrisi verilmiş arklar koyup ön dişler arasına kuvvetli dikey elastikler uygulanmasıdır (42, 43). Bu mekaniğin şematik açıklaması şekil 6-28'de görülmektedir. Speeli arklar, derin kapanışın düzeltilmesi bölümünde de açıklandığı gibi etkilerini kesicilerde ileri, molarlarda geri itim, premolarlarda ise uzama şeklinde gösterirler. Açık kapanış olgularında premolar ve molarların hiçbir şekilde uzamalarına izin verilmemesi gerekir. Bu olgularda üst diş kavsine artırılmış Spee, alt diş kavsine ise tersine Spee verilmiş arkların uygulanmasıyla yukarıda sözü edilen etkiler çok kısa sürede ortaya çıkar ve olgu daha da kötüleşir. Bu olgularda kesiciler bölgesine kuvvetli dikey elastiklerin kullanılması sonucu ağız sürekli kapalı kaldığından premolarlar uzayamaz hatta bir miktar gömülebilir. Arka bölgede molarlar üzerinde distale devrilme ve bir miktar gömülme etkisi elde edilir. Kesiciler arasında kullanılan elastik bu dişlerin ileri itilmesini engeller ve ön bölgede kapanışı derinleştirir.

Açık kapanışın kapatılmasında oldukça etkili bir yöntem olmakla birlikte bu mekaniğin bazı sakıncaları vardır. İlk ve en önemli sakınca hasta işbirliğine son derece bağlı bir yöntem olmasıdır. Elastik kullanımı 24 saat hiç tavizsiz olmalıdır çünkü elastik kullanımındaki en küçük bir aksama kapanışın derin-



Şekil 6.27. Açık kapanış olgularında sürmekte olan ikinci molarların kontrol edilebilmesi için birinci molarlardaki yardımcı tüpten ikinci moların oklüzal yüzüne uzanan en az 0.016" x 0.022" çaplı bölümlü bir paslanmaz çelik tel adapte edilir.



Şekil 6.28. Üst çeneye artırılmış Spee, alt çeneye tersine Spee eğrisi verilmiş ark tellerinin açık kapanış olgularında kullanılması. Kesiciler arasında dik yönde kullanılan kuvvetli elastik etkisiyle Speeli arkların kesicilerdeki gömülme premolarlardaki uzama etkisi nötralize edildiğinden resiprokal kuvvetlerle molarlar gömülür. Bu mekaniğin istenen yönde çalışması için elastiklerin düzenli kullanılması şarttır. Aksi halde premolarlar uzar ve kapanış daha çok açılır.

leşmesi yerine açılmasına neden olabilir. İkinci sakınca ise, ön bölgede sürekli elastik kullanımı sebebiyle kesicilerde ortaya çıkan uzamaya bağlı olarak kesici-dudak ilişkisinin bozulması ve tedavi sonunda bireyde dişeti güllüşünün ortaya çıkmasıdır.

Molarların Sınıf I İlişkiye Getirilmesi

Sabit tedavi planlamasının ilk ve en önemli basamaklarından birini molarlar arası ilişkinin düzeltilmesi oluşturur. Bozulmuş olan molar ilişkisinin ne şekilde düzeltilmesi gerektiği baştan dikkatle düşünülmeli ve mekanik planlama ona göre yapılmalıdır. Örneğin Sınıf II/1 anomalilerde, Sınıf II olan molar ilişkisinin Sınıf I şekline getirilmesinin üç yolu vardır. Bunlardan ilki üst moların distale hareketi, ikincisi alt moların mesiale hareketi, üçüncüsü ise her iki hareketin birlikte yapılmasıdır. Çekimli olgularda, bunun kararı her diş kavsindeki ankraj gereksinimine bağlı olarak değişir. Fonksiyonel alt çene geriliği gösteren olgularda çoğunlukla alt çenenin öne getirilmesi suretiyle molarlar da Sınıf I ilişkiye taşınır. Çekimsiz planlanan sabit tedavilerde ise genellikle üst molar distalizasyonu ile hem molar ilişkisi düzeltilir hem de diş kavsinde diğer dişler için yer kazanılır.

Molar Distalizasyonu

Molar distalizasyonu için en uygun zaman geç karışık dişlenme dönemidir çünkü, sürekli dişlerin sürdüğü bu dönemde alveol kemiği çok aktiftir ve büyük bir büyüme hızı gösterir. Dolayısıyla bu dönem kemiğin tedaviye en iyi cevap verebildiği zamandır (44). Özellikle ikinci molarların sürmesinden önce bu dişleri distalize etmek daha kolaydır.

Üst molar distalizasyonunda kullanılan yöntem ne olursa olsun dikkat edilmesi gereken nokta yüzün dik yön gelişim şeklidir. Molar distalizasyonu sırasında kapanışın bir miktar açılması beklenir. Bu sonuç, hipodiverjan bireyler için uygun ise de hiperdiverjan bireylerde alt çenenin geriye rotasyonu ile profilin daha da bozulmasına yol açabilir. Molarların distale hareketi esnasında ortaya çıkabilecek erken tüberkül temasları nedeniyle-özellikle erişkin hastalarda-TME sorunlarına yol açılabileceği ihtimali göz ardı edilmemelidir.

Üst molarların distalize edilmesi için uygulanacak yöntemlerin başında ağız dışı aparentler gelir.

Ağız dışı aparentlerin kullanılması

Olgunun dik yön büyüme modeline göre cervical, high pull ya da kombine headgear'lerden biri tercih edilir. Ağız dışı kuvvet sadece molar dişler üzerine bir yüz arkı aracılığıyla uygulanabilir. Amaç sadece dişsel hareket elde etmekse günde 12-14 saat 300-350 g.lık kuvvet yeterli olmaktadır. Dişin hareket etme sınırının üzerinde kuvvet uygulandığında üst çenenin öne büyümesinin durdurulması hatta geriye yönlendirilmesinde bu dişler birer sap gibi kullanılabilir

(45). Karışık dişlenme döneminde sadece molarlar üzerine günde 16 saat, 400-600 g. ağız dışı kuvvet uygulamasıyla yalnız molar ilişkisinde düzelme değil üst çenede ortopedik etki de elde edilebildiği gösterilmiştir (46). Molarların distale hareketiyle birlikte öndeki diğer dişler de transseptal lifler yoluyla spontan bir retrüzyon gösterir. Retrüzyona uğrayan süt azıları ve kaninlerinin zamanı gelip düşmesiyle birlikte sürekli dişler de normal yerlerinde süreceğinden, sadece birinci molarların bağlandığı hijyenik ve pratik bir aparey sistemi ile koruyucu bir ortodontik tedavi de gerçekleştirilmiş olur. Böylece ileride aktif ortodontik tedavi ihtimali azaltılır ya da tamamen ortadan kaldırılır. Transseptal liflerin etkisi bazen ön bölgeye kadar ulaşır ve kesiciler arasındaki çapraşıklıkla açılmasına yardımcı olabilir (46). Bununla birlikte, kesicilerde çapraşıklık gözlenen bireylerde bu dişlerin braketlenerek 2x4 arklarla birlikte ağız dışı kuvvet uygulanması daha hızlı sonuç vermektedir.

Ağız dışı apareyler ile translatif olarak molar distalizasyonu gerçekleştirmek teorik olarak mümkün ise de pratikte bunu gerçekleştirmek zordur. Genellikle molarlar bir miktar distale devrilir. Dişler bu konumda bırakılıp aparey terkedildiği taktirde çok kısa sürede yeniden mesiale, eski konumlarına dönerler ve elde edilmiş olan ortopedik sonuç da kaybedilebilir. Bu nedenle, molar ilişkisinin ve elde edilen ortopedik etkinin kalıcı olabilmesi için bu dişlerin eksen eğimlerinin yine ağız dışı kuvvetler kullanılarak düzeltilmesi ve apareyin sürekli dişlerin sürmesi tamamlanmaya kadar gece uyku saatlerinde kullanılması gerekir.

Karışık dişlenme döneminde uygulanabilecek ikinci bir molar distalizasyon yöntemi de 2x4 arklardır. Bu arklara verilen tip back bükümleri ile molarların distale devrilmesi ve sınıf I ilişkiye ulaşılması mümkündür. Ancak, bu yöntemle distalizasyon için molar ilişkisinin 1/2 tüberkül boyu distal ilişkiden daha fazla olmaması gerekir. Tip back açısı fazla verildiği taktirde molarlarda aşırı bir distal devrilme ortaya çıkar. Bu yan etkiyi en aza düşürmek için tip back açısının düşük tutulması gereklidir. Bu devrilmenin düzeltilmesi amacıyla düz tel kullanıldığı taktirde telin ön kısmı kesicilerin uzamasına neden olur. Bu nedenle bu uygulama sakıncalıdır. Distale doğru aşırı devrilmiş molarların eksen eğimleri, ağız dışı apareylerde yüz arkının dış kollarının yukarı açılmasıyla (kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezinin biraz üzerinden geçecek şekilde ayarlanmasıyla) düzeltilmelidir. Tip back etkisiyle molarlarda oluşabilecek aşırı distal devrilmeyi önlemek için birinci molar üzerindeki yardımcı ark tüpünden ikinci moların oklüzal yüzüne kalın köşeli bir ark uzatılarak bu dişten destek alınabilir (bkz. Şekil 6-27).

Bazen birinci molarların aşırı distale devrilmesi nedeniyle ikinci molarların sürme yolu kapatılarak sürmeleri engellenebilir ve gömük kalmalarına neden olunabilir. Bu nedenle birinci molar distalizasyonunun erken dönemde değil ikinci molarların sürmesi öncesinde yapılması önerilmektedir (34). Bu şekilde ikinci molar kuronlarının da distale itilmesi ve bu dişlerin daha distalde sürmeleri sağlanmış olur.

NiTi yayların kullanılması

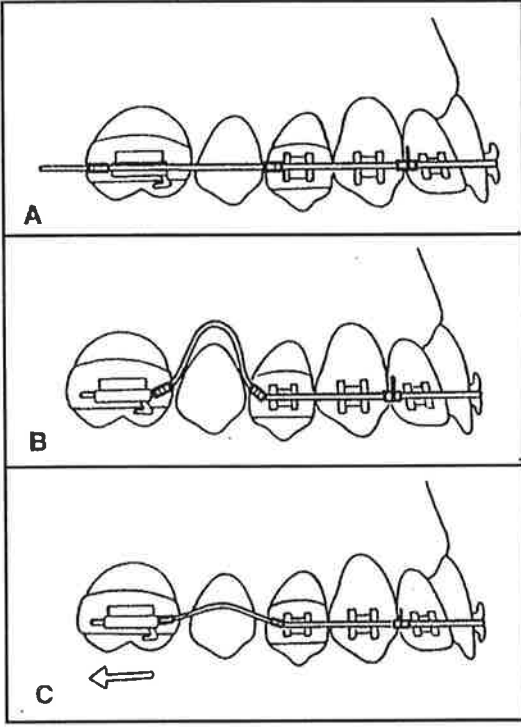
Üst molarlar 3 köke sahip, ankraji güçlü dişler olduklarından bunların distale hareketi için kullanılacak ağız içi ankrajın da yeterince güçlü olması gerekir. Distal yönde uygulanacak kuvvetlerin reaksiyonları mesiale doğru olacağından destek alınacak ankraj ünitelerinin iyi belirlenmesi gerekir. Bu amaçla uygulanabilecek yöntemlerden ilki, bir Nance apareyi ile birleştirilerek ankrajları kuvvetlendirilen üst birinci premolarlardan destek almak suretiyle molarların NiTi yaylar yardımıyla distale itilmesidir. Bu yöntemde ankraj yeterince güçlü olmadığından premolarlarda ve kesicilerde bir miktar protrüzyon beklenmektedir (47). Gianelly (6), kesici protrüzyonunun 2 mm.yi geçmediği olgularda hiçbir ankraj kuvvetlendirme yoluna gitmemeyi, protrüzyon 2 mm.yi geçerse 100 g. sınıf II elastik kullanımını, alt kesici ankrajını desteklemek için de bu dişlere 10-15 derece labial kök torku verilmesini önermektedir. Alt ankrajın desteklenmesi için kullanılacak bir başka yöntem de alt premolarlara dikleştirme zembekleri uygulamaktır (bkz. Şekil 6-2). Araştırmacı, öndeki dişlerin distalizasyonu sırasında ankraj kaybı olacağı düşüncesiyle molar distalizasyonunun abartılarak sınıf III molar ilişkisi şekline ulaşılması (en az 2 mm.lik aşırı düzeltme yoluna gidilmesi) gerektiğini belirtmektedir.

Distalizasyon sonrasında, kuronları distale devrilmiş olan molarlar yerlerinde stabilize edilmedikleri takdirde çok kısa sürede eski konumlarına dönerler. Molar stabilizasyonu için en az 4-5 ay boyunca molarlar üzerine mesial kuvvet uygulanmamalıdır. Bu süre içinde premolarlarda da spontan retraksiyon beklenmektedir. Molar konumlarının kaybedilmemesi için uygulanacak iki temel yöntem vardır. Bunlardan biri, high pull headgear kullanımındır. Dış kolları yukarı açılmış high pull headgearler ile molar eksen eğimlerini düzeltmek ve ankraji etkili şekilde desteklemek mümkündür. Gianelly (6), bu yöntemin uygulanmasında iki seçenekten söz etmektedir.

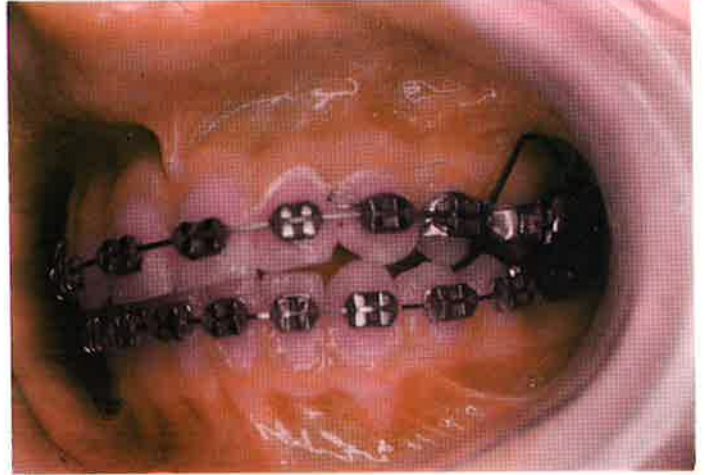
1. Ağız dışı kuvvet ya da üst hareketli plak yardımıyla ankraji desteklemek ve premolar distalizasyonunu hemen başlatmak.
2. Önce high pull headgear ile molar eksen eğimlerini düzeltmek, daha sonra premolar distalizasyonuna başlamak (6, 47).

Süperelastik (NeoSentalloy) arkların kullanılması

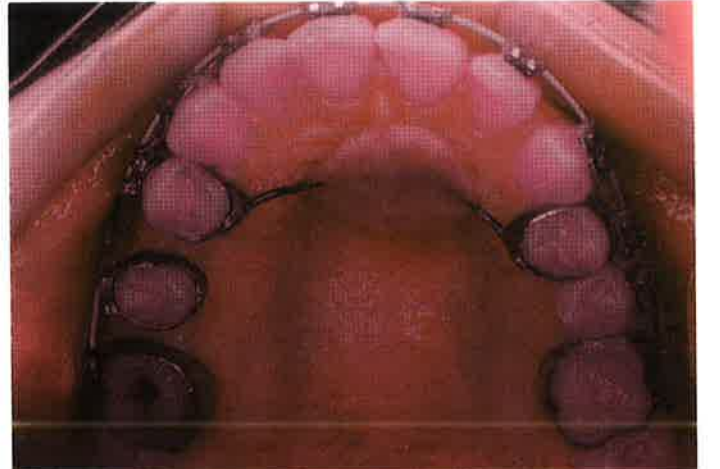
Sürekli dişlenme döneminde uygulanan bir başka molar distalizasyon şekli de süperelastik NeoSentalloy arklar yoluyla gerçekleştirilen yöntemdir (48) (Şekil 6-29). Bu yöntemde, 0.018" x 0.025" çaplı süperelastik NiTi tel kullanılır. Tel ağza yerleştirilmeden önce üzerine, molar tüpünün distali ve birinci premolar braketinin distali hizasına gelecek şekilde iki adet stop konur ve sıkıştırılarak molar tüpünün içine sokulur. NiTi tel düzleşmeye çalışırken iki tarafa doğru yaklaşık 100 g.lık kuvvet uygular (Resim 20 a ve b). Ön dişlerin ileri itimini engellemek amacıyla 100-150 g.lık sınıf II elastik kullanılır. Bu yöntemle molarların ayda ortalama 1 mm hareket etmesi beklenir. Distale devrilme şeklinde gerçekleşen bu hareket sonrasında molarların yukarıda anlatılan şekilde dikleştirilmesi gerekir.



Şekil 6.29. NeoSentalloy arkların üst molar distalizasyonunda kullanılması. Arkın aktivasyon miktarı yaklaşık bir tüp uzunluğu kadardır (A). Arkın birinci molar ve premolar dişler arasında aktive edilmesi (B). Tel düzleşirken her iki tarafa doğru yaklaşık 100 g. kuvvet uygular (C). Üst dişlerin ileri itimini önlemek için 100-150 g. sınıf II elastik kullanılır (48).

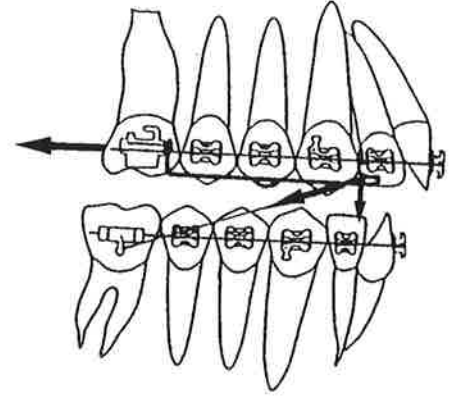


a



b

Resim 20. Süperelastik (Sentalloy) arklar kullanılarak gerçekleştirilen molar distalizasyonu (a ve b).



Şekil 6.30. Üst molar distalizasyonu amacıyla sliding jig kullanılması. Sınıf II elastik kuvvetinin yatay bileşeni, jig yoluyla doğrudan molar dişe iletilir.

Sliding jig kullanılması

Sliding jig, geç karışık dişlenme ya da sürekli dişlenme döneminin başlarında etkili şekilde uygulanabilecek bir molar distalizasyon yöntemidir (Şekil 6-30). Bu yöntemde amaç, alt molar ankrajından destek alarak sınıf II elastikler yardımıyla premolarları ve kaninleri sırayla distalize etmektir. Yukarıda anlatılan, karışık dişlenme döneminde ağız dışı kuvvetler ile molar distalizasyonu sırasında ön dişlerde transseptal lifler yoluyla oluşan spontan retraksiyon bu yöntemin uygulanması sırasında da gözlenir. Bu nedenle, sliding jig + sınıf II elastik uygulaması, zaten premolar ve kaninlerde var olan distale hareket eğilimini destekleyerek sonuca ulaşmayı kolaylaştırmaktadır.

Sliding jig, 0.7 mm.lik paslanmaz çelik telden bükülür. Bu mekanikte kuvvetli sınıf II elastik kuvvetinden faydalandığından alt diş kavsinde (0.018" çaplı braketlerde) 0.017" x 0.025" ya da 0.018" x 0.025" gibi katı paslanmaz çelik tellerin kullanılması gerekir. NiTi gibi elastik arkların ya da braket oluşunu doldurmayan ince çaplı paslanmaz çelik tellerin kullanılması halinde alt molarlarda uzama ve öne devrilme gibi yan etkiler oluşarak oklüzal düzlem eğimi bozulur ve kapamış açılır. Bu yan etkiyi en aza indirebilmek için sınıf II elastikğin dik yön bileşeninin azaltılması, yatay yön bileşeninin artırılması amacıyla sliding jig'in çengeli önde yan keser dişlerin mesialine kadar uzatılabilir.

Sliding jig ile önce molarlar distalize edilir. Molarlarda süper sınıf I ilişki elde edildiğinde premolar ve kaninlerde de spontan retraksiyon gözlenir. Molarların yerlerinde tutulabilmesi için arkın molar tüplerinin mesiali hizasına sıkıştırmalı (crimpable) stoplar yerleştirilir ya da stop bükümler yapılır. Daha sonra sliding jig kullanımını sürdürülürken molarlardan destek alarak ikinci premolarlar ve sırasıyla birinci premolar ve kaninler distalize edilir.

Tek Taraflı Molar Distalizasyonu

Class II subdivision gibi asimetric olgularda tek taraflı molar distalizasyonu yaptırmak gerekebilir. Bunun için yukarıda açıklanan yöntemlerden biri (açık yaylar, süper elastik teller ve sliding jig) kullanılabilceği gibi asimetric ağız dışı kuvvetlerden ya da palatal arklardan da yararlanılabilir. Asimetric ağız dışı kuvvet uygulaması ağızdışı apareyler bölümünde incelendiğinden burada sadece palatal arklarla molar distalizasyonu yönteminden söz edilecektir.

Palatal arkların kullanılması

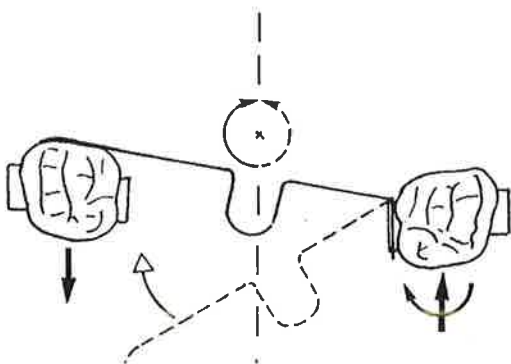
Palatal arkların molar distalizasyonunda etkili olabilmesi için ikinci molarların sürmemiş olmasında yarar vardır. Bu mekaniğin detayı şekil 6-31'de görülmektedir. Hareketi istenen tarafta arkın uç kısmı kesilir ve hareketli apareylerde kullanılan parmak zemberek gibi moların mesialine aktif olarak yerleştirilir. Bu esnada, destek alınan molar diş tarafındaki moment etkisi nedeniyle ortaya çıkan dengeleyici kuvvet bu moların mesiale kaymasına ve mesio-bukkal rotasyonuna neden olur (49). Bu nedenle bu dişlerin ankrajının kuvvetlendirilmesi şarttır. Bu amaçla molar ile ikinci ve üçüncü süt azı dişleri bir araya getirilerek bağlanmalıdır.

Alt Molar Mesializasyonu

Seviyeleme döneminde, molar ilişkisinin Sınıf I'e getirilmesi için uygulanan yöntemlerden biri alt molarların mesiale taşınmasıdır. Bu, oldukça dikkat ve sabır isteyen bir işlemdir çünkü alt molarların eksen eğimleri zaten bir miktar mesiale doğrudur. Bu nedenle bu dişlerde öne devrilme eğilimi çok kuvvetlidir. Molarların içinde yer aldığı kemik yapısı, dıştan ve içten kuvvetli kaslardan kuşatılmış iki kalın kompakt kemiğin ortasındaki dar bir spongios yapıdan oluşur. Bu da, molarların ön-arka yöndeki hareketlerini büyük ölçüde kısıtlayan bir faktördür.

Alt molarların öne taşınmasında sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerin her ikisi de kullanılabilir. Sürtünmeli sistemde 0.017" x 0.025" çaplı paslanmaz çelik tel ile birlikte zincir elastik ya da kapalı NiTi yaylar kullanılabilir. Alt kesicilerin ankrajını artırmak için bu dişlere aktif lingual kök torku verilmelidir. Çoğu olguda çene içi ankraj yeterli olmadığından molar hareketinin 1/4" light ya da medium sınıf II elastiklerle desteklenmesinde yarar vardır. Tel ile molar tüpü arasındaki sürtünmenin azaltılması için dişin üzerinde kayacağı tel parçasının köşeleri, tel ağza yerleştirilmeden önce bir aeratör frezi yardımıyla yuvarlatılır ve lastikle parlatılır (bkz. Şekil 7.3.).

Alt birinci premolarların çekildiği olgularda çekim boşlukları arkadan öne kapatılmak isteniyorsa zincir elastik (ya da yay) ikinci premolar braketine bağlanır. Böylece, premolar hareket ettikçe transseptal lifler yoluyla moların da bir



Şekil 6.31. Palatal arkın molar distalizasyonunda kullanılması. Arkın bir ucu, hareketi istenen molar dişin mesialine **tek noktadan** adapte edilir. Diğer taraftaki molarda ortaya çıkan mesio-bukkal rotasyon ve mesializasyon etkisinin ortadan kaldırılması için premolar (ya da süt molarlar) da sisteme dahil edilmelidir.

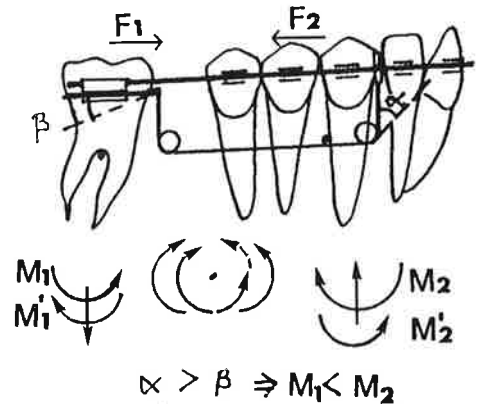
miktar öne hareketi gerçekleştirilir. Bu yöntemde, premolar kanine temas ettikten sonra moların tek başına öne taşınması daha kolay hale gelir.

Molarların sürtünmesiz sistemle öne getirilmesinde de 0.017" x 0.025" çaplı paslanmaz çelik tel kullanılır. Bu sistemde diş hareketi daha kolay ve hızlı olmaktadır. Bunun için premolar braketinin hemen distaline gelecek şekilde kapayıcı bir dikey loop bükülür. Molarların eksen eğimlerini kontrol etmek için loopun distal ayağına 5-10 derece kadar tip back bükümü yapılır. Molarlarda öne devrilme çok kolay olacağından loop çok az aktive edilmeli dişin eksen eğimi sürekli kontrol altında tutulmalıdır.

Alt molar mesializasyonunda da yüzün dik yön yapısının önemi büyüktür çünkü bu hareket sırasında bu dişlerde bir miktar uzama olabilir. Bu da hiperdiverjan bireyler için uygun değildir. Özellikle açık kapanışa eğilimli olgularda molarların hem gömülmesi hem de öne taşınması gerekir. Böyle durumlarda bölümlü ark mekaniği uygulanmalıdır. Bunun için, aynı prensiple çalışan iki ayrı düzene kullanılabılır. Birincisi, hazır olarak satılan molar dikleştirme zembereklere (Memory Titanol Spring -Forestadent), diğeri ise bölümlü ark tekniğinde kullanılan 0.016" x 0.022" paslanmaz çelik veya 0.017" x 0.025" TMA telden bükülen molar dikleştirme zembereklere (50). Bu zembereklere çalışma prensipleri, aşağıda "devrilmiş molarların dikleştirilmesi" bölümünde detaylı olarak anlatılmaktadır. Alt molarların hem gömülmesi hem de mesialize edilebilmesi için uygulanan mekaniğin çok dikkatli planlanması gerekir. Aksi takdirde molarlarda öne devrilme, alt kesici eksen eğimlerinde aşırı artma ve hatta kapanışın açılması gibi istenmeyen yan etkiler ortaya çıkabilir.

Şekil 6-32'de iskeletsel açık kapanış gösteren bir bireyde, çekilen birinci molarların boşluklarının ikinci molarların mesial hareketiyle kapatılmasının amaçlandığı bir olguda uygulanan mekanik örneği verilmektedir (50). Bu olgularda, alt kesici eksen eğimlerinin artmasına bağlı olarak overbite'm azalabileceği hatta ön açık kapanış oluşabileceği düşünülerek gerekirse alt ve üst kesiciler arasında dikey elastikler uygulanmalıdır. Şekilde verilen örnekte molar rehber bir ark teli üzerinde kaydırılmaktadır. Bu mekanikte sürtünmenin en az olabilmesi için kullanılan tel çapı möllenerek küçültülür ve tel lastik ile parlatılır. Kullanılan dikleştirme arkı ile tüp arasındaki sürtünmenin en az olabilmesi için β açısının çok az tutulması gerekir.

Şekil 6.32. Açık kapanışlı bireylerde molar mesializasyonu sırasında bu dişin uzamasının engellenmesi için kullanılan bir mekanik örneği. Dikleştirme zembereği tarafından uygulanan (M_2) momenti (M_1) momentinden büyük olduğundan molar gömülür kesici kanin ve premolarlardan oluşan ön bölge dişleri uzar ve açıklığın kapanmasına yardımcı olur. Molar tüpünden bir düz ark geçirilip mesial yönde kuvvet uygulanırsa (F_1) molar hem gömülür hem mesial yönde hareket eder. Bu mekanikte önemli nokta, F_1 kuvvetine bağlı moment (M_1) ile tip back momentinin (M_1) şiddetlerinin eşit olmasıdır (Şekilde tel ile tüp arasındaki sürtünme gözardı edilmiş, dikleştirme zembereğinin boyunun mesafenin azalmasına bağlı olarak adapte edilişi gösterilmemiştir). Pratik uygulamada, kuvvetli moment etkisiyle kesicilerde ortaya çıkabilen ileri itim etkisi hafif dikey elastiklerle dengelenebilmektedir.

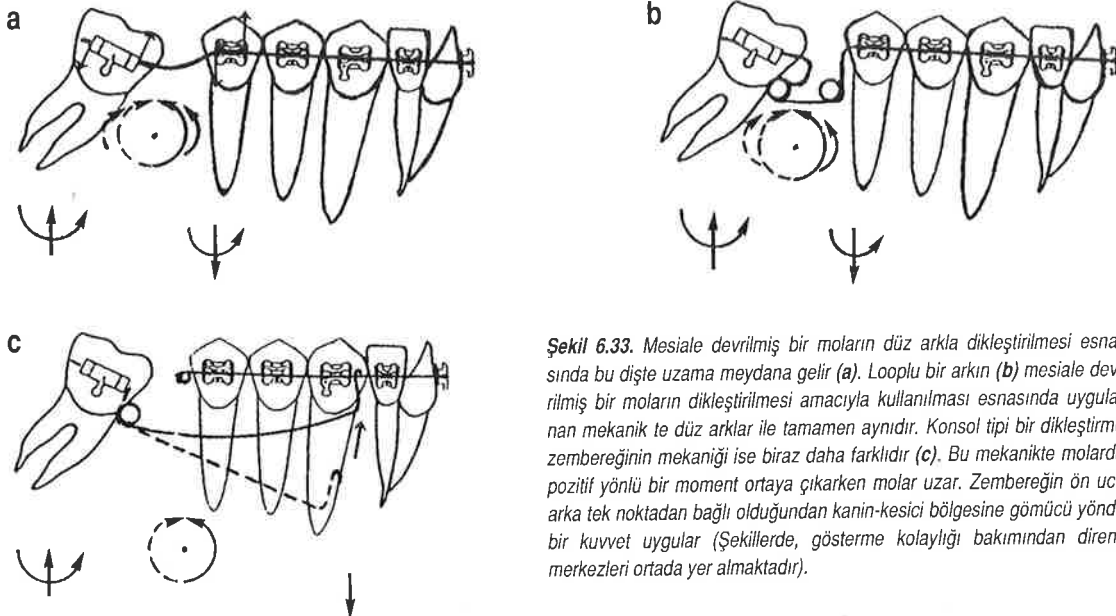


Devrilmiş molarların dikleştirilmesi

Çoğunlukla genç erişkin ve erişkinlerde, birinci molar çekimleri sonrasında, önlem alınmadığı takdirde ikinci molarlar mesiale doğru devrilerek çekim boşluklarının kısmen ya da tamamen kapanmasına neden olurlar. Özellikle alt çenede daha belirgin olarak meydana gelen molar devrilmeleri sonucu kapanışta erken temaslar meydana gelebilir. Devrilen molarlar üzerinde yoğunlaşan oklüzal kuvvetler nedeniyle zamanla bu dişlerin çevresinde kemik erimeleriyle kendini gösteren peridontal sorunlar ve mikro travmalar sonucu TME sorunları ortaya çıkabilir. Molarların eksen eğimleri protetik restorasyonlar için de uygun olmadığından bu dişlerin dikleştirilmesi yukarıda sayılan potansiyel sorunların da ortadan kaldırılmasına yardımcı olur.

Benzer olay, karışık dişlenme dönemindeki bireylerde ikinci süt azılarının erken kaybı sonucu birinci molarların mesiale devrilmesi şeklinde de meydana gelebilir. Bu durumda, sürmekte olan ikinci premolarların yerleri kapandığından devrilmiş olan molarların yeniden dikleştirilmesiyle bu dişlere yer sağlanması gerekir.

Mesiale devrilmiş molarların dikleştirilmesi için uygulanacak mekaniğin seçiminde yüzün dik yön gelişim modeli temel kriter olarak alınmalıdır. Şekil 6-33 a ve b'de görülen düz ve looplu arkların molarlara uygulanması sonucu ortaya çıkan mekanik prensip olarak aynıdır. Bu arkların uygulanmasıyla molarlarda her zaman bir uzama meydana gelir. Bunun nedeni, molar tüpü içinden geçirilen telin bu dişte oluşturduğu pozitif yönlü momente bağlı olarak, statik denge kuralları gereği bu dişte uzatıcı dik yön kuvvetinin ortaya çıkmasıdır. Bu mekanik, şekil 3-3 B III ve 3-4 III'te açılı duran braket ile düz duran braket arasındaki ilişki şeklinin aynısıdır. Dikkat edilirse, her iki brakette de ters yönlü ancak farklı şiddetlerde momentler ortaya çıkmaktadır. Şekil 6-33 c'de görülen konsol

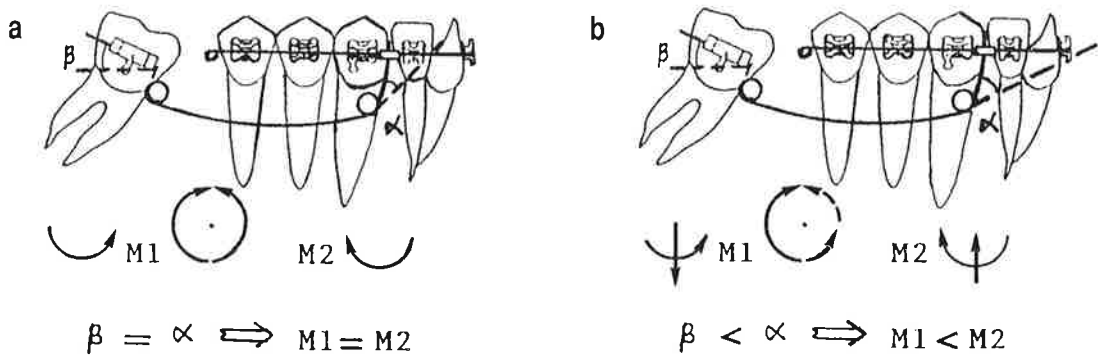


Şekil 6.33. Mesiale devrilmiş bir moların düz arka dikleştirilmesi esnasında bu dişte uzama meydana gelir (a). Looplu bir arkın (b) mesiale devrilmiş bir moların dikleştirilmesi amacıyla kullanılması esnasında uygulanan mekanik de düz arklar ile tamamen aynıdır. Konsol tipi bir dikleştirme zembereğinin mekanik prensibi ise biraz daha farklıdır (c). Bu mekanikte molarlarda pozitif yönlü bir moment ortaya çıkarken molar uzar. Zembereğin ön ucu arka tek noktadan bağlı olduğundan kanin-kesici bölgesine gömücü yönde bir kuvvet uygular (Şekillerde, gösterme kolaylığı bakımından direnç merkezleri ortada yer almaktadır).

(cantilever) tipindeki dikleştirme zembereğinin uygulanmasıyla da sonuç aynı olur. Aradaki tek fark, konsol şeklindeki arkın, molarlarda pozitif yönlü moment oluştururken ön bölgede, kanin-lateral arasındaki ark teli üzerine tek noktadan kuvvet uygulaması nedeniyle momente neden olmamasıdır.

Molarlardaki bu uzama hipodiverjan bireyler için uygundur çünkü kapanışın açılmasına yardımcı olur. Ancak, bu mekanik hiperdiverjan bireylerde sakıncalıdır çünkü molar uzaması alt çenenin geriye rotasyonuna neden olarak profilin daha da kötüleşmesine yol açar. Bu nedenle, özellikle açık kapanışa eğilimli bireylerde molarların dikleştirilirken uzatılmasından kaçınmak hatta mümkünse gömülmelerini sağlamak gerekir.

Düz arkların kullanımı sonucu molarların dikleşirken bir yandan da uzamasına neden olan etken dik yöndeki dengeleyici kuvvet olduğuna göre ilk amacımız, sistemde hiçbir dengeleyici kuvvetin oluşmamasını sağlamak olmalıdır. Bunun için molar üzerindeki pozitif moment etkisinin negatif bir momentle dengelenmesi yeterlidir. Bunun sağlanması için en uygun mekanik düzenek şekil 6-34 a'da görülmektedir. Bu düzenekte, tüm diş kavsi ikinci premolardan diğer taraftaki ikinci premolara kadar, braket olukları içine girebilen en kalın köşeli ark ile sıkı şekilde bağlanır. Bu arkın üzerine, kaninlerin mesiali hizasına gelecek biçimde (+) şeklindeki dikey tüpler yerleştirilir. Molarların dikleştirilmesi amacıyla 0.016" x 0.022" paslanmaz çelik veya 0.017" x 0.025" TMA telden bükülmüş ya da hazır olarak satılan (Memory Titanol Spring-Forestadent) yardımcı arklar kullanılabilir (Resim 21). Burada dikkat edilmesi gereken nokta, molar tüpünün ark düzlemiyle yaptığı açı (β) ile yardımcı arkın ön bölümünün dikey tüp ile yaptığı açının (α) birbirine eşit olmasıdır. Arkın her iki ucunun tüplere giriş açılarının eşit olması demek arkın her iki ucunda ortaya çıkan ters yönlü momentlerin de eşit olması demektir. Böylece eşit ve ters yönlü momentlerin birbirini dengelemesi sonucu sistemde hiçbir net kuvvet ortaya çıkmaz. Bunun sonucunda molarlar distal yönde devrilirlerken kesici ve kanin dişler üzerinde bir ileri itim etkisi meydana gelir. Alt kesicilerin eksen eğimlerinin artmasının istenmediği olgularda bu dişlere labial kök torku verilebilir.



Şekil 6.34. Hiperdiverjan olgularda molarların dikleştirilmesi esnasında uzamaları kapanışın açılması tehlikesi nedeniyle arzu edilmez. Böyle durumlarda bu dişlerin uzamasının önlenmesi gerekir. Bu amaçla kullanılan mekanikte molarlara uygulanan M1 momenti ile ön bölgeye + tüpler yoluyla uygulanan M2 momentlerinin eşit olması gerekir. Böylece karşılıklı eşit şiddette ve zıt yönlü momentler birbirlerini nötralize eder, sistemde hiçbir dengeleyici net kuvvet ortaya çıkmaz (a). İskeletsel açık kapanış olgularında öne devrilmiş olan molarların dikleşirken gömülmesi de istenir. Bu durumda öndeki momentin (M2) şiddetinin arka moment (M1) şiddetinden fazla tutulması gerekir (b).

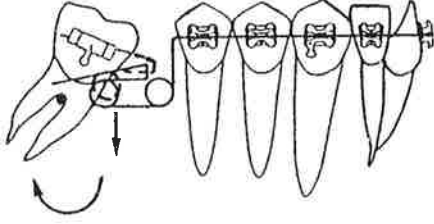


Resim 21. Hiperdiverjan eğilimli olgularda mesiale devrilmüş molarların dikleştirilmesi esnasında ortaya çıkabilecek uzamayı dengelemek ya da bu dişlerin gömülmesini sağlamak için kullanılan dikleştirme arki.

Aşırı hiperdiverjan ya da iskeletsel açık kapanış gösteren bireylerde molarların dikleşmesi sırasında kapanışın daha da açılması tehlikesi vardır. Böyle durumlarda molarlar dikleştirilirken gömülmelidir. Bunun için, molardeki pozitif momente (M1) karşılık negatif yönlü momentin (M2) şiddeti artırılmalıdır. Sonuçta ön ve arka momentler arasında eşitsizlik oluşacağından dengeleyici dik yön kuvvetleri de ortaya çıkar. Bu durumda dengeleyici kuvvetler molarlarda gömücü, kesici-kanin bölgesinde ise uzatıcı yöndedir (Şekil 6-34 b). Böylece, molarlar bir yandan kontrollü olarak dikleştirilir ve gömülürken ön bölge dişleri de uzayarak ön açık kapanışın kapanmasına yardımcı olur. Ancak, öndeki negatif yönlü momentin etkisiyle kesicilerin eksen eğimlerinde ortaya çıkan artış nedeniyle bazen ön açık kapanışta beklenen kapanma olmayabilir. Böyle durumlarda ön bölgede dike elastik kullanılmalıdır.

Büyüme dönemindeki hiperdiverjan bireylerde, düz arklar kullanılarak molarlar dikleştirilirken bu dişlerde ortaya çıkan uzama eğilimi, dik yönde çenelik kullanımıyla dengelenebilir (bkz. Şekil 6-25). Ancak, bu mekanizmanın uygulanmasında bir sakınca vardır. Kullanılan ağız içi mekanik (düz tel) 24 saat etkili olurken çenelik daha kısa süre kullanılmaktadır. Özellikle işbirliğinin kötü olduğu bireylerde çeneliğin kullanım süresi daha da kısaldır. Bu nedenlerle, hiperdiverjan bireylerde sadece çenelik kullanımına güvenmek yerine çenelikle kombine olarak yukarıda anlatılan ağız içi mekaniklerin uygulanması daha iyi sonuç verir.

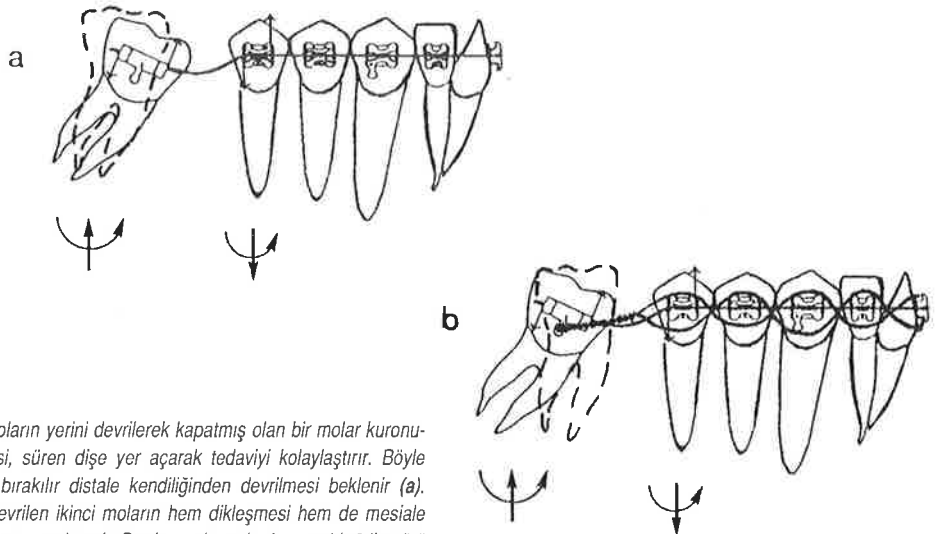
Yukarıda açıklandığı gibi, molarların dikleştirilmesinde, düz ve looplu arkların kullanılmasıyla elde edilen sonuç aynıdır. Looplu arkların kullanımı sırasında molarlardaki uzamayı engellemek amacıyla bazı klinisyenlerce tele basamak yapılı (Şekil 6-35). Oysa, bu basamak molar tüpünün önünde yer aldığından, telin ucu yukarı doğru aktive edilip molar tüpünün içine yerleştirildiği anda gömücü kuvvet direnç merkezinin mesialinden geçer. Bu kuvvet molarlarda negatif yönlü bir moment oluşturarak dikleşme eğilimini ortadan kaldırır ve dişin daha da mesiale devrilmesine neden olur.



Şekil 6.35. Molarların looplu arklarla dikleştirilmesinde moların gömülmesi amacıyla yanlı olarak loopa basamak yapılır. Tüp hizasından aşağıda yer alan basamaklı loopun arka bacağı yukarı yaylandırılıp tüpe sokulduğunda moların dikleşmesini engeller hatta bu dişin daha da fazla devrilmesine yol açar.

Dikleştirme hareketi esnasında molarların kuronları distale kökleri ise mesiale hareket eder. Sürmekte olan ikinci premoların yerini devrilerek kapatmış olan bir molar kuronunun distale hareket etmesi, süren dişe yer açarak tedaviyi kolaylaştırır (Şekil 6-36 a). Oysa, çekilmiş olan birinci moların yerine devrilen ikinci moların hem dikleşmesi hem de mesializasyonla çekim boşluğunu tamamen kapatması istenir. Bu nedenle, amaca uygun mekanik uygulanması gerekir. Amaç, sürmekte olan dişlere yer açmak ya da protez için dişleri dikleştirmekse molar kuronunun serbestçe distale devrilmesine izin verilir. Amaç, dişi dikleştirirken çekim boşluğunu da kapatmaksa, bu durumda kuronun distal hareketine izin verilmemesi gerekir. Bunu sağlamak için, molar çengeli ile diğer dişler arasına pasif ama sağlam bir 8 ligatürü bağlanır. Böylece, dişin dönme merkezi, kök üzerinden oklüzale, kuron üzerine doğru kayar. Kuron hareket edemediğinden dikleşme sadece köklerin mesiale devrilmesiyle gerçekleşir ve bu arada çekim boşluğu yeniden açılmaz (Şekil 6-36 b).

Bu mekanikle kökler mesiale devrilip molar dikleştğinde artık 8 ligatürünü hafifçe sıkarak kuronun da mesiale hareket etmesi ve çekim boşluğunu tamamen kapatması sağlanabilir. Bunun benzeri bir mekanik straight wire sisteminde lace back ile kaninler üzerinde uygulanmaktadır (bkz. Şekil 3-20).



Şekil 6.36. Sürmekte olan ikinci premoların yerini devrilerek kapatmış olan bir molar kuronunun dikleşirken distale hareket etmesi, süren dişe yer açarak tedaviyi kolaylaştırır. Böyle durumlarda molar tamamen serbest bırakılır distale kendiliğinden devrilmesi beklenir (a). Çekilmiş olan birinci moların yerine devrilen ikinci moların hem dikleşmesi hem de mesiale gelerek çekim boşluğunu tamamen kapatması istenir. Bu durumda molar kuronu bir 8 ligatürü ile sağlam şekilde bağlanır ve kuronun distale gitmesi engellenir. Kuron hareket edemediğinden kökler mesiale gelir ve diş dikleşir. Moların mesiale çekilmesi için tamamen dikleşmesi beklenmelidir (b).

Molar rotasyonu

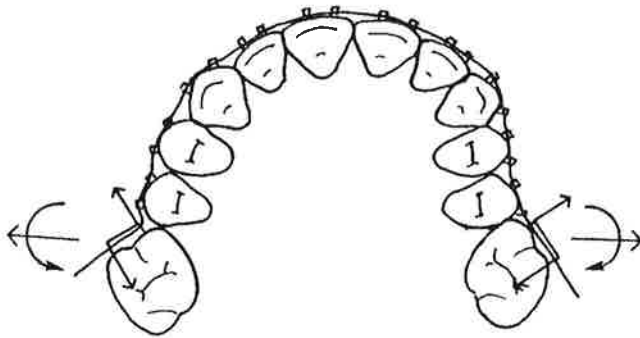
Seviyelemenin ana amaçlarından biri de molarlarda mevcut olan rotasyonların giderilmesidir. Bu işlemin üç amacı vardır.

1. Diş kavsi üzerinde yer kazanmak,
2. Molarlara ideal birinci düzen değerlerini vermek,
3. Kanin ve kesici retraksiyonları için ankrajı kuvvetlendirmek.

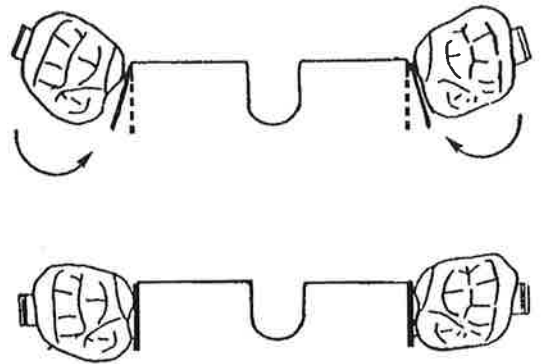
Andrews'a göre (51), oklüzyonun 6 anahtarından biri üst birinci molarların mesio-distal yöndeki rotasyonlarının düzeltilmesidir. Özellikle sınıf II olguların büyük çoğunluğu molar rotasyonu gerektirmektedir. Bu işlem arka bölgede sınıf I ilişkinin elde edilmesi için önemli bir aşamadır. Molar rotasyonu ile ark üzerinde 1-1.5 mm. ve toplam 2-3 mm lik yer kazancı sağlanabilmektedir. Mesio-palatinal rotasyon gösteren dişlerin düzeltilmesi için düz ark kullanılırsa, tüplerin yönlerine bağlı olarak ortaya çıkan aynı yönlü momentler nedeniyle molarlar bukkale doğru genişler (Şekil 6-37).

Molar rotasyonu amacıyla ağız dışı apearelerin yüz arkları da kullanılabilir. Ancak bu arklar kalın tellerden imal edildiklerinden bunları rotasyonlu tüplerin içine yerleştirmek oldukça güçtür. Bu durum, özellikle sabit apeare kullanılan ancak ağız dışı kuvvet uygulanması gereken karışık dişlenme dönemindeki bireylerde sorun olarak ortaya çıkar. Böyle olgularda molar rotasyonları öncelikle palatal ark yardımıyla düzeltilir daha sonra ağız dışı apeareyin yüz arkı tüplere adapte edilir.

Goshgarian tip palatal arklar molar rotasyonunu gerçekleştirmede kullanılan en etkili yardımcı elemanlardan biridir çünkü bu arklar özel bir hasta işbirliği gerektirmez, hasta tarafından kolayca kabullenilir ve günde 24 saat sürekli kuvvet uygular. Palatal arkın molar rotasyonları için kullanımı ve ark üzerinde yapılması gereken bükümler şekil 6-38'de görülmektedir.



Şekil 6.37. Rotasyonlu molarların içinden esnek bir tel geçirildiğinde molarlarda transversal yönde genişleme beklenir.



Şekil 6.38. Molar rotasyonlarının düzeltilmesinin en iyi yolu palatal ark kullanmaktır. Arkın molar tüplerine giren kollarının eşit açılarda olması yan etkileri ortadan kaldırır.

Çapraz kapanışların düzeltilmesi

Çapraz kapanış, seviyeleme döneminde ilk tedavi edilmesi gereken sorunlardan biridir. Çoğunlukla tek bazen bir grup dişi ilgilendiren bu kapanış bozuklukları mümkün olan en erken yaşta düzeltilmelidir çünkü sorun genellikle o bölgeyle sınırlı kalmaz, alt çenenin fonksiyonel olarak öne, arkaya ya da yanlara kaymasına neden olur. Fonksiyonel olan bu sorunlar tedavi edilmedikleri takdirde ileri yaşlarda morfolojik prognati, retrognati, laterognati ya da TME şikayetleri gibi sorunlar olarak karşımıza çıkar. Bu maloklüzyonun erken tedavisinin bir diğer önemli nedeni de çapraz kapanış gösteren dişler bölgesinde ortaya çıkan periodontal sorunlar ve yanak ısırma gibi şikayetlerdir.

Posterior çapraz kapanışların tedavisinde başvurulan yöntem üst çenenin transversal yönde genişletilmesidir. Sabit tedavi tekniklerinde transversal genişletme için kullanılan değişik apareyler bulunmaktadır. Bunları, dişsel ve iskeletsel etkiye sahip apareyler olarak iki ana kategoride incelemek mümkündür. İskeletsel etki elde etmek istendiğinde kullanılan yöntem "hızlı üst çene genişletmesi" (Rapid Maxillary Expansion) dir. Dişsel genişletme istendiğinde kullanılacak yöntemlerden bazıları quad helix, palatal ark, ağız dışı apareylerin yüz arkları, ark telleri ya da çapraz elastiklerdir.

Hızlı Üst Çene Genişletmesi

Üst çene dento-alveoler kavsinin alt çeneye göre transversal yönde daha dar olduğu olgularda üst çenenin iskeletsel olarak genişletilmesi gerekir. Üst çenenin iskeletsel darlığına neden olan faktörlerin başında dudak damak yarıkları, nasofarengeal havayolundaki dirence bağlı ağızdan nefes alma gibi konjenital ve fonksiyonel sebepler gelir.

Üst çenede ortopedik değişim elde edebilmek için sabit hızlı genişletme apareyleri kullanılır. Hızlı genişletme yönteminde üst birinci molarlar ile birinci premolarlardan destek alınır. Karışık dişlenme dönemindeki bireylerde ise bu amaçla birinci molarlar ile birinci süt azılarından faydalanılır. Klasik Haas tipi hızlı genişletme apareyinde molar ve premolarlar bantlanır ve 1-1.2 mm. kalınlığındaki çelik teller yardımıyla sıkıca birleştirilir. Sağ ve sol bölümlerin arasına dökülen akrilik bloğun ortasına bir transversal genişletme vidası yerleştirilir. Haas'a göre (52), hızlı genişletme sırasında akrilik, damak mukozasına baskı yaparak arterlerin sıkışmasına neden olur. Arterler üzerindeki bu baskı, çevre bağ dokusunu uyarak osteoklast aktivasyonuna ve palatal kemikte rezorpsiyona yol açar. Böylece damak kubbesinde de genişleme elde edilir. Bununla birlikte, akrilik bloğun doğrudan mukoza üzerine kuvvet uygulamasının mukozayı sıyrarak damakta ileri derecede tahrişlere neden olduğu pratikten bilinmektedir (Resim 22). Bu apareylerde akrilik bloğun dil alanını daraltmasına bağlı olarak oluşan hasta rahatsızlığı ve akriliğin yarattığı tahriş ve hijyen sorunlarını gidermek için son yıllarda Hyrax (Hygienic Rapid Expansion) vidalı apareyler tercih edilmektedir. Bu apareylerde vida üzerindeki kollar, damak kubbesine uygun olarak şekillendirildikten sonra premolar ve molar bantlarına lehimlenir.



Resim 22. Akrilik bloğun damak mukozasına temas ettiği Haas tipi bir hızlı genişletme apareyinin mukozada oluşturduğu tahriş.

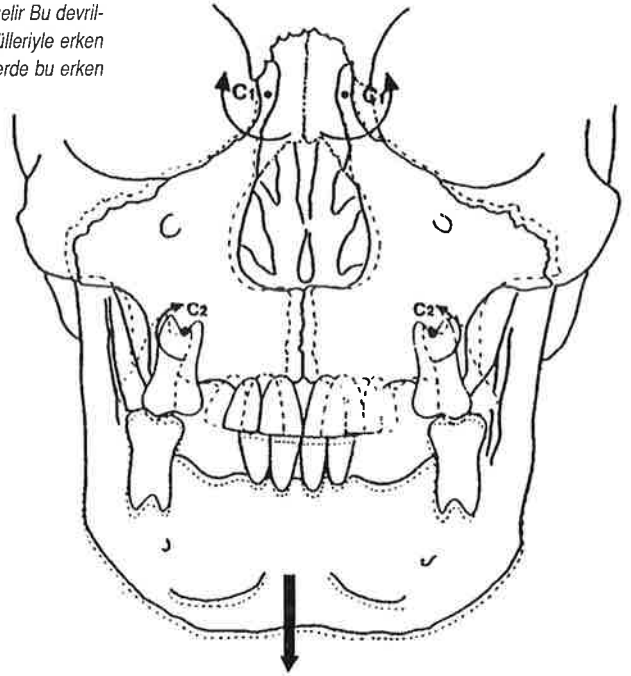
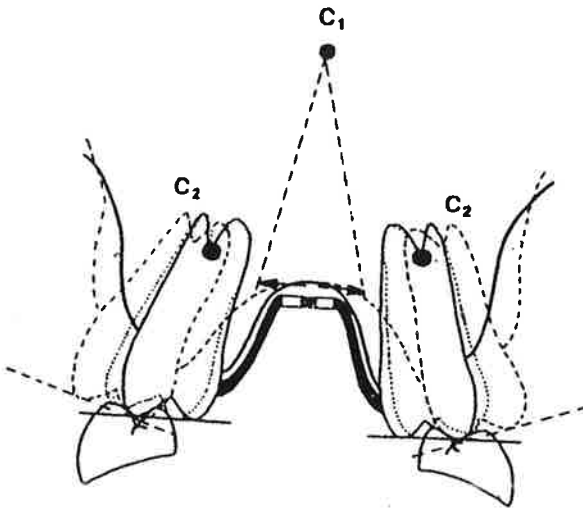
Hızlı genişletme yönteminde vida günde bir ya da iki kez 1/4 tur çevrilerek günlük 0.5-1 mm. genişleme elde edilir. Vidanın her 1/4 tur çevrilmesinde yaklaşık 0.9-4.5 kg kuvvet uygulanmaktadır (53). Bu kuvvetler bütün yüz suturalarında ve özellikle sutura palatina media üzerinde etkili olmaktadır. Genişletmeyle birlikte damak boyutlarında transversal yönde artış meydana gelirken damak derinliği azalma gösterir (54). Hızlı genişletme işlemi sonrasında genellikle bir miktar nüks beklenir. Bu nedenle, ideal olarak genişletme, üst dişlerin palatinal tüberküleri alt dişlerin bukkal tüberküleri hizasına gelene kadar sürdürülmelidir. Genişletme sonrasında vida bir ligatür teli ile kilitlenir ve aparey pekiştirme amacıyla ağızda en az 3 ay boyunca tutulur. Nüksün en aza düşürülmesi amacıyla, apareyin ağızdan çıkarıldığı seansta dişler braketlenmeli ve molarlar arasına palatal ark konmalıdır. Kesiciler bölgesinde çapraşıklık bulunan bazı olgularda, zaman kazanmak bakımından, hızlı genişletme esnasında ön dişler de braketlenerek bölümlü arka seviyelenebilir. Saturanın açılmasıyla birlikte orta keserler arasında diastema oluşması (median diastema) normaldir. Bu diastema, hiç müdahale edilmese bile, transseptal liflerin etkisiyle zaman içinde yeniden kapanır.

Hızlı genişletme yönteminde, kısa sürede dişlerin hareket etme sınırının üzerinde aşırı kuvvetler uygulandığından dişsel değişimden çok ortopedik değişim elde edilir. Bunun için en uygun zamanın süt ya da karışık dişlenme dönemi olduğu belirtilmektedir (55-63). Birçok araştırmacı, hızlı genişletme için sutura palatina medianın kapanmamış olması gerektiği konusunu vurgulamaktadırlar. Bununla birlikte, bu suturanın kapanma zamanı konusunda farklı görüşler bulunmaktadır (64). Bu arada, hızlı genişletmenin erişkin yaşlarda da uygulanabileceği de bir çok araştırmacı tarafından belirtilmektedir. Ancak yaş ile birlikte iskelet yapıların sertliğinin de artması genişletmenin sınırını ve kalıcılığını azaltmaktadır (63, 65, 66-70).

Hızlı genişletme işlemi sırasında üst çene kemikleri fronto-maksiller suturaya yakın nasal boşluk içindeki bir nokta etrafında dönerek birbirinden uzaklaşır.

Bu şekilde tepesi yukarıda tabanı aşağıda yer alan piramit şekilli bir boşluk elde edilir (Şekil 6-39 ve 6-40). Üst çene transversal yönde genişlerken A noktasında da öne hareket olduğu gösterilmiştir (52, 71-73). Bu ortopedik etkinin yanısıra dişsel değişimler de meydana gelir. Bu değişimlerin başında destek alınan premolar ve molar dişlerin bukkale devrilmesi gelir. Bu dişlerin bukkale hareketi sırasında palatinal tüberküller aşağı doğru sarkar ve alt dişlerle erken temaslara meydana getirir. Bu erken temaslara, özellikle dik yönde gelişen yüz tipine sahip bireylerde alt çenenin geriye rotasyonuna neden olarak yüzün dik yön boyutlarının daha da artmasına ve profilin kötüleşmesine yol açabilir (Şekil 6.39.). Wertz ve Dreskin'e göre (74), alt çenesi geriye rotasyonla açılan bireylerin %30'unda olay geriye döner, % 30'u aynı kalır, geriye kalan % 40'ında ise açılma devam eder. Hızlı genişletmeye bağlı olarak kapanıştaki açılmanın kontrol altında tutulabilmesi için hızlı genişletme aparatı ile birlikte ısırma bloklarının kullanılması önerilmektedir (75). Majourau ve Nanda (76), genişletme sonrasında sabit aparatlarda kullanılan köşeli tellere ya da palatal arklara tork verilerek molarların dikleştirilmesinin palatinal tüberküllerin gömülmesinden çok bukkal tüberküllerin uzamasıyla sonuçlandığını, bunun da dikey boyut kontrolünü ortadan kaldırdığını belirtmektedirler. Bu nedenle, hiperdiverjan bireylerde bukkale devrilen molarların dikleştirilmesinde, aşağı sarkmış olan palatinal tüberkülleri yukarı doğru yönlendiren dik yönde çenelik kullanılması daha iyi sonuç verir.

Şekil 6.39. Genişletme esnasında üst molarlarda bukkale devrilme meydana gelir. Bu devrilme sonucunda üst molarların palatinal tüberkülleri alt molarların lingual tüberkülleriyle erken temasa gelerek kapanışın açılmasına neden olur. Hiperdiverjan eğilimli bireylerde bu erken temaslara alt çenenin geriye rotasyonuna neden olabilir (76).



Şekil 6.40. Hızlı genişletme işlemi sırasında üst çene kemikleri fronto-maksiller suturaya yakın nasal boşluk içindeki bir nokta etrafında dönerek birbirinden uzaklaşır. Bu şekilde tepesi yukarıda tabanı aşağıda yer alan piramit şekilli bir boşluk elde edilir (76).

Palatal arklar

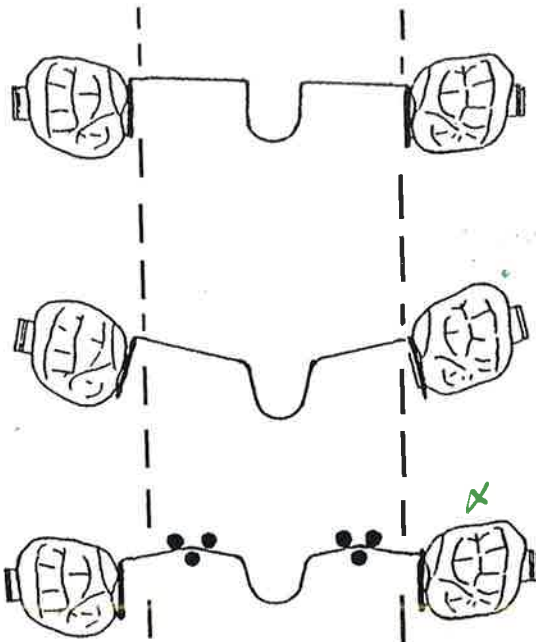
Goshgarian tipi palatal arklar, sabit ortodontik tedavi yöntemlerinin önemli yardımcı elemanlarından biridir. 0.036" çaplı yuvarlak telden hazırlanan bu arkların ortasında bir U büküm yer alır ve uçları ikiye katlanarak sonlanır. Bu uçlar, üst birinci molar bantlarının palatinal yüzlerine kaynaklı olan ve 0.036" x 0.072" iç çaplı tüplerin içine yerleştirilir. Bu tüpler üzerinde, arkın tüpe ligatür teli ile bağlanması için ya da gerektiğinde ağız içi elastik asmak amacıyla kullanılan çengeller bulunmaktadır.

Palatal arklar, molarlar arası transversal boyutun artırılması ve bukkal çapraz kapanışların ortadan kaldırılması amacıyla kullanılabilir. Arkın ortasındaki U loopun aktive edilmesi sonucu molarlarda transversal yönde bir genişleme etkisi ortaya çıkar.

Arkın hazırlanması ve ağza adaptasyonu

34 ila 47 mm. ye kadar boyutlarda hazır olarak da satılabilen bu arkların hasta için uygun boyutlu olanını belirlemek amacıyla molarlar arası damak kavsi uzunluğu esnek bir cetvel yardımıyla ölçülür. Daha sonra ark U bükümünün açıklığı önde kalacak ve damak mukozasından 1-1.5 mm. açık geçecek şekilde bükülür ve uçları molar tüpleri içine sıkıca yerleştirilerek ligatürlenir. Palatal arklar her kontrolde ağızda ya da ağızdan çıkarılarak aktive edilir. Arkın ağızdaki aktivasyonu şekil 6-41'de görülmektedir.

Dik yön sorunları olmayan bireylerde, üst çene genişletmesi sonrasında molarların bukkal yönde açılan eksen eğimleri, bu dişlere aktif bukkal kök torku verilerek düzeltilebilir. Palatal arklar, bu amaçla kullanılan en etkili mekanik düzeneklerden biridir. Bu mekanikte dikkat edilmesi gereken nokta, arkın



Şekil 6.41. Palatal ark ile molarların transversal yönde genişletilmesi için ağızda aktive edilmesi. Arkın ortasındaki U bir pensle sıkıldığında molarlara bukkal yönde kuvvet uygularken aynı zamanda bu dişlerde disto-bukkal rotasyon etkisi oluşur. Bu etkinin ortadan kaldırılması için Aderer pensiyi ark üzerine ağızda kompanse edici bükümler uygulanır.

kollarının molar tüplerine giriş açılarının eşit olmasıdır. Bunda eşitsizlik olduğu takdirde kavsin her iki tarafında farklı şiddette momentler etkili olacağından molarlardan biri uzar diğeri gömülür.

Palatal arklar, maksimum ankraj olgularında, tedavi başında molarların köklerini bukkal kortikale yaslamak suretiyle ankrajlarını artırmak amacıyla da kullanılırlar. Bunun için yukarıda anlatılan yöntemle arkı transversal yönde 1 mm. kadar geniş tutmak ve molarlara bukkal kök torku vermek yeterlidir (Bkz. Şekil 6-3 a ve b).

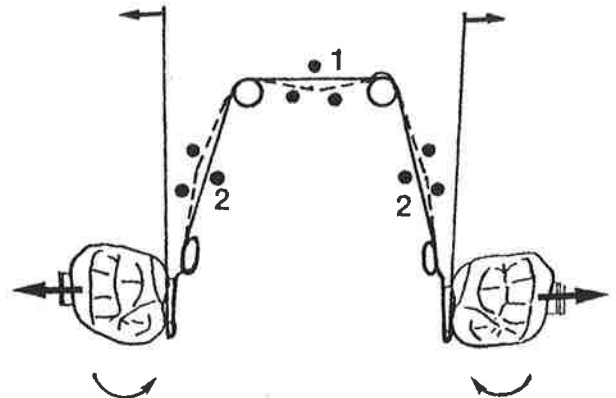
Quad Helix

Quad Helix, 0.036" çaplı telden bükülen ya da hazır olarak alınıp kullanılabilen bir genişletme arkıdır (77). Arkın üzerinde, tel uzunluğunu, dolayısıyla da çalışma aralığını artırmaya yönelik olarak bükülmüş dört adet heliks bulunmaktadır. Birinci molarlar hizasına gelen bölgelerde ark ikiye katlanarak molar bantları üzerindeki özel tüpleri içine yerleştirilir ya da bantlar üzerine lehimlenir. Arkın yan kolları yoluyla premolar ve kaninlerin kontrol edilmesi de mümkündür.

Quad helix, ağza yerleştirilmeden önce dışarıda genişletilmek suretiyle aktive edilir. Daha sonraki randevularda arkın ağızda aktive edilmesi de mümkündür. Ağızda aktivasyon için üç ağızlı Aderer pensinden faydalanılır. Bu arkın ağızdaki aktivasyonu şekil 6-42'de görülmektedir. Quad helix, Aderer pensi ile, şekilde 1 numarayla gösterildiği gibi ön köprüsünden aktive edildiğinde molarlarda transversal yönde genişleme ama aynı zamanda rotasyon etkisi meydana getirir. Bu rotasyon etkisi, şekilde 2 numarayla gösterilen bükümlerle kompanse edilebilir. Karşılıklı aktivasyonların simetrik ve uygulanan kuvvetlerin dengeli olabilmesi için Aderer pensinin sonuna kadar sıkılmasında yarar vardır.

Quad helix, daha çok karışık dişlenme döneminde tercih edilen bir apareydir. Erken karışık dişlenme döneminde yapılan uygulamalarda sutura palatina media'da genişleme elde edilebilir. Sürekli dişlenmede ise etkisi daha çok dişseldir. Sürekli kuvvet uygulanan molar ve premolar dişler bölgesinde bukkale doğru devrilme meydana gelir. Bu apareyin kullanılmasında dişlerin eksen

Şekil 6.42. Quad helix'in ağızda aktivasyonu. 1 nolu aktivasyon sonrasında molarlarda bir genişleme olurken disto-palatinal rotasyon etkisi ortaya çıkar. Rotasyon etkisini kompanse etmek için 2 nolu bükümler yapılmalıdır.



eğimleri belirleyicidir. Dişlerin eksenlerinin palatine doğru eğimli ya da dik olduğu olgular quad helix için uygundur.

Ağız dışı apareyler

Ağız dışı apareylerde kullanılan yüz arklarının iç kolları molarlar hizasında genişletildiği takdirde bu dişlerin transversal yönde genişlemesine yardımcı olurlar. High pull headgear'lerde molarlara gömücü yönde bir etki söz konusu olduğundan tedavi sırasında molarlar arası transversal boyutların artması beklenir (bkz. Şekil 5.7 a). Cervical headgear'lerde ise bunun aksine molarlar arası transversal yön boyutu azalır ve bu dişler çapraz kapanışa düşebilir. Bunun engellenmesi için ağız içi kolların transversal yönde bir miktar geniş tutulması gerekir. Transversal genişletme gereken olgularda ise arka kollarının sağ ve sol taraflarda en az 2 şer mm. genişletilmesi şarttır.

Ark telleri

Seviyeleme döneminde braketler içine yerleştirilen elastik arkların diş kavislerinde gerek transversal gerekse antero-posterior yönde genişletici etkisi olduğu pratikten de bilinmektedir. Çekimsiz olgularda bu zaten istenen bir etkidir. Düz olarak satılan ve yüksek elastikiyetleri nedeniyle ark formu verilemeyen bazı NiTi (Ör: Rematitan-Dentaurum) ve çok sarımlı teller seviyeleme başından itibaren birkaç ay boyunca ağızda tutuldukları takdirde, diş kavsinde özellikle molar ve premolarlar bölgesinde transversal yönde genişlemeye neden olurlar. Ancak, ağızda uzun süre tutuldukları takdirde bu genişleme kontrolsüz şekilde aşırı boyutlara varabilir. Bu nedenle istenen genişleme elde edildikten sonra bu teller en kısa sürede terkedilmelidirler.

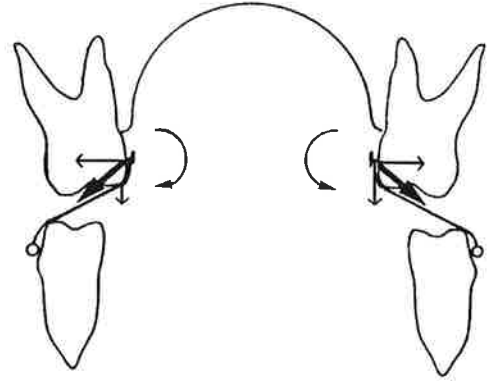
Burada dikkat edilmesi gereken nokta alt ya da üst kaninler arası transversal boyutun tedavi boyunca korunmasıdır. Bu nedenle hazır alınan ya da bükülen tüm arkların hastanın ilk modelindeki kaninler arası transversal boyuta uygun olması gerekir. Bu durum, özellikle 7-8 yaşlarında kesicilerin sürme döneminde artış gösteren ve karışık dişlenme döneminin tamamlanmasıyla birlikte sabit kalan alt kaninler arası boyut için daha da önemlidir çünkü, bu mesafenin arttırıldığı olgularda nüks kaçınılmaz olmaktadır (78-80).

Çapraz elastikler

Fossa-tüberkül ilişkisinin kuvvetli olduğu bazı olgularda,braket oluk çaplarının izin verdiği en kalın çaplı tellerin kullanılmasıyla bile bukkal bölgede tatminkar bir transversal genişletme elde etmek ve bukkal çapraz kapanışları bu yolla tedavi etmek zor olmaktadır. Çapraz elastikler (criss-cross) böyle olgularda, bir ya da bir kaç dişi ilgilendiren bukkal çapraz kapanışların düzeltilmesinde kullanılabilecek etkili yöntemlerden biridir. Bu elastikler uygulanırken ark tellerinin de bukkal yönde geniş tutulması gerekir.

Transversal genişletme, arka dişler arasında dik yöndeki ilişkileri de önemli ölçüde etkiler. Genişleme esnasında, üst molarların bukkale devrilmesiyle bu

Şekil 6.43. Sabit tedavilerde, molarlar bölgesindeki çapraz kapanışları düzeltmek için çapraz elastik (criss-cross) kullanılabilir. Bu uygulamanın en önemli sakıncası, elastik kuvvetlerinin molarları uzatıcı etkisidir. Bu etki, dik yönde gelişim gösteren yüz tipine sahip bireylerde kapanışın açılmasına neden olur.



dişlerin palatinal tüberkülleri alt molarların lingual tüberkülleriyle erken temasa gelerek kapanışın açılmasına neden olabilir. Çapraz elastikler, özellikle dik yönde gelişen yüz tipine sahip kişilerde kullanılmamalıdır çünkü, bu elastiklerde uygulanan kuvvetlerin dik yön bileşenleri çok kuvvetlidir. Hasta her ağızını açışta dik yön bileşenin şiddeti daha da artacağı için molarlar kolayca uzar (Şekil 6-43).

Kaynaklar

1. Proffit, W.R., Fields, W.H. Contemporary Orthodontics, The C.V. Mosby Comp., St. Louis-Toronto-London, 1986, p.246.
2. Güray, E., Orhan, M. Selçuk tipi headgear-timer (STHT) (Tanıtım ve doğruluğunun ölçülmesi) Bölüm I: Laboratuvar çalışması, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1994, 7: 242-247.
3. Güray, E., Orhan, M. Selçuk tipi headgear-timer (STHT) (Klinik kullanımı ve kooperasyona etkisi) Bölüm II: Klinik araştırma, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1994, 7: 248-253.
4. Güray, E., Orhan M. Selçuk type headgear-timer (STHT), *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1997, 111: 87-92.
5. Tosun, Y. Nance aparatının damak mukozası üzerine etkilerinin histolojik yönden incelenmesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1992, 5: 37-40.
6. Gianelly, A.A. "Non extraction treatment" kursu, 4-5 Nisan 1997, Ankara.
7. Ricketts, R.M. et al. Bioprogressive therapy, Denver, 1979, RMO, p:100.
8. Root, T.L. The level anchorage system, in Orthodontics, current principles and techniques, Graber, T.M., Swain, B.F. (editör), The C.V. Mosby Comp., St. Louis, Toronto, Princeton, 1985, s: 641-663.
9. Soysal, M. Straight wire ile tedavi edilen üst çekimli olgularda ankraj sistemlerinin karşılıklı olarak incelenmesi, Doktora tezi, İzmir, 1994.
10. Werner, S.P., Shivapuja, P.K., Harris, E.F. Skeletodental changes in the adolescent accruing from use of the lip bumper. *Angle-Orthod.* 1994; 64 (1): 13-20; discussion 21-2.
11. Atagün, Ç. Sınıf Div 1 olgularında lip bumper uygulaması ve etkileri, Doktora tezi, 1991, İzmir.

12. Bennett, J. "Straight wire" kursu 6-7 Ocak 1996, Ankara.
13. Burstone, C.J. Deep overbite correction by intrusion, *Am. J. Orthod.*, 1977, **72**: 1-22.
14. Burstone, C.J. Modern edgewise mechanics and the segmented arch technique, Ormco Corp., Glendora, CA, 1995.
15. Marcotte, M.R. Biomechanics in orthodontics, B.C. Decker Inc., Toronto, Philadelphia, 1990.
16. Levin, R.I. Deep bite treatment in relation to mandibular growth rotation, *Eur. J. Orthod.*, 1991, **13**: 86-94.
17. Arat, M., Gögen, H., Parlar, Ş., Bildirir, M.İ., Yılmaz, O. Artmış overbite gösteren vakalarda Begg tedavi mekaniğinin etkileri. *Türk Ortodonti Dergisi*, 1989, **2**: 261-266.
18. Hans, M.G., Kishiyama, C., Parker, S.H., Wolf, G.R., Mokhtar, R., Cephalometric evaluation of two treatment strategies for deep overbite correction, *The Angle Orthod.* 1994, **64**: 265-274.
19. Schudy, F.F. Vertical growth versus antero-posterior growth as related to function and treatment, *Angle Orthod.* 1964, **35**: 75-93.
20. Dermaut, L.R., Vanden, Bulcke, M.M. Evaluation of intrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the reflection technique and holographic interferometry, *Am. J. Orthod.*, 1980, **89**: 251-263.
21. Perkins, R.A., Staley, R.N. Change in lip vermilion height during orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1993; **103**: 147-154.
22. Wylie, W.L. The mandibular incisor-its role in facial esthetics, *Angle Orthod.* 1955, **25**: 32-41.
23. Willmar, K. On le Fort I osteotomy. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 1974 Suppl. **12**: 1-68.
24. Peck, S., Peck, L., Kataja, M. The gingival smile line; *Angle Orthod.* 1977, **72**: 359-372.
25. Melsen, B., Agarbaek, N., Markenström, G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1989, **96**: 232-241.
26. Ricketts, R.M., Bench, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J.J. Bioprogressive Therapy, RMO, 1979.
27. Bennett, J.C., Mc Laughlin, R.P. Management of deep overbite with a preadjusted appliance system, *J.C.O.*, 1990, **24**: 684-696.
28. Parker, C.D., Nanda, R.S., Currier, G.F. Skeletal and dental changes associated with the treatment of deep bite malocclusion, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1995, **107**: 382-393.
29. Eberhart, B.B., Kuftinec, M.M., Baker, I.M. The relationship between bite depth and incisor angular change, *Angle Orthod.* 1990, **60**: 55-58.
30. Lemasson, C., Labarrère, H. L'ingression des incisives en technique de Root, *L'orthodontie Française*, 1994, **65**: 385-389.

31. Nanda, R (Editor). Biomechanics in clinical orthodontics, WB Saunders Comp. Philadelphia, 1997.
32. Ferguson, J.W. Lower incisor torque: the effects of rectangular archwires with a reverse curve of spee, *Brit. J. Orthod.*, 1990, **17**: 311-315.
33. Burstone, C.J. How to level the occlusal plane in deep bite cases, 4th. International Orthodontic Congress, San Fransisco, CA., May 12-17,1995.
34. Burstone, C.J. The biomechanical rationale of orthodontic therapy in Current Controversies in Orthodontics, Melsen, B. (editor), Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 1991, p:131-146.
35. Burstone, C.J. Contemporary management of Class II malocclusions: Fact and fiction in Class II correction in Biomechanics in clinical orthodontics, Nanda R. (editor). WB Saunders Comp. Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo 1997, Ch.13.
36. Mulligan, T.F. Common sense mechanics, Phoenix, AZ: CSM, 1982.
37. Philippe, J. Orthodontie, des principes et une technique, Juli n Pr lat,  diteur a Paris V.
38. Tuncer, A.V., Işksal, E., Tosun, Y. Değişik anomali tiplerinde dil konumunun sefalometrik olarak incelenmesi, *EDHD*, 1992, **13**: 113-120.
39. Tosun, Y., Tuncer, A.V., Tosun, Ş. Ön açık kapanışın iskeletsel boyutu, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1991, **4**: 46-51.
40. Koralp, E., Işcan, H. Açık kapanış tedavisinde pasif arka ısırma bloğu (Passive posterior bite-block) ile birlikte dikey çenelik (vertical chin cap) uygulamasının yüzün dik yön boyutlarına ve dentoalveoler yapılarla etkisi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1991, **4**: 55-61.
41. Graber, T.M. Orthodontics principles and practice, Saunders Comp. Philadelphia, London, Toronto, 1972, s.169.
42. Enacar, A., Uğur, T.A., Toroğlu S. A method for correction of open bite, *JCO*, 1996, **30**: 43-48.
43. Aras A, Çinsar A. Treatment of an adult anterior open bite using elastics and rectangular NiTi wires in Spee arch form, *Zeitschrift der Türkischen Zahnarzte. Türk Dişhekimleri Dergisi*, 1997, **2**: 41-42.
44. Kloehn, S.J. A new approach to the analysis and treatment in mixed dentition, *Am. J. Orthod.* 1953, **39**: 161-186.
45. Graber, T.M. Current orthodontic concept and techniques, WB Saunders Comp, Philadelphia, London, Toronto, 1969, pp: 919-988.
46. Tosun, Y., Işksal, E. Karışık dişlenme dönemindeki Sınıf II/1 vakalarında cervical ve high pull headgear uygulamasının diş-çene-yüz bölgesine etkilerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi, *EDFD*, 1990, **11**: 1-15.
47. Gianelly, A.A., Bendar, J., Dietz, V.S., Koglin, J. An approach to non extraction treatment of class II malocclusions in Biomechanics in clinical orthodontics, Nanda R (editor) WB Saunders Comp. Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 1997, Ch.14.
48. Locatelli, R., Bednar, J., Dietz, V.S., Gianelly, A.A. Molar distalization with superelastic NİTİ wire, *JCO* 1992, **26**: 277-279.

49. Melsen, B., Bonetti, G., Giunta, D. Statically determinate transpalatal arches, *JCO*, 1994, **28**: 602-606.
50. Aras, A., Tosun, Y., Çınsar, A. Birinci dişlerin çekim boşluğunun kapatılmasında Memory Titanol Spring kullanımı, (poster) 6. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 16-20 Haziran 1998, İstanbul.
51. Andrews, L.F. The six keys to normal occlusion, *Am J. Orthod.* 1972, **62**: 296-309.
52. Haas, A.J. Long term post treatment evaluation of rapid palatal expansion, *Angle Orthod.* 1980, **50**: 189-217.
53. Isaacson, R.J., Wood, J.L., Ingram, A.H. Forces produced by rapid maxillary expansion, *Angle Orthod.* 1964, **34**: 256-270.
54. Tosun, Y. Hızlı genişletmenin damak boyutları üzerine etkisi, *Ege Diş Hek. Fak Derg.* 1991, **12**: 97-100.
55. da Silva, O.G., Magro, A.C., Capelozza, L. Early treatment of the Class III malocclusion with rapid maxillary expansion and maxillary protraction, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1998, **113**: 196-203.
56. Biederman, W.B. Chem, B. Rapid correction of Class III malocclusion by midpalatal expansion, *Am. J. Orthod.*, 1973, **63**: 47-55.
57. Bishara, S.E., Staley, R.N. Maxillary expansion, clinical implications, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1987, **91**: 2-14.
58. Brin, I., Hirshfeld, Z., Shanfeld, J.L., Davidovitch, Z. Rapid palatal expansion in cats, effects of age on sutural cyclic nucleotides, *Am. J. Orthod.* 1981, **79**: 162-175.
59. Cleal, J.F., Bayne, D.I., Posen, J.M., Subtelny, J.D. Expansion of the midpalatal suture in the monkey, *Angle Orthod.*, 1965, **35**: 23-35.
60. Cotton, L.A. Slow maxillary expansion: skeletal versus dental response to low magnitude force in macaca mulatta, *Am. J. Orthod.*, 1978, **73**: 1-23.
61. Storey, E. Tissue response to the movement of bones, *Am. J. Orthod.* 1973, **64**: 229.
62. Ten Cate, A.R., Freeman, E., Dickinson, J.B. Sutural development; structure and its response to rapid expansion, *Am. J. Orthod.* 1977, **71**: 622-636.
63. Wertz, R.A., Skeletal and dental changes accompanying midpalatal suture opening, *Am. J. Orthod.*, 1970, **58**: 41-66.
64. Persson, M., Thilander, B. Palatal suture closure in man from 15-35 years of age, *Am. J. Orthod.*, 1977, **72**: 42.
65. Enacar, A., Demirhanoglu, M., Özgen, M. Yetişkinlerde rapid maksiller ekspansiyon, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1993, **6**: 64-71.
66. Tosun, Y., Tuncer, A.V. Erişkin yaştaki sınıf III vakasında rapid palatal ekspansiyon uygulaması (vaka raporu), *Türk Ortodonti Dergisi* 1991, **4**: 89-94.
67. Bell, R.A. A review of maxillary expansion in relation to rate of expansion and patient's age, *Am. J. Orthod.* 1982, **81**: 32-37.

68. Bishara,, S.E., Staley, R.N. Maxillary expansion, clinical implications, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1987, **91**: 3-14.
69. Isaacson, R.J., Ingram, T.D. Some effects of rapid maxillary expansion in cleft lip and palate patients, *Angle Orthod.*, 1964, **34**: 143-154.
70. Zimring, J.F., Isaacson, R.J. Forces produced by rapid maxillary expansion III. Forces present during retention, *Angle Orthod.* 1965, **35**: 178-186.
71. Kardeş, N. Sutura palatina medianın mekanik kuvvetlerle açılması (vaka takdimi) *Ege Diş Hek. Derg.* 1976, **1**: 167-177.
72. Davis, M.W., Kronman, J.H. Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture, *Angle Orthod.* 1969, **39**: 126-132.
73. Özgen, M, Aksoy, A.Ü., Tezcan, Ş., Tosun, Y. Rapid maksiller ekspansiyonun transversal etkilerinin frontal sefalometrik incelemesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1994, **7**: 26-27.
74. Wertz, R., Dreskin, M. Midpalatal suture opening: a normative study, *Am. J. Orthod.* 1977, **71**: 367-381.
75. Aras, A., Sürücü, R. Oklüzal ısırma düzlemi taşıyan modifiye Haas apareyi ile hızlı üst çene genişletmesi etkilerinin karşılaştırmalı incelenmesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1990, **3**: 14-20.
76. Majourau, A., Nanda, R. Biomechanical basis of vertical dimensional control during rapid palatal expansion therapy, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 1994, **106**: 322-328.
77. Hazar, S., Sandıkçioğlu, M. Karışık dişlenme dönemindeki posterior çapraz kapanış olgularında hızlı, yarı-hızlı ve yavaş genişletme yöntemlerinin değerlendirilmesi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 1991, **4**: 22-31.
78. Moorees, C.F.A., Gron, A.M., Le Bret, L.M., Yen, P.K., Frölich, F.J. Growth studies in the dentition: a review, *Am. J. Orthod.* 1969, **55**: 600-616.
79. Bishara, S.E., Jacobsen, J.R., Treder, J., Nowak, A. Arch width changes from 6 weeks to 45 years of age, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1997, **111**: 401-409.
80. Moorees, C.F.A., Chadha, J.M. Available space for the incisors during dental development, *Angle Orthod.* 1965, **35**: 12-22.

BÖLÜM

7

Çekim Boşluklarının Kapatılması

Çekimli olgularda çekim boşluklarının kapatılması -tedavi planlamasının gereğine göre- 3 şekilde gerçekleştirilir.

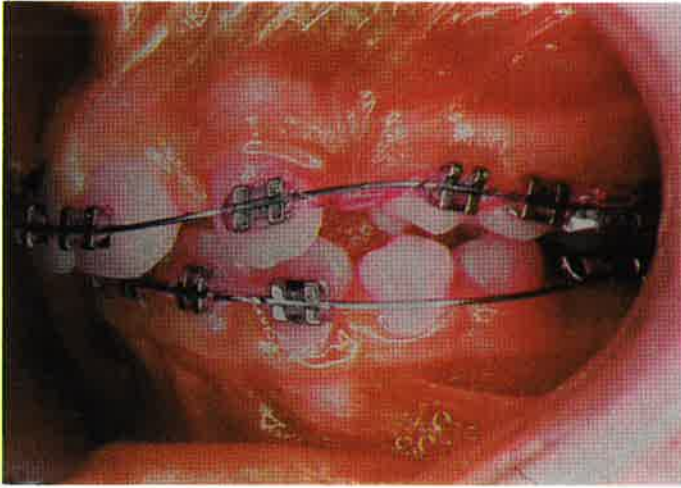
1. Ön dişlerin retraksiyonu,
2. Arka dişlerin protraksiyonu,
3. Her iki hareketin birlikte gerçekleştirilmesi.

Bu olgular dişlerin ankraj gereksinimlerine göre maksimum, orta dereceli ya da minimum ankraj olguları olarak da isimlendirilebilir (1). Bazı araştırmacılar bunu A, B ve C ankraj olarak isimlendirmektedirler (2, 3). Çekim boşluklarının kapatılması çeşitli tedavi tekniklerinde tekniğin felsefesine uygun olarak değişik biçimlerde gerçekleştirilir. Örneğin, Begg tekniğinde boşluklar ön ve arka dişlerin kuronlarının geriye doğru devrilmesiyle kapatılır. Daha sonra bu dişlere kök hareketleri yaptırılarak eksen eğimleri düzeltilir. Standart edgewise ve bölümlü ark tekniklerinde ise olgunun gereğine göre ya öncelikle kaninler tek başlarına hareket ettirilir ya da kesici ve kaninler bir bütün olarak geriye toplanır (en masse retraction). Elbette ki, distal yöndeki diş hareketlerinin karşılığında arka dişlerde de mesial yönde hareket eğilimi beklenmektedir. Bu dişlerin mesiale hareketi istenmiyorsa iki yol izlenir. Ya ön ve arka dişlerin ankrajları arasındaki farklılıklardan yararlanılır (diferansiyel ankraj prensibi) ya da arka dişlerin ankrajını kuvvetlendirecek yardımcı elemanlara başvurulur (ağızdışı apareyler, Nance apareyi, palatal ark, lingual ark, arka dişlerin birbirine bağlanması gibi).

Sürtüneli Sistemde Çekim Boşluklarının Kapatılması

Kanin distalizasyonu

Bu sistemde kaninler ark teli üzerinde-adeta bir trenin raylar üzerindeki hareketi gibi-kaydırılarak hareket ettirilir. Hareket esnasında distal yönde devrilen kanin dişin braketini ark teli üzerine bir kuvvet çifti uygular. Diş üzerine uygulanan kuvvet optimum şiddette ve süreliyse dişin hareketi küçük devrilmeler ve dikleşmeler şeklinde gerçekleşir (Bkz.Bölüm 4 sürtünme). Dişin



Resim 23. Sürtünmeli kanin distalizasyonu sırasında fazla kuvvet uygulandığı taktirde diş distal yönde aşırı devrilecek telin yaylanmasına neden olur. Bunun sonucunda kesiciler uzar. Premolar ve molarların öne devrilmesi bu bölgede açıklık oluşmasına ve ankraj kaybına neden olur.

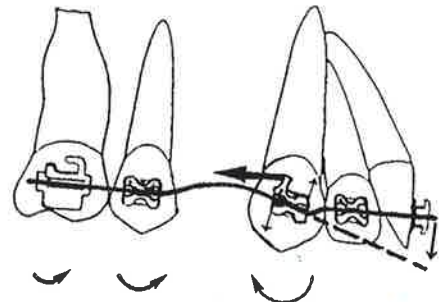
devrilmesini etkileyen faktörlerden biri uygulanan kuvvet şiddeti, diğeri telin elastikiyetidir (4). Aynı kuvvet şiddeti için farklı elastikiyete sahip tellerden daha elastik olanı daha fazla esneyeceğinden dişin daha çok devrilmesine neden olur. Tel katı bile olsa, uygulanan kuvvet yüksek düzeyde olduğu taktirde dişin devrilmesine bağlı olarak esner (ya da aşırı kuvvet karşısında plastik deformasyona uğrar). Bunun sonucunda kesiciler uzayarak kapanış derinleşir (Şekil 7-1), premolar ve molarlar mesiale devrilir ve ankraj kaybı meydana gelir (Resim 23). Bunun gibi yan etkilerin meydana gelmemesi için distalizasyon kuvvetinin **-dişin dikleşmesine izin verecek ölçüde-** optimum değerlerde tutulması gerekir.

Kaninin distal yönde aşırı devrilmesinin bir başka yan etkisi de tel ile braket arasında ortaya çıkan sürtünme nedeniyle dişin hareketinin yavaşlaması veya tamamen durmasıdır. Hareket bölgesinde direncin artması ankraj kaybına neden olabilir. Bu dezavantajına rağmen, sürtünmeli sistemde kanin distalizasyonu, uygulama kolaylığı ve hasta başında zaman kaybettirmemesi gibi nedenlerle sürtünmesiz sisteme oranla daha çok tercih edilmektedir.

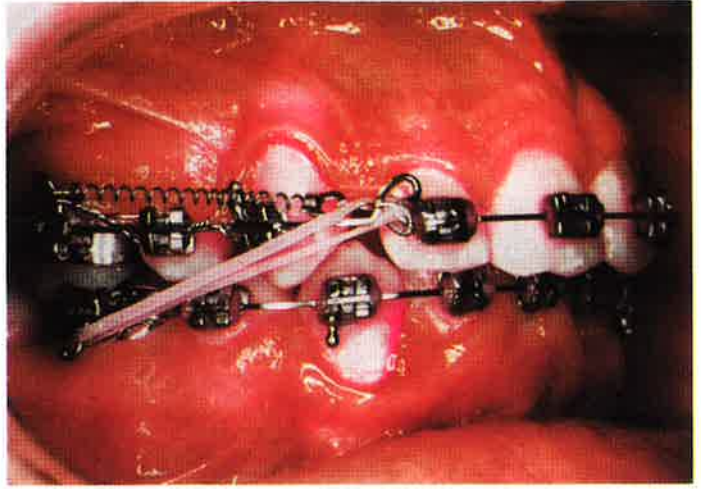
Kesici retraksiyonu

Kaninler tek başına distalize edildikten sonra sıra kesici retraksiyonuna gelir. Kesicilerin sürtünmeli sistem mekaniğiyle distale hareket ettirilmesi için

Şekil 7.1. Sürtünmeli sistemde yapılan kanin distalizasyonu sırasında ince çaplı ya da NiTi gibi yüksek elastikiyete sahip teller kullanıldığında normal kuvvet sınırlarında bile dişlerde aşırı devrilme olur, teldeki esneme ve sürtünme nedeniyle ankraj kaybı meydana gelir. Kalın ve sert teller kullanılsa bile, distalizasyon kuvveti aşırı olduğunda da dişteki devrilme normalden fazla olabilir. Böyle durumlarda braketin açısına bağlı olarak kesiciler uzar ve kapanış derinleşir.



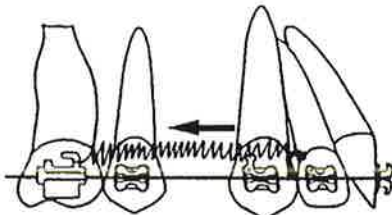
Resim 24. Sürtünmeli kesici retraksiyonunda molar ankrajını desteklemek üzere sınıf II elastiklerden destek alınması faydalıdır.



ankrajın yeterince güçlü tutulması gerekir. Bunun için gerekirse sınıf II elastikler yoluyla alt çeneden de destek alınabilir (Resim 24). Bu mekanik, en masse retraksiyon mekaniğiyle benzerdir.

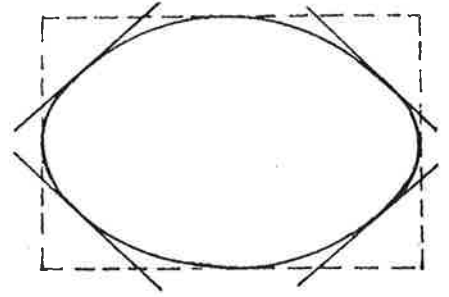
Kesici ve kaninlerin retraksiyonu (en masse retraksiyon)

Kesici ve kaninlerin blok halinde geriye toplanması sürtünmeli sistemde de mümkündür ancak bunun gerçekleşmesi için güçlü bir ankraja ihtiyaç vardır (5) (Şekil 7-2). Bu mekanikte tel, premolar braketleri ve molar tüpleri içinden kayarak hareket ettiğinden sürtünme ile ankraj kaybetme olasılığı artmaktadır. Sürtünmeyi en aza indirmek için üç yöntem uygulanabilir. Etkili bir diş hareketi için kullanılan tel çapı ile braket oluk çapı arasında 0.002" boşluk olması gerekir. Buna göre 0.018" braketlerde 0.016" x 0.022" çaplı paslanmaz çelik tellerin kullanılması uygundur. Telin, premolar braketleri ve molar tüpleri içinden kolayca kayabilmesi için mümkün olduğunca pasif olması yani birinci, ikinci ve üçüncü düzendeki temasların en alt düzeyde bulunması gerekir. Bunun için, birinci yöntem olarak, ark telinin aktive edilmeden bir ay boyunca ağızda tutulmasında fayda vardır. İkinci aydan itibaren tel aktive edilir. İkinci yöntem, dişlerin, 0.018" x 0.025" lik paslanmaz çelik telle tamamen seviyelenmesi, daha sonra retraksiyon amacıyla 0.016" x 0.022" tele dönülmesidir. Böylece tel ile braket ve tüp olukları arasında yeterince boşluk oluşturulabilir. Üçüncü yöntem ise, dişlerin 0.018" x 0.025" lik tel ile tamamen seviyelenmesini takiben aynı seansta, telin, premolar ve molar ataşmanlarıyla temas edeceği bölümlerinin bir frez ile yuvarlatılmasıdır. Bu işlem, ince grenli bir aeratör frezi yardımıyla



Şekil 7.2. Sürtünmeli sistemde en masse retraksiyon. Ark telinin premolar braketleri ve molar tüplerinden kolayca kayarak geçmesini sağlamak için telin bu dişlere gelen kısımları yuvarlatılmalıdır. Sürtünmenin en az olabilmesi için kaydırmanın uygulanacağı ark teli ağızda en az bir seans tutulmalı ve tamamen pasif hale gelmesinden sonra kuvvet uygulanmalıdır. Kuvvet elemanı olarak, sürekli kuvvet uygulayan NiTi yaylar tercih edilmelidir.

Şekil 7.3. En masse retraksiyonda kullanılan köşeli paslanmaz çelik telin braket ve tüplerde kolayca kayması için yuvarlatılması. Tel çapının iyice azaltılarak kontrolün kaybedilmesini önlemek ve tüplerle telin temasını sağlamak bakımından sadece köşeler bizote edilmelidir.

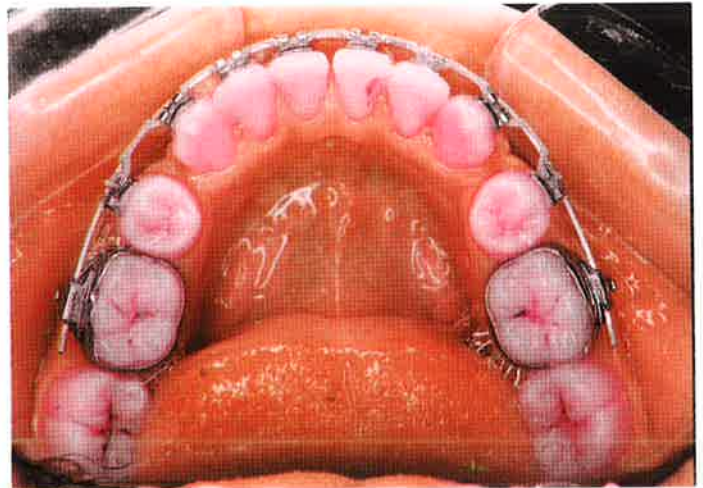


dikdörtgen kesitli telin sadece köşelerinin bizote edilmesi şeklinde yapılır. Tel üzerindeki çapaklar daha sonra lastik ile parlatılır (Şekil 7-3).

Sürtünmeli kesici ve kanin retraksiyonu orta dereceli ankraj olgularında tercih edilmelidir. Bu mekanikte kuvvet elemanları, ark üzerine, yan keser braketlerinin distali hizasında bükülmüş ya da tele lehimlenmiş çengeller ile molar çengelleri arasına uygulanır. Böyle olgularda, NiTi yaylar, uzun süreli ve düşük şiddette kuvvet uygulamaları nedeniyle hasta başında geçen süreyi büyük ölçüde kısaltırlar. Maksimum ankraj gerektiren olgularda ise ağız dışı kuvvet kullanımı büyük önem kazanır. Bu tip olgularda çene içi (intramaksiller) elastik kullanımı tercih edilmelidir. Elastikler, ağızdışı apacey takıldığı sürelerde kullandırılır. Böylece ankraji kaybetme riski en alt düzeyde tutulur.

Sürtünmeli sistemde molar ve premolar mesializasyonu

Molar ve premolarların sürtünmeli sistemde mesiale taşınmaları için öndeki ankrajın güçlü olması gerekir. Oysa genellikle kesicilerin ankraji çok köklü arka dişlerin mesializasyonu için yeterli değildir. Bu durumda öncelikle ön bölge güçlü bir blok haline getirilir. Daha sonra premolarlar ve molarlar ayrı ayrı öne taşınır (Resim 25). Bu mekanikte ikinci ve belki daha iyi bir seçenek öncelikle premolarların açık yaylar ile öne itilmesidir. Bu arada destek alınan molarların distale devrilmemesi için çeneler arası elastiklerden faydalanılabilir. Premolarların desteğiyle iyice güçlenen ön ankraj için molarları öne taşımak sorun olmaz.



Resim 25. Sürtünmeli sistemde gerçekleştirilen molar ve premolar mesializasyonunda dişler tek tek öne taşınır.

Sürtünmesiz Sistemde Çekim Boşluklarının Kapatılması

Diferansiyel ankraj prensibi

Diferansiyel ankraj prensibi Begg tekniğinin temel mekanik özelliklerinden birini oluşturmaktadır (6). Bununla birlikte bu prensip esas olarak sürtünmesiz olarak çalışan bölümlü ark tekniğinde uygulanır. Diferansiyel ankraj uygulamasında bir noktanın önemi büyüktür. Klinisyenlerin çok iyi bildiği gibi, çok köklü bir diş ile tek köklü bir dişe karşılıklı kuvvet uygulandığında çok köklünün hiç hareket etmeyip tek köklüyü bütünüyle kendine çekmesi gibi klasik bir düşüncenin pratikte fazlaca önemi bulunmamaktadır. Çünkü, her ne kadar çok köklü dişler kök alanlarının genişliği nedeniyle tek köklü dişlere kıyasla harekete karşı daha fazla direnç gösterirlerse de, hafif düzeyde de olsa uzun süreli kuvvet uygulamaları karşısında fazla direnemez kolayca hareket edebilirler. Bu hareket, en basit ve kolay hareket şekli olan devrilme biçiminde ortaya çıkar. Bu nedenle diferansiyel ankraj dendiği zaman karşılıklı iki grubun kaçır adet dişten oluştuğu ya da bunların kaçır köke sahip olduklarından çok bu iki diş grubunun nasıl bir hareket şekli gösterdikleri, bir başka ifadeyle, üzerlerine uygulanan M/F oranları arasında ne kadar farklılık olduğunun önemi vardır. Bazen, az sayıdaki dişin ankrajı daha fazla sayıdaki dişin ankrajına oranla daha yüksek olabilir (7).

Diferansiyel ankraj prensibinde çekim boşluklarının kapatılmasını iki grup insanın halat çekişmesine benzetebiliriz. Daha dirençli olan grup yerinde kalırken diğer grubu kendisine doğru çeker. Yuvarlak kesitli bir tel kullanarak ön ve arka grup dişleri birbirine doğru yaklaştıracak kuvvet uyguladığımızda her iki diş grubunda da çekim boşluğuna doğru kontrolsüz devrilmeler meydana geldiğini görürüz. Çok köklü olmaları nedeniyle daha dirençli olduklarını düşündüğümüz arka dişler de kolaylıkla öne devrilir. Bu uygulamada, her iki gruba ait M/F oranları 2/1-3/1'i geçmez. Oysa, amaç dişlere kolayca hareket verirken aşırı devrilmelerden kaçınmak ve bu arada ankraj olarak alınan dişlerin öne hareketini engellemek ise, uyguladığımız bu mekanik uygun değildir. Diferansiyel ankraj prensibinden faydalanarak bir diş grubunu kolayca hareket ettirirken diğer grubun yerinde kalmasını sağlamak mümkündür. Bu nedenle yapılması gereken iki grup arasındaki M/F oranlarını amacımıza uygun şekilde kullanmaktır.

Diferansiyel ankraj prensibinde, uygulanan ankraj tipi ne olursa olsun hareket etmesi istenen dişlerin hareketinin kolay olması istenir (8). Bölüm I'de diş hareketleri konusunda da söz edildiği gibi en kolay gerçekleştirilen hareket şekli kontrolsüz devrilmedir çünkü bu hareket tipinde kök üzerine etkiyen hiç bir ciddi yük yoktur. Bu harekette diş, direnç merkezine yakın bir noktada yer alan dönme merkezi etrafında, kuru bir tarafa apeksi diğer tarafa gidecek şekilde devrilir. Bunun en güzel örneği Begg tekniğinde gerçekleştirilen kesici retraksiyonudur. Bu teknikte dişler çekim boşlukları tamamen kapanacak şekilde distale eğilirler. Hatta bu eğilme bazen ön çapraz kapanış meydana gelinceye kadar abartılabilir. Daha sonraki tedavi dönemlerinde bu dişler kök hareketleri ile dikleştirilir. Ancak, bu teknikte kesici retraksiyonu ne kadar hızlı ve kolaysa, bu

dişlerin dikleştirilmeleri de bir o kadar uzun ve zordur. Çünkü kök hareketi zaman alır ve ankraja büyük yük bindirir. Bu nedenle uzun süreli kök hareketlerini gerçekleştirirken ankraj kaybetme olasılığı her zaman çok fazladır. Oysa, mekanik olarak daha makul olanı, dişlere önce hafif kontrollü devrilme ve daha sonra dikleşme hareketleri yaptırarak boşluklara doğru hareket ettirmektir. Böylece, aynı anda hem hareket hem de ankraj kontrolünü sağlamak mümkün olur.

Burada vurgulanması gereken önemli bir nokta da diferansiyel ankraj için sürtünmesiz hareket yaptırılması gerektiğidir. Çünkü, önceki bölümlerde de açıklandığı gibi, her türlü tedbir alınsa da tel ile braket arasında oluşan sürtünme kuvvetlerinin şiddetini önceden tam olarak belirleme olanağı yoktur. Bu nedenle de diş gruplarının karşılıklı hareketi sırasında ortaya çıkan her sürtünme, hareketi istenen diş grubunun aleyhine sonuçlanabilir. Her ne kadar, diferansiyel ankraj prensibinin ilk uygulandığı Begg tekniği de bir sürtünmeli sistem örneği ise de bu teknikte sürtünmenin en aza düşürülmesi için molar tüpleri oldukça geniş tutulmuştur ve ankraj bükümleriyle tüpler arasında temas olmaması gerektiği özenle vurgulanır. Aynı amaçla, tel ile braketler arasındaki ve özellikle de ikinci premolarlar düzeyindeki temaslar mümkün olduğunca gevşek tutulur (1, 9).

Sürtünmesiz sistemde en masse retraksiyon

En masse retraksiyon en etkili şekilde sürtünmesiz mekaniklerle uygulanabilir. Burada dört kesici ve iki kaninden oluşan altı ön dişe karşılık premolar ve molarlardan oluşan toplam dört ya da altı arka diş arasındaki halat çekişmesi söz konusudur. Ankrajın kritik olduğu olgularda arka dişlere hiç kuvvet yüklemeyen kesici-kanin bloğu üzerine, kaninler üzerine yerleştirilen tüpler yoluyla ağız dışı kuvvetler uygulayarak kontrollü ve etkili retraksiyon gerçekleştirilebilir (10).

Maksimum ankraj olgularında çekim boşluklarının kapatılması

Maksimum ankraj gerektiren olgularda çekim boşluklarının tamamı ön dişlerin distalizasyonu ile kapatılır. Bu arada arka dişlerin mesial hareketine izin verilmez. Diferansiyel ankraj prensibi çerçevesinde düşünürsek arka dişlerin yerlerinden oynamaması için yapılması gereken bu dişlerin kuronlarının mesial yöndeki çekme kuvvetlerine karşı dirençlerini artırmak (negatif yönlü moment vermek) yani distal kuron-mesial kök hareketi yaptırmaktır. Bu amaçla da bu dişlere uygulanacak moment/kuvvet oranı 12/1-14/1 civarında olmalıdır. Böylece bu dişlerin köklerinin kemik içindeki dirençlerinden maksimum düzeyde yararlanılabilir.

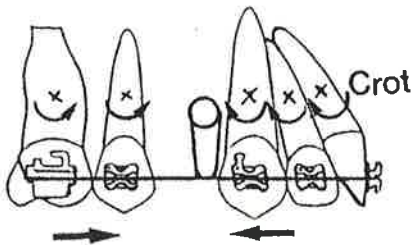
Buna karşılık hareketi istenen ön bölgede dişlerin kolay hareket etmesi beklendiğinden bu dişlere, köklere fazla yük bindirmeyen kontrollü devrilme hareketleri yaptırmak daha doğrudur. Bu amaçla ön bölge dişlerine uygulanması gereken moment kuvvet oranı 6/1-7/1 civarında olmalıdır. Bu dişlerin Begg tekniğinde olduğu gibi, kontrolsüz devrilme ile hareket ettirilmesi başta ankraja

fazla yük getirmeyebilir. Ancak, daha sonra yapılması gereken kök dikleştirme hareketleri teknik olarak güç ve zaman alıcı olduğundan kolayca ankraj kaybına neden olabilir.

Yukarıda anlatılan hareketleri gerçekleştirmek için iki temel yöntem vardır. Birinci yöntemde, edgewise tekniğinde de uygulandığı gibi ön ve arka grup dişler tek bir köşeli kontraksiyon arkıyla birleştirilir. Bu da **sürtünmesiz** bir retraksiyon mekaniğidir. Olgunun ankraj isteği maksimum olduğundan arka moment ön momentten daha yüksek tutulmalıdır. Bunun için loopun distal ayağına yapılan bükümün açısı ön ayağına verilen büküm açısından daha fazla olmalıdır. Molar ankrajının daha da artırılması için 5-6 nolu dişler arasına tip back verilebilir. Ancak bu büküm,braketler arası mesafenin azlığı nedeniyle oldukça etkisizdir. Bu nedenle, loopun arka bacağına artırılmış Spee vermek daha pratiktir.

Ön dişlere kontrollü devrilme hareketi uygulayabilmek için gereken 6/1 lik M/F oranına ulaşabilmek amacıyla kesicilere hafif palatinal kök torku verilmelidir. Bu teknikte tel her brakete ayrı ayrı bağlandığından **her diş birbirinden bağımsız olarak kendine ait dönme merkezi etrafında** hareket eder (Şekil 7-4). Bu nedenle loop aktive edildiğinde dişlere uygulanan M/F oranını tam olarak belirlemeye olanak yoktur. Bununla birlikte klinisyenin uyması gereken ana prensip "**kuvvet kontrolü, hareket kontrolü ve sabır**" dır. Bunu gerçekleştirmek için loop aktivasyonu (F) her zaman düşük tutulmalı, köklerin dikleşmesi için (tele, çalışması için) zaman tanınmalıdır. Aktivasyonun fazla yapıldığı durumlarda bir seans fazla beklenmeli ikinci bir aktivasyon yoluna gidilmemelidir. Standart edgewise tekniğinde, yukarıda açıklanan nedenlerle diferansiyel ankraj prensibini tam olarak uygulama olanağı yoktur. Bu nedenle maksimum ankraj olgularında arka bölge ankrajının, başta ağızdışı kuvvetler olmak üzere çeşitli ankraj kuvvetlendirme düzenekleriyle desteklenmesi gerekir. Özellikle ağızdışı kuvvet günde ortalama 16 saat ve mevcut molar diş sayısına göre 350-600 g olarak uygulanmalıdır. Maksimum ankraj olgularında, kesicilerin hareketlerini kolaylaştırmak ve arka bölge ankrajının güçlü kalmasını sağlamak bakımından çekimlerin öne yakın (tercihen birinci premolarlardan) yapılmasında yarar vardır.

Diferansiyel ankraj prensibinin uygulanabildiği esas teknik bölümlü ark tekniğidir. Bu teknikte amaç ön ve arka grup dişleri, braketler içinden geçebilecek en kalın ark teli ile sıkıca bağlayarak iki büyük diş grubu haline getirmektir. Adeta birbirinden ayrı iki tek diş gibi hareket edebilen bu gruplar tek bir



Şekil 7.4. Edgewise tekniğinde, sürtünmesiz sistemde, dikey looplar kullanılarak yapılan en masse retraksiyon. Bu mekanikte ark teli tüm braketlerin içine doğrudan bağlandığından her diş kendine ait dönme merkezi etrafında dönecek hareket eder.

kapayıcı T loop ile birbirlerine yaklaştırılır (yukarıda açıklandığı şekilde T loopun, dikey looplara göre mekanik üstünlükleri nedeniyle örnekte bu loop ele alınmaktadır). Maksimum ankraj gereksinimi olduğundan burada da ana prensip diferansiyel ankraj ile arka dişlerin öne gelmesinin önlenmesi için arka momentin (β) ön momentten (α) yüksek tutulmasıdır. Bu nedenle T loopun arka ayağına verilen açı ön ayağına verileden daha fazla tutulur ve loop arka bölgeye yakın olarak yerleştirilir. Böylece loopun distal ayağının molar tüpüne giriş açısı ön ayağının dikey tüp içine giriş açısından daha fazla olur (11).

Bölümlü ark tekniğinin diğerlerine göre avantajı, kalibre edilmiş yüksek M/F ve düşük yük/esneme oranına sahip looplar sayesinde iki diş grubu üzerine uygulanan moment ve kuvvetlerin şiddetlerinin önceden tam olarak belirlenebilmesidir. Ön ve arka dişler bir bütün haline getirildikleri için her grup tek bir dişte olduğu gibi ortak birer direnç merkezine ve hareket esnasında da ortak birer dönme merkezine sahiptir (8) (Şekil 7-5).

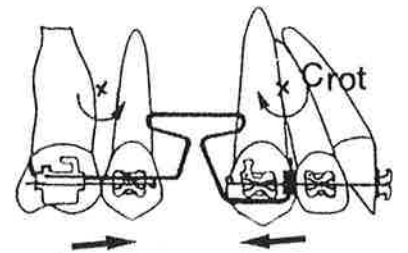
T loopun arka ayağı molar tüp üzerine negatif yönde bir moment uygular. Böylece arka dişler ortak dönme merkezleri etrafında bir bütün halinde hareket eder.

Ön grup dişlerin hareketi için de benzer yöntem kullanılır. Dişleri birbirine bağlayan 0.018" x 0.025" ya da 0.022" x 0.028" çaplı kalın ark üzerinde ve kaninlerin mesialinde yer alan dikey tüpler üzerine T loopun ön ayağı yerleştirilerek bu blok üzerine kuvvet uygulanır. Ön bölge dişlerinde kontrollü devrilme hareketi istendiğinden bu dikey tüplere pozitif yönlü daha hafif şiddette bir moment uygulanır (Şekil 7-5). Ön ve arka bölgelere uygulanan zıt yönlü ancak farklı şiddetlerde momentler nedeniyle statik denge kuralları gereği ön bölgede gömülme arka bölgede ise uzama yönünde dengeleyici dik yön kuvvetleri ortaya çıkar.

Orta dereceli ankraj gerektiren olgularda çekim boşluklarının kapatılması

Orta dereceli ankraj gerektiren olgularda çekim boşluklarının yarısı önden arkaya yarısı da arkadan öne diş hareketleriyle kapatılır. Bu olgularda hedef her iki diş grubuna da eşit düzeyde kontrollü devrilme hareketi yaptırmaktır. Bu amaçla kontraksiyon arkında kapayıcı loopun yeri ön ve arka ataşmanların **tam orta noktası** olmalıdır. Bölümlü ark mekaniğinde, ön ve arkada iki ataşman arasında loopun yerinin ayarlanması (öne ya da geriye kaydırılması) olanağı vardır. Oysa,

Şekil 7.5. Bölümlü ark tekniğinde yapılan sürtünmesiz en masse retraksiyon mekaniği. Ön ve arka grup dişler kalın bir ark telliyle birer blok haline getirilmişlerdir. Bu nedenle iki diş grubu kendilerine ait dönme merkezleri etrafında hareket eder.



edgewise tekniğinde kontraksiyon loopunun yerini değiştirme şansı yoktur çünkü bu teknikte loopun aktivasyonu, arkın distal ucunun molar tüplerinin gerisinden bükülmesiyle gerçekleştirilir. Çekim boşlukları tamamen kapandığında, loop kanin ile premolar arasında yer almalıdır. Loopun yeri biraz daha distale, premolara doğru kaydırıldığı taktirde çekim boşluğu daha tam olarak kapanmadan loopun distal ayağı premolar braketle temas edeceğinden arkın yenilenmesi gerekir. Bu nedenle edgewise tekniğinde kontraksiyon loopları lateral ya da kanin braketinin 1-1.5 mm kadar distalinde bükülürler ve mesio-distal yönde yer kaplamamaları için mümkün olduğunca (Bull ya da Sundasky gibi) ayakları bitişik dikey loop tiplerinden seçilirler. Orta dereceli ankraj olgularında ön ve arka bölge dişlerinin ankrajlarının dengelenmesi için loopun ön ve arka ayaklarına 10° - 15° kadar ikinci düzen büküm verilir. Ayrıca olgunun ihtiyacına göre kesicilere palatinal kök torku eklenir, telin arka ayağına artırılmış Spee verilebilir. Loopun ön ve arka ayaklarına verilen açıların yüksek olması durumunda, ataşmanlar arasındaki mesafenin az olması nedeniyle, tel komşu diş braketlerine çok zor yerleştirilebilir ya da bu braketlerde kopmaya neden olunur. Normal şartlarda bile telin komşu braketlere açıyla girmesi bu dişlerde uzama eğilimi oluştururken açının yüksek olması uzama kuvvetini daha da artırır.

Bölümlü ark sisteminde ise iki grubu birleştiren loop **ön ve arka ataşmanlar** arasındaki mesafenin tam orta noktasına yerleştirilir ve loopun ön ve arka ayaklarına **eşit açıda** ikinci düzen bükümler verilir. Böylelikle, her iki diş grubuna da zıt yönlerde ancak eşit şiddetlerde momentler uygulanmış olur. Karşılıklı momentler birbirlerini dengelediklerinden hiç bir dengeleyici dik yön kuvveti ortaya çıkmaz .

Minimum ankraj gerektiren olgularda çekim boşluklarının kapatılması

Minimum ankraj olgularında amaç ön dişlerin yerinde tutulması ve çekim boşluklarının tamamen arka dişlerin mesializasyonu ile kapatılmasıdır. Bu amaçla, edgewise tekniğinde ön bölgenin ankraji artırılır. Bunun için loopun mesial ayağına verilen ikinci düzen büküm açısı ve kesicilere uygulanan palatinal kök torku artırılır. Bu arada, tork etkisiyle kesiciler arasında diastema oluşmaması için ön bölge dişleri kaninden kanine 8 ligatürü ile sıkıca bağlanır. Arka bölgenin kontrollü devrilme yapması için loopun distal ayağına verilen ikinci düzen büküm açısı öne göre daha az tutulur. Minimum ankraj olgularında çekimlerin arkaya yakın dişlerden (tercihen ikinci premolardan) yapılmasında yarar vardır.

Bölümlü arklarda ise ön grubun ankrajının artırılması amacıyla bu dişlere artırılmış pozitif yönlü moment uygulanmalıdır. Bunun için T loop öne kaydırılır ve loopun ön ayağına verilen açı arkaya göre daha yüksek tutulur. Arka grubun hareketi istendiğinden bu ayağa da negatif yönlü moment verecek şekilde hafif düzeyde ikinci düzen büküm verilir. Böylece kesici ve kaninlere aktif palatinal kök torku verilirken premolar ve molarlara kontrollü devrilme ile mesializasyon olanağı sağlanır. Ön ve arka bölgelere farklı şiddetlerde moment-

ler uygulandığından statik denge kuralları gereği ön bölgede uzama, arka bölgede ise gömülme yönünde dengeleyici dik yön kuvvetleri ortaya çıkar.

Minimum ankraj olgularında, sadece ön dişlerin ankrajından faydalanarak arka dişlerin öne kaydırılması pratikte oldukça zor bir harekettir. Kesicilerin ankrağı bu mekanikler esnasında genellikle yetersiz kalır. Çekim boşlukları kapandığında, çoğunlukla ön çapraz kapanış ya da bazen bunun aksine, aşırı ve kontrolsüz verilmiş tork nedeniyle kesici eksen eğimlerinde artma ve buna bağlı açık kapanış ortaya çıkar. Bu nedenle, bu olgularda kesici ankrajından mümkün olduğuunca az faydalanılmalıdır. Bölüm 6'da "alt molar mesializasyonu" konusunda belirtildiği gibi arka dişlerin bütün olarak değil önce premolarların ve daha sonra molarların tek tek öne taşınması klinik olarak yan etkileri en aza indirir. Bu mekanik sırasında çeneler arası elastiklerle karşı diş kavşinden de destek almakta fayda vardır.

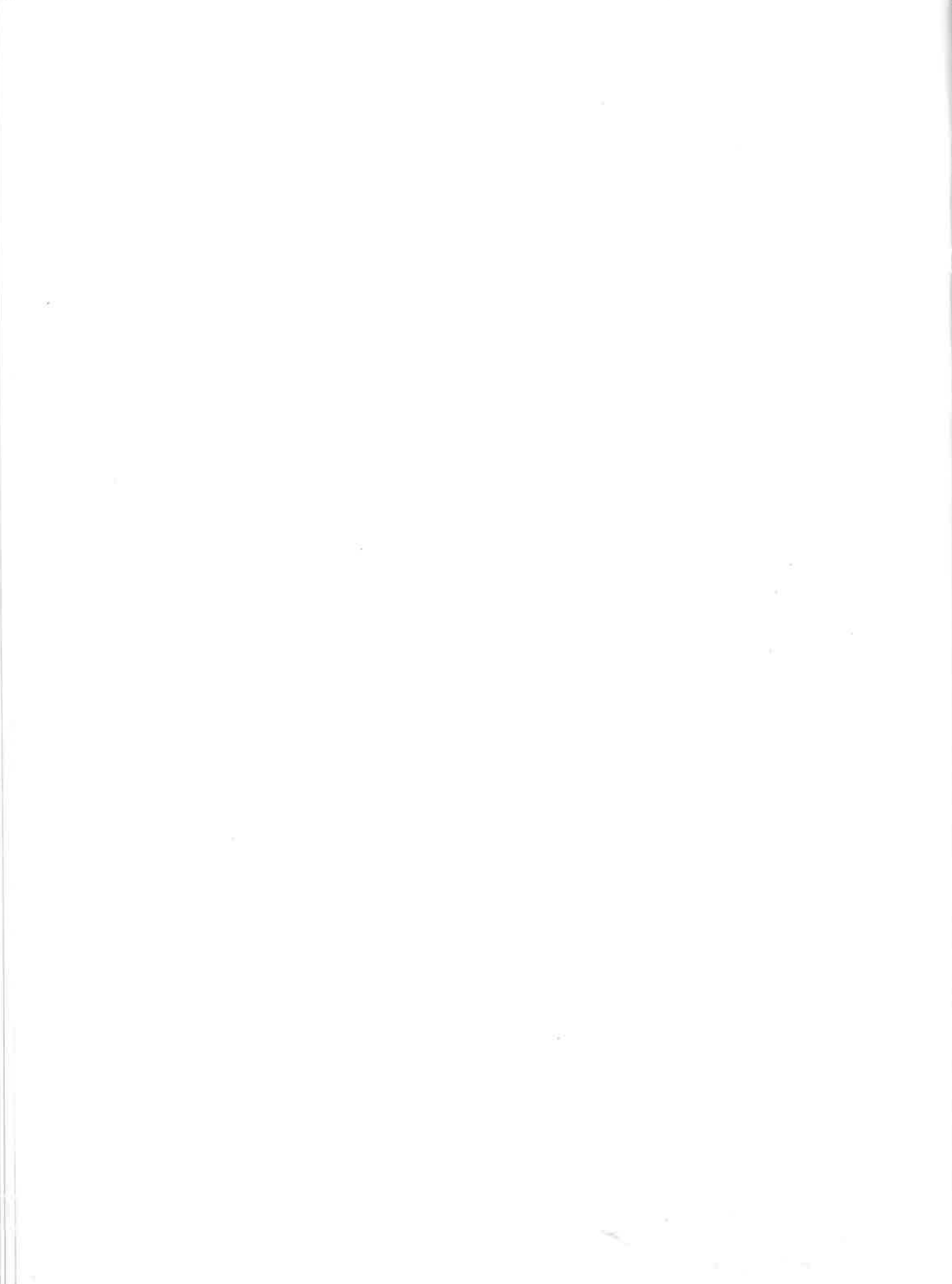
Minimum ankraj gerektiren olgularda ağız içi ankraj kullanılması gerekiyorsa, arka dişlerin öne taşınması için kesici bölgesi yerine molarlardan destek alınması en iyi seçenektir. Özellikle yan kesici eksikliği gibi olgularda tercih edilebilecek bu yöntemde önce premolar ve molarlar 8 ligatürü ile sıkıca bağlanır ve aktif itici yaylar ile kaninler mesiale kaydırılır. Bu işlem daha sonra premolarlar için de tekrarlanır. Bu mekanik esnasında molarların distale hareket etmesini önlemek için sınıf III elastiklerden faydalanılır (12). Molarların mesiale hareketi için CIII elastikler ve ön bölgeden destek alan zincir elastiklerden yararlanır.

Ağız içi ankrajın yeterli olmadığı olgularda en garantili ve en az yan etkiye sahip mekanik yöntem reverse headgear kullanımınıdır. Bu yöntemde, ağız dışı kuvvet yan keserler bölgesine uygulanırken arka dişler tek tek zincir elastik yardımıyla öne taşınır. Reverse headgear mekaniği için Bölüm 5'te "Arkadan öne kuvvet uygulayan ağız dışı apareyler" konusuna bakınız.

Kaynaklar

1. Ülgen, M. Ortodontik tedavi prensipleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 1990.
2. Nanda, R., Kuhlberg, A. Biomechanical basis of extraction space closure in Nanda R, Burstone CJ: Retention and Stability in Orthodontics. Philadelphia: WB Saunders Company, 1993, pp. 61-79.
3. Burstone, C.J., Hanley, K.J. Modern edgewise mechanics, segmented arch technique, Ormco Corp., Glendora, CA, 1989, 5-16.
4. Moore, J.C., Waters, N.E. Factors affecting tooth movement in sliding mechanics, *Eur. J. Orthod.*, 1993, **15**: 235-241.
5. Bennett, J. "Straight wire kursu" 6-7 Ocak 1996, Ankara.
6. Begg, P.R. Differential force in orthodontic treatment, *Am.J. Orthod.*, 1956, **42**: 481-510.
7. Mulligan, T.F. Common sense mechanics, Phoenix, AZ: CSM, 1982.

8. Melsen, B., Fotis, V., Burstone, C.J. Vertical force considerations in differential space closure, *J.C.O.*, 1990, **24**: 678-683.
9. Begg, P.R. Kesling, P.C. Begg orthodontique theory and technique 2. ed. Saunders Comp. Philadelphia, 1971.
10. Güray, E., Orhan, M. Maksiller anterior dişlerin "anterior headgear" ile "kütlesel (en masse) retraksiyonu" (yeni bir uygulama), *Türk Ortodonti Dergisi*, 1995, **8**: 99-107.
11. Stagers, J.A., Germane, N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics, *J.C.O.*, 1991, **25**: 364-369.
12. Zachrisson, B.U. "Klinik ortodontide gelişmeler" kursu, 16-17 Ekim 1998, Ankara.



TERİMLER SÖZLÜĞÜ

Akma sınırı: Bir telin elastikiyet sınırırır. Bu sınır aşıldığında telde plastik deformasyon oluşur.

Azami dayanıklılık sınırı: Tel materyalinin artan strese karşı koyabildiği azami sınır değerdir.

Bowing effect: Straight wire tekniğinde aşağı eğimli kanin braketteri içinden geçirilen düz telin kesici braketteri içine yerleştirilmesi sonucu, direnci az olan kesici dişlerin uzayarak kapanışın derinleşmesidir.

Çalışma aralığı: Bir telin, materyal sınırlarını aşmadan gösterebileceği azami deformasyon miktarıdır. Elastikiyet sınırları içinde deforme edilen bir telin ne kadar mesafede çalışabileceğinin göstergesi olduğundan ortodonti pratiğindeki önemi büyüktür.

Çekme (braket): Üzerine önceden otuk ve kanat profilleri çekilmiş uzun çubuklardan kesmek suretiyle gerçekleştirilen braket üretim tekniğidir.

(Tel) Çekme: Telin üretilmesi esnasında, sıcak ya da soğuk olarak kendi çapından daha küçük çaplı deliklerden zorla geçirilmesiyle istenen çap değerine ulaştırılması için uygulanan yöntem.

Dayanıklılık: Bir tel materyalinin toplam kuvvet uygulayabilme kapasitesidir.

Değişken çap ortodontisi: Gittikçe artan çapta (paslanmaz çelik ya da kobalt krom) tellerin kullanılmasıyla gerçekleştirilen ortodontik tedavi uygulamasıdır.

Değişken modül ortodontisi: Gittikçe artan katılıkta ancak farklı çapta ve farklı materyalden tellerin kullanılmasıyla gerçekleştirilen ortodontik tedavi uygulamasıdır.

Diferansiyel kuvvet prensibi: İki diş (ya da diş grubunun) birbirine doğru hareket ettirilmesi sırasında bu dişler (veya diş grupları) arasındaki direnç (ankraj) farklılığından faydalanılmasıdır.

Dinamik sürtünme kuvveti: Temas halindeki iki cismin birbiri üzerindeki hareketi esnasında ortaya çıkan sürtünme kuvvetidir. Bir başka ifadeyle, cismin hareketini sürdürebilmesi için yenmesi gereken kuvvet miktarıdır.

Direnç merkezi: Dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği noktadır. Bu nokta, kökün uzun ekseninde ve alveol kretinden, diş kökü uzunluğunun %24 - 35'i kadar bir mesafede yer alır.

Döküm (braket): Sıvı metalin hassas hazırlanmış braket kalıpları içine konvansiyonel yöntemlerle enjekte edilmesidir.

Dönme hareketi: Bir cismin üzerindeki herhangi bir doğrunun belli bir sabit referans çerçevesine göre açı değiştirerek yaptığı harekettir.

Dönme merkezi: Dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır. Bu noktanın yeri, diş üzerine uygulanan kuvvet sistemine, yani moment-kuvvet oranına bağlı olarak değişir.

Elastik materyal: Absorbe ettiği enerjii tamamen geri verebilen yani stress etkisi kalktıktan sonra orijinal boyutlarını alabilen materyallere elastik (esnek) materyaller denir.

Elastik deformasyon: Stress-strain diagramında, telin akma noktasına kadar gösterdiği şekil değişikliğidir.

Elastikiyet (Young) modülü: Stress-strain diagramında, telin elastikiyet sınırları içinde gösterdiği eğrinin eğimidir. Bu eğrinin dik olması telin katı olduğunu gösterir.

Geçiş sıcaklığı: NiTi alaşımlarında ostenit yapıdan soğutmak suretiyle martensit kristal yapıya geçiş için kullanılan sıcaklık derecesine denir.

Geri yaylanma: Esnetilip bırakılan bir telin stress-strain diagramında, x eksenini üzerinde, telin % 0.1 lik plastik deformasyon ile telin geri dönüş noktası arasındaki mesafedir.

Gevşeme: Sabit stress altında iletilen kuvvetin zaman içinde azalması ya da tamamen kaybolmasıdır.

Git-gel etkisi (Jigling effect-Round tripping): Hatalı mekanik uygulanması sonucu bir dişin belli bir yöne hareket ettirilmesinin ardından yeniden eski konumuna getirilmesidir. Git gel etkisinin en büyük sakıncası dişte kök rezorpsiyonuna neden olmasıdır.

Gren: Bir metalin yapısını oluşturan ve o metalin mekanik özelliklerine sahip olan kristal yapıdır.

Haddeleme: Paslanmaz çelik tellerin üretimini ilk aşamasında kullanılan kütükler içindeki poroziteler, boşluk, yarık ve çatlaklar, güçlü silindirel altında metalin ezilmesiyle ortadan kaldırılmaya çalışılır. Bu işlem sırasında boşluklar iyice azaltılır ve grenler arasında sıkı temaslar oluşturulur. Bu işleme haddeleme adı verilir.

Histeresis: NiTi teller aktive edildiğinde kuvvet miktarı arttıkça alaşım ostenit fazdan martensit faza geçiş yapar. Kuvvet ortadan kaldırdığında ise tel, aktivasyon sırasında izlediği yoldan daha farklı ve daha aşağıdan seyreden bir eğri çizerek martensit yapıdan ostenit yapıya geri dönüş yapar. Eğriler arasındaki bu farka histeresis adı verilir.

Hook Kanunu: Bu kanuna göre, esneklik sınırına (akma sınırına) kadar materyal üzerine uygulanan stress ile strain birbiriyle doğru orantılıdır.

Katılık: Bir telin bükülme ya da çekmeye karşı gösterdiği direnç ölçüsüdür. Bir başka ifadeyle, bir teli belli bir miktar bükülebilmek ya da çekebilmek için gerekli kuvvet miktarıdır.

Kilitlenme (binding): Ark boyunca yapılan kanin distalizasyonu esnasında dişin aşırı devrilmesine bağlı olarak braket ile tel arasında yüksek değerde kuvvet çifti (moment) orta-

ya çıkarak bu iki materyalin sıkışmasıdır. Bunun sonucunda diş hareketi tamamen durur.

Kopma noktası: Tel materyalinin kırıldığı noktadır.

Korozyon: Çeşitli kimyasal etkiler altında metalin ağırlığından kaybetmesi ve mekanik özelliklerinin değişmesidir.

Kütük: Paslanmaz çelik tel üretiminin ilk aşamasında erimiş metalin geniş kalıplara dökülmesiyle elde edilen metal bloklardır.

Kuvvet: Bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etkidir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür. Yani doğrultusu, yönü, şiddeti ve uygulama noktası vardır.

Kuvvet çifti: Etki çizgileri paralel, yönleri zıt, şiddetleri eşit olan iki kuvvetin oluşturduğu sistemdir. Kuvvet çifti uygulanan cisim üzerindeki her nokta, kuvvet çiftinin uygulandığı düzlemde, aynı yönde ve aynı büyüklükte bir dönme etkisi altındadır. Cisim, kuvvet çiftinin uygulandığı yere bağlı olmaksızın direnç merkezi etrafında dönme hareketi yapar.

Lace back: Öne ve aşağı doğru eğimli duran bir kanin braketini içinden düz tel geçirildiğinde ortaya çıkan moment etkisine bağlı olarak kanin kuronu mesiale kökü distale hareket etmek ister. Kanin kurununun mesiale hareketinin önlenmesi için ankraj dişlere ligatüre edilmesine lace back adı verilir.

Metal injection molding (braket): Paslanmaz çelik braket üretiminde kullanılan ve erimiş metalin kalıplara vakum altında kuvvetle enjekte edildiği tekniktir.

Moment: Kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen dik mesafenin çarpımıdır.

Moment/kuvvet oranı: Diş üzerine etkiyen kuvvet çiftine bağlı momentin kuron üzerine uygulanan kuvvete oranıdır.

Normal kuvvet: İki cisim arasında sürtünmeye neden olan yüzeye dik kuvvettir.

Pitch angle: Bir yayın uzun eksenine dik olan çizgi ile sarımların eğimleri arasındaki açıdır.

Plastik deformasyon: Bir telin, akma sınırından daha fazla stress altında kalması sonucu telde ortaya çıkan kalıcı şekil değişimidir.

Plastik materyal: Üzerinden stress etkisi kalktıktan sonra orijinal boyutuna dönemeyen materyallere **plastik** materyaller adı verilir.

Resiliens modülü: Stress-strain diagramında, başlangıç noktası,akma noktası ve akma noktasından x eksenine üzerine indirilen izdüşüm noktaları arasında kalan alandır.

Row boat effect: Straight wire tekniğinde telin aşağı eğimli kanin braketi içine yerleştirildiği andan itibaren kanin kurununun mesiale hızla hareket etme eğilimine bağlı olarak ankraj dişler üzerine bindirdiği yüküdür.

Saf rotasyon: Bir cisim üzerinde, kuvvet çiftine bağlı olarak ortaya çıkan rotasyondur.

Serbest cisim analizi: Statik dengedeki bir cisim ya da bir sistemin izole bir parçasının analizidir ve o cisim ya da sistemin bütünü hakkında fikir sahibi olmamıza yardımcı olur.

Sinterleme (braket): Paslanmaz çelik braket üretiminde kullanılan ve ince metal tozlarının yüksek sıcaklık altında hassas kalıplara enjekte edildiği ve elde edilen parçaların vakumlu fırınlarda çok yüksek sıcaklıkta şekillendirildiği tekniktir.

Statik: Cisimlerin, kuvvet etkisi altındayken dengede oldukları hallerle ilgilenen fizik koludur.

Süperelastiklik: Bir telin belirli bir deformasyon noktasına kadar oldukça sabit bir stress değeri göstermesi ve eski haline geri dönerken bu değerinin yine sabit kalması olayıdır. Bir başka ifadeyle süperelastiklik, bir telin, aktivasyon derecesinden bağımsız olarak aynı miktar kuvveti vermesi demektir.

Sürtünme kuvveti: Temas halindeki iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında, temas yüzeyine teğet ve bu zorlanmaya zıt yönlü olarak ortaya çıkan direnç kuvvetidir.

Statik sürtünme kuvveti: Temas halinde olup harekete zorlayan kuvvet etkisi altında bulunan iki cismin birbiri üzerinde harekete başlamadığı sürece aralarında mevcut olan sürtünme kuvvetine statik sürtünme kuvveti denir. Harekete zorlayan kuvvet arttıkça, statik sürtünme kuvveti de bu kuvvete eşit olacak şekilde artar çünkü her iki cisim henüz dengededir. Bir başka ifadeyle statik sürtünme, cisimlerin harekete başlaması için gereken kuvvet miktarıdır.

Şekil alabilme: Bir telin kopma noktasına kadar dayanabileceği plastik deformasyon miktarıdır.

Şekil hafızası: Alaşımın, düşük sıcaklıkta, yumuşak ve şekil verilebilir haldeyken belli bir geçiş sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında kolaylıkla ilk şekline dönmesi, bu şekli hatırlaması işlemidir.

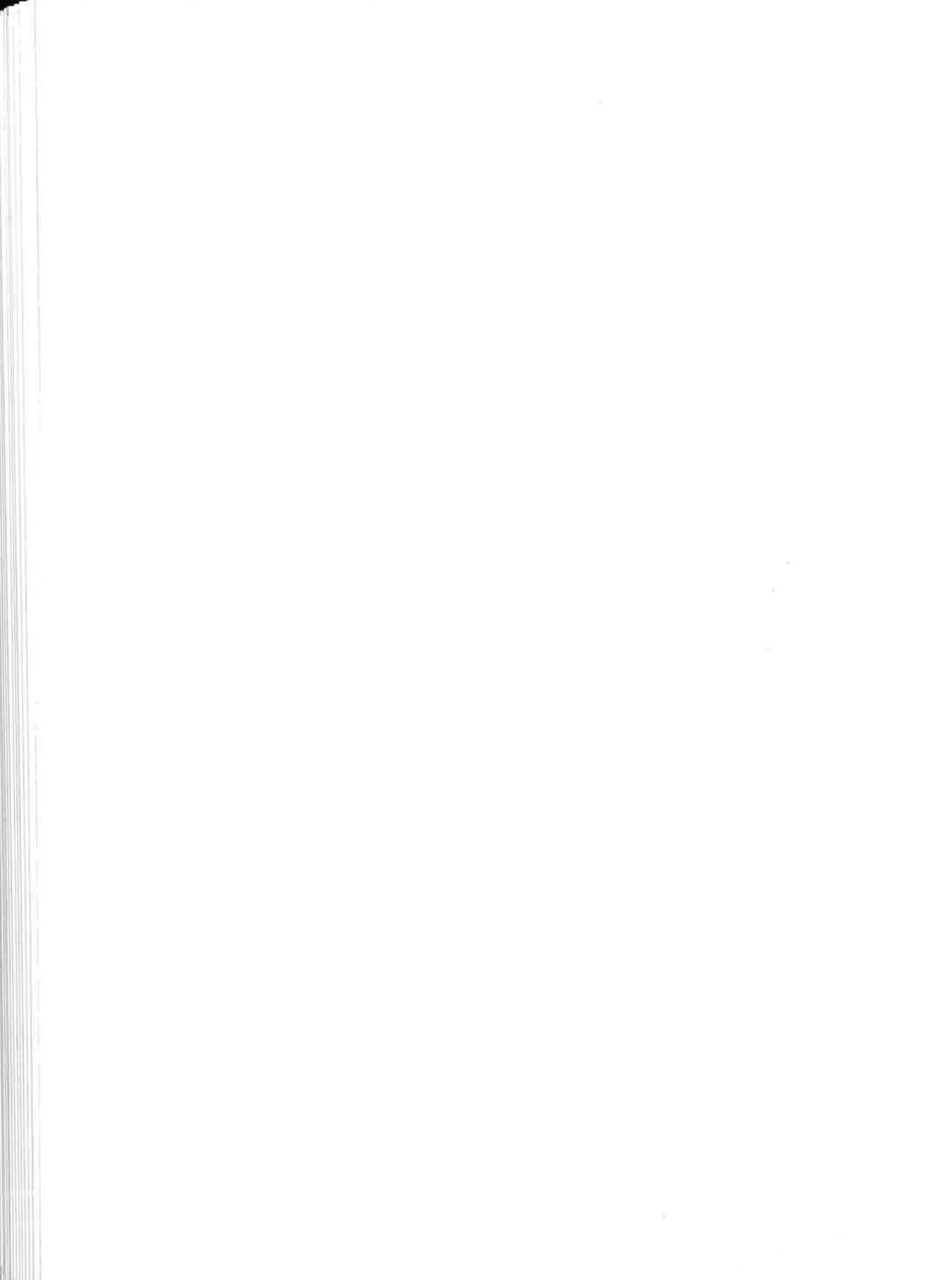
Tokluk modülü: Stress-strain diagramında başlangıç noktası, telin kopma noktası ve kopma noktasından x eksenine üzerine indirilen izdüşüm noktası arasında kalan toplam alandır.

Translasyon hareketi: Bir cismin üzerindeki herhangi bir doğrunun belli bir sabit referans çerçevesine göre açı değiştirmesinin yaptığı harekettir.

Vektör: Uygulama noktası, şiddeti, doğrultusu ve yönü olan büyüklüktür.

Yorgunluk: Tellerde, tekrarlayan stress etkisi altında ortaya çıkan zayıflamadır.

Yüzey sertliği: Bir materyalin lokalize, sürekli bir baskıya gösterdiği dirençtir. Brinell ve Rockwell sertlik indisleri mühendislikte sıklıkla kullanılan yüzey sertlik skalalarıdır.



İNDEKS

Not: İtalic olarak belirtilmiş sayfa numaraları şekil ya da resimlere aittir. Numara yanındaki t, sayfa numarasının tabloya ait olduğunu belirtir.

A

Açı

- tel-braket arası, 132
- telin brakete giriş, 55, 93, 94
- sarımların eğim açısı, 58, 61, 234
- sınıf II elastik, 68, 70
- braketler arası, 91
- anti-tip büküm, 106
- ikinci düzendeki açı, 26, 107, 132, 229
- tork açısı, 188, 189, 192
- ölçer, 132, 133
- yüz arkının kollarının açıldırılması, 146, 147, 153, 199
- α ve β açıları, 150, 152
- tip back açısı, 101 189 191 193, 199
- mandibuler düzlem açısı, 195
- okluzal düzlemler arası, 68

A noktası, 155, 157, 212

Açık kapanış

- ön, 151, 194, 195, 204, 207, 218
- dişsel, 193, 194
- iskeletsel, 146, 193-196, 204, 207
- tedavisi, 193-195, 197, 218

Adenoid vejetasyon, 194

Ağız dışı

- kuvvet, 107, 138, 139, 143-158, 160-164, 175, 180, 198-202, 209, 224, 226, 230
- simetrik, 150
- asimetrik, 151, 152, 202
- aparey, 6, 143-158, 160, 198, 199, 209, 210, 215, 230
- önden arkaya doğru kuvvet uygulayan, 143
- arkadan öne doğru kuvvet uygulayan, 143, 156, 157

Ağız sıcaklığında aktive olan tel, 41

Ağızdan nefes alma, 174, 194, 210

Ağza yabancı cisim sokma, 135, 193

Akma noktası, 22, 28, 233, 235

Akrilik düğme, 160, 161

Aktivasyon

- ağız içi, 16, 91
- loop, 15, 16, 18, 227, 229
- miktarı, 16, 17, 21, 28, 40, 201
- osteoklast, 210

Alaşım, 58

- kobalt-krom, 24, 28, 36, 39, 43, 51, 53, 56, 57, 117
- kobalt-krom-nikel, 59
- NiTi, 23, 38, 39, 41, 58, 59, 130, 133, 233
- ostenit çelik, 34
- paslanmaz çelik, 24, 28, 34, 35, 39, 43, 56, 57, 59, 117
- tel, 27, 34, 36, 40, 42, 43, 46, 48, 50, 56, 127
- metal, 26, 57
- β -titanyum, 130, 133
- titanyum, 29, 34, 39, 57, 120, 124, 127, 134

Alt çene

- büyümesi, 165, 173
- fonksiyonları, 165, 172, 210
- geriliği, 198
- geriye rotasyonu, 69, 70, 144, 146, 151, 156, 173, 179, 194, 198, 206, 212
- hareketleri, 165
- öne rotasyonu, 173, 178, 180, 184, 186, 195

Alveol

- desteği, 15, 19
- kemiği, 113, 198

krete, 3, 6, 190, 233
Angüstasyon, 106-108, 121, 193
Ankraj
 A grup, 221
 B grup, 221
 bükümleri, 101, 102, 159, 226
 C grup, 221
 maksimum, 162, 164, 214, 221, 224, 227, 228
 minimum, 154, 157, 221, 226, 229, 230
 kaybı, 4, 16, 20, 25, 55, 107, 118, 132,
 159, 169, 172, 177, 202, 222, 223, 227
 kuvvetlendirme yöntemleri, 104, 105, 160,
 162
 orta dereceli, 16, 162, 221, 224, 228, 229
 resiprokal, 104
Anterior
 dişler, 231
 headgear, 231
Anti
 oksidan, 61
 ozonat, 61
 rotasyon, 13, 106
 tip büküm, 8, 13-17, 106
Aparey
 hareketli, 1, 12, 171, 203
 fonksiyonel, 194
 Nance, 160, 161, 200, 216
 e bağlı ağız hijyeni,
 hızlı genişletme, 32, 155, 210, 211, 212
 ve korozyon, 32, 33
 katılığı, 51
 planlaması, 51
 kullanımı, 143
 saatli ağız dışı apareyler, 160
Appozisyon, 163
Ark
 2x4, 31, 71, 99, 101, 162, 171, 175, 178,
 186, 188
 basamaklı, 89, 103-105, 197
 bölümlü, 43, 55-58, 106, 136, 137, 171,
 175, 179
 boyunca kaydırma, 116
 dikdörtgen kesitli, 27, 30, 31, 51, 52, 72,
 162, 224
 formu, 42, 45, 48, 56, 57, 171, 215
 ideal, 105
 kare kesitli, 46, 52
 kontraksiyon, 227-229
 lingual, 162, 164, 168, 176, 180, 221
 looplü, 37, 54, 57, 116, 138, 139, 165,
 205, 207
 prelabial, 155
 rehber, 170, 204
 seviyeleme,
 Speeli, 182, 183, 197
 stabilitesi, 51, 69
 vestibül, 1

yardımcı, 170, 206
Artistik büküm, 102, 104, 193
Ayrırcı tanı, 174, 181-183, 194
Azami dayanıklılık sınırı, 22

B

Bakır NiTi teller (bkz. ağız sıcaklığında aktive olan teller)
Bant, 32
 molar, 160, 210, 213, 214
 premolar, 210
Basamaklı büküm, 14, 71, 102, 104
Begg
 tekniği, 12, 15, 73, 98, 101, 102, 131,
 192, 221, 225, 226
Bileşen, 3, 67-71, 144, 146, 147, 150,
 152, 176, 180, 202, 216
 lere ayırma, 3
Bileşke, 1, 114, 146, 150, 152, 176, 177
Binding (bkz kilitleme)
Biyoplast, 196
Bioprogresive Teknik, 38, 171, 188
 felsefesi, 163
Birinci düzen
 büküm, 95, 105
 eylemsizlik momenti, 51
 katılık, 48
 kuvvet çifti, 13
 tel genişliği, 24
Biyolojik
 cevap, 4
 doku, 20, 72, 163
 faktörler, 118, 134
 ortam, 135
Bölümlü ark,
 diferansiyel ankraj prensibi, 225, 227
 en masse retraksiyon, 226-228
 felsefesi, 136
 kanin distalizasyonu, 140
 kapanış açılması, 175
 looplar, 18, 228
 mekaniği, 55, 136, 179, 204, 228
 tekniği, 18, 58, 136, 137, 140, 175,
 179, 204, 225, 227, 228
Bowing effect, 108, 110, 223
Boşluk kapatma mekanikleri
 sürtünmeli, 136-139, 203, 221-224, 226
 sürtünmesiz, 136-139, 203, 204, 225-227
 loopların kullanılması, 36
 kapalı yayların kullanılması, 58, 71
 elastiklerin kullanılması, 61, 71, 72
Braket
 ile tel arası açısı, 55, 93, 94, 106,
 132, 135

ile tel arası sürtünme, 132, 133
 angülasyonu,
Begg, 72, 131
 boyutları, 72, 81
 braketin yeniden kazanılması, 77, 81, 82
 braketler arası açısı, 91
 çekme, 130
 dişe yapışma gücü, 82
 döküm, 77, 130
 edgewise,
 genişliği, 13, 14, 26, 127, 129
 kanat kırılması, 33
 kendinden bağlamalı, 118, 131
 konumu, 109
 kopması, 57
 materyali, 73, 120
 mesafeler arası, 18, 25, 31, 41, 51, 93, 96-99,
 103, 105, 227
 metal injection molding, 72, 234
 oluğu, 10, 25, 33, 37, 45, 51, 54, 55, 72,
 76, 124, 127, 129, 132, 170, 175, 177, 202
 şekli, 130
 SEM görüntüleri, 74-79, 119, 129, 130
 ler arası seviye farkı, 45, 47
 sinterleme, 72, 77, 78, 82, 130, 235
 Speed, 77, 131, 182
 sürtünmesiz, 120, 128, 130
 ile ligatür arası sıkışma, 50, 116, 127, 134,
 135, 234
 taban yapısı, 81
 telin braket oluğu içindeki oynama miktarı,
 25, 129
 telin brakete bağlanma kuvveti, 131
 telin brakete ligatüre edilmesi, 51
 torklu, 139
 üretim tekniği, 73, 76, 77, 81, 129, 130, 233-235
Brittle (bkz. kırılğan)
Buccinator, 194
Bukkal kök torku, 163, 190, 213, 214
Bükülme
 gerilmeleri, 48
 katılığı, 27, 46, 47, 51, 107, 234
 momenti, 29
 üç nokta bükülme testi, 29, 30
Burulma, 46, 47
Burun
 deliklerinin darlığı, 194
 kulak, burun, boğaz hastalıkları, 194
 yolları, 194
Büyüme
 dönemindeki bireyler, 144, 157, 184, 186,
 194, 195, 207
 ve gelişimin durdurulması, 143, 198
 nin geriye yönlendirilmesi, 173
 hızı, 198

mandibuler -, 116, 165, 172, 186
 modeli, 198
 pubertal -, 157

C

Cantilever (bkz. kiriş)
Cerrahi
 ortognatik, 174
 estetik, 174
Cervical headgear, 144-147, 149, 153,
 179, 180, 198, 215
Coil spring (bkz.yaylar)
Compression (bkz.sıkışma)
Copper NiTi teller, 41
Criss cross elastikler (çapraz), 67, 215, 216
Çalışma aralığı, 4, 5, 15, 17, 18, 23, 27,
 28, 31, 36, 48, 53, 55-57, 127,
 139, 214, 233,
Çap katılık numarası, 52-54
Çapak, 77, 80, 129, 130, 224
Çapraz kapanış
 bukkal, 69, 149, 152, 153, 165, 209,
 210, 213, 215, 216
 anterior, 165, 171, 225, 230
Çapraşıklık, 46, 55, 56, 89, 91, 95, 138,
 170-172, 211
 açma, 58, 164, 166, 171, 186, 199
 çözme hızı, 42
Çatlak, 31, 32, 35, 39, 234
Çatı bükümü, 96, 97, 98, 106, 184
Çekme
 braket, 81, 130, 233
 tel -, 233
 kuvveti, 8, 122, 124, 156, 226
 teli, 124
 testi, 82
 yönü, 20, 156, 157
Çekmece hareketi, 156
Çene ucu, 70, 155, 156, 179, 195
Çengel, 67, 69, 70, 81, 101, 121, 124,
 132, 154, 156, 176, 179, 202, 208,
 213, 224
Çentik, 31, 32
Çevre doku direnci, 118, 121, 122
Çiğneme
 kuvvetleri, 31, 34, 50, 56, 134, 135,
 171, 173, 176
Çok sarımlı teller
 fiziksel özellikleri, 30, 37, 38, 42, 46,
 48, 50, 54, 56
 sürtünme ve -, 50, 127, 128, 129, 133,
 134

D

- Dayanıklılık**, 22, 23, 27, 28, 1, 34-36, 45, 48, 55-57, 74, 233
- Damak mukozası**, 161, 194, 210, 211, 213
- Deaktivasyon**, 17, 29, 40, 41, 50, 91, 92
- Değişken çap ortodontisi**, 51, 52, 233
- Değişken modül ortodontisi**, 53-55, 283
- Deformasyon**
elastik, 28, 43, 117, 233
plastik, 22, 23, 28, 29, 34, 39, 40, 50, 56, 59, 117
- Delaire yüz maskesi**, 154, 155
- Deneysel çalışmalar**, 129, 130, 132, 134, 135
- Dengeleyici kuvvet**, 90-94, 98-100, 102-106, 110, 169, 187-191, 203, 206, 207
- Derin kapanışın düzeltilmesi**
erken dönemde, 186, 192
sınıf II/1 olgularda, 108, 172, 192
sınıf II/2 olgularda, 184, 172, 192
- Destek kemik kaybı**, 6, 14, 15, 175
- Destek alma**, 168, 200, 230
- Destek noktası**, 146, 147
- Devrilme**
kontrollü, 10, 11, 13, 16, 18, 106, 107, 226, 227-229
kontrolsüz, 10-12, 15-17, 26, 159, 171, 225
- Diferansiyel**
ankraj, 221, 225-228
kuvvet, 223
moment, 188
tip back mekaniği, 183
- Dik yönde gelişim gösteren yüz tipi**, 68, 70, 99, 105, 183, 212, 216
- Dikey çenelik**, 176, 195, 196
- Dikey tüp**, 137, 206, 228
- Dikleştirme**
molar, 139, 204, 208
zembereği, 29, 98, 162, 183, 200, 204-206
- Dil emme**, 135, 193
- Dil**
tutucu, 194
- Dinamiğin temel yasası**, 1
- Direkt kemik rezorpsiyonu**, 3, 4, 20
- Direnç merkezi (tanımı)**, 6
nin yerinin değişmesi, 6, 14, 15
- Distalizasyon**
molar, 162, 182, 186, 198-203
kanin, 15, 18, 22, 58, 67, 116-118, 131, 138-140, 184, 221
premolar, 200
- Dizilme**, 170, 190
- Diş**
çekimi, 182, 195
ektopik, 165
sıkma, 176

Dişeti

- gülüşü, 174, 198
hiperplazisi, 174

Dişsel

- açık kapanış, 193-195
ankraj, 159
değişim, 156, 211, 212
derin kapanış, 172
etki, 143, 210
genişletme, 210
hareket, 198

Doku tahrişi, 171**Döküm braket**, 77, 130**Dudak**

- damak yarıkları, 210
emme, 135
etkisi, 186
kesici- ilişkisi, (bkz. kesici-dudak ilişkisi)

Düğme, 160, 161

- Düz ark**, 57, 58, 95, 137, 170, 186, 204, 209
mekaniği, 89, 105, 110, 111, 136, 138, 139, 166-169, 182
seviyeleme, 14, 165-168
spee düzeltmede, 182-184

Diş kol (yüz arkı), 143-150, 152, 153, 199, 200**E****Edgewise**

- braketleri, 74, 106, 130
mekaniği,
tekniki, 18, 45, 96, 102-105, 159, 193, 227, 229

Elastik

- ağır, 67
çapraz, 67, 215, 216
çene içi, 61, 63, 66, 224
çeneler arası, 15, 61, 63, 66, 67, 41, 162, 224, 230
deformasyon, 28, 43, 117, 233
dikey, 169, 179, 197, 204, 207
hafif, 67, 203
intermaksiller, 66
intramaksiller, 66, 224
iplik, 61, 66, 169, 170
ligatür, 51, 61, 72, 121, 127, 131, 169
orta, 63, 64, 200
sınıf II, 67-71, 102, 154, 177, 200-203, 209, 223, 230
süper ağır, 67
zincir, 62, 63, 169

Elgiloy, 24, 27, 37, 38, 53, 170, 190**En masse retraksiyon**

- sürtünmeli sistemde, 139, 223, 224
sürtünmesiz sistemde, 226-228

Endirekt kemik rezorpsiyonu, 3, 4, 16
Erişkin, 14, 157, 170, 175, 184, 195, 198, 205, 211
Esmadent, 81-83
Estetik, 27, 45, 46, 57, 73, 74, 96, 165, 173, 193
Etki ve tepki yasası, 1
Eylemsizlik
 momenti, 30, 31, 48, 51
 yasası, 1
Ezik, 31, 32

F

Face bow (bkz.yüz arki)
Fiber optik-plastik teller, 27, 45, 46, 37
Fonksiyonel
 alt çene geriliği, 198
 dil yükselticisi, 157
 hareketler, 165
 nedenler, 210
 sorunlar, 165, 170, 209
Force driven mechanics (bkz.mekanik)
Friction free braket (bkz.sürtünmesiz braket)
Fındık kıracağı mekanizması, 195

G

Gable bend (bkz.çatı bükümü)
Geçiş sıcaklığı, 39, 40, 41, 233, 235
Genç erişkin, 157, 195, 205
Genişletme
 apareyleri, 32
 arkı, 214
 dişsel, 210
 etkisi, 213
 hızlı -, 155, 210, 211, 212
 transversal, 210, 215
 vidası, 6
Gerginlik
 miktarı, 64, 66
 süresi, 64
Geri yaylanma, 28, 29, 36, 40, 41, 45, 56, 57, 137, 233
Gerilme (bkz. stress)
Geriye rotasyon, 65, 70, 144, 146, 151, 156, 173, 179, 194, 198, 206, 212
Gevşeme, 61, 62, 67, 131, 233
Git-gel etkisi, 108, 166, 178, 184, 233
Gömülme
 hareketi, 91, 95, 101, 175
 kaninlerde, 98, 99, 102, 177, 181, 193
 kesicilerde, 53, 101, 102, 104, 108, 172, 176, 179, 181, 187, 190-193
 molarlarda, 99, 101, 146, 147, 154, 169, 173, 192, 196, 204, 206-208
 premolarlarda, 104, 169

Gummy smile, 165, 174
Gülme çizgisi, 165, 172, 184

H

Haddelme, 35, 234
Hareket kontrolü, 36, 37, 54, 55, 129, 139, 170, 227
Hasta işbirliği, 72, 139, 157, 160, 186, 197, 209
High pull headgear, 145-147, 149-151, 176, 180, 196-200, 215, 218
Hijyen, 16, 37, 57, 58, 72-74, 132, 138, 139, 161, 171, 199, 210
Hiperdiverjan, 145, 151, 156, 172, 173, 176, 183, 193, 194, 198, 204, 206, 207, 212
Hipodiverjan, 144, 151, 172, 173, 175, 179, 180, 183, 193, 198, 206
Horizontal, 1
Hyalin doku, 20
Hyrax vidası, 32, 210
Hızlı genişletme, 155, 210-212
 vidası, 6
 apareyi, 32, 155, 210-212

I

2x4 arklar, 31, 71, 99, 101, 162, 171, 175, 178, 186-188, 192, 193, 199
İkinci düzen, 8, 13, 18, 24, 26, 48, 51, 52, 54, 96, 103, 106, 107, 132, 188, 229
 tel ile braket arasındaki - açısı, 26, 132
 büküm, 18, 106, 188, 229
 eylemsizlik momenti, 51
 katılık, 48, 51, 52, 54
İn vitro, 43
İn vivo, 43
İntikali hareket, 7, 11
İntrüzyon arkı, 108, 180, 184, 192
 üç parçalı, 102, 175-177
 sürekli, 178, 179, 185, 192
 konsol tipi, 177
İskeletsel açık kapanış, 146, 193-196, 204, 207
 etyolojisi, 194
İstirahat konumu, 174
İyon implantasyonu, 43, 57, 127
Isırma bloğu, 101, 176, 196

J

J çengel, 101
Japon NiTi teli, 40, 42, 59
Jarabak oranı, 195
Jiggling effect, (bkz. git-gel etkisi)

K**Kahn spur**, 153, 154**Kaldıraç prensibi**, 30, 90, 91**Kalem emme**, 194**Kanin**,

aşağı indirilmesi, 169

çengelleri, 154

distalizasyonu, 15, 18, 57, 58, 116-118,
131, 138, 184

sürtünmeli, 131, 138, 221, 222, 234

bölümlü arklarla, 140

intrüzyonu, 98, 99, 102, 177, 181, 183

Karışık dişlenme döneminde seviyeleme, 170**Kas**

yapısı, 173

aktivitesi, 164

Katılık

birinci düzende, 48

çap katılık numarası, 52, 54

ikinci düzende, 48, 52, 54

materyal katılık numarası, 53, 54

Kaydırma mekaniği, 117, 138**Kemik**

kortikal, 163, 192

Kendinden bağlamalı braket, 118, 131**Kesici**

ankrajından faydalanma, 200, 230

dudak ilişkisi, 162, 165, 172, 179,
181, 182, 184, 198

intrüzyonu, (bkz. gömülme)

ekstrüzyonu, (bkz. uzama)

Kilitlenme, 107, 117, 234**Kimyasal çözücü**, 77, 81**Kiriş**

katılığı, 30

uzunluğu, 30

konsol, 29

materyali, 30

iki ucu serbest, 30, 31

tek ucu serbest, 30

iki ucu bağlı, 30

Klinik performans, 28, 42, 43, 57**Kobalt-krom teller**, 71**Kobayashi ligatürü**, 132**Kök**hareketi, 10, 11, 13, 15-18, 104, 107, 108,
116, 159, 188, 226

uzunluğu, 107

rezorpsiyonu, 6, 16, 108, 154, 166, 175,
184, 234**Kondil adaptasyonu**, 144, 173, 194**Konsol giriş**

testi, 29

tipi dikleştirme zembereği, 29, 206

Koordinat sistemi, 2, 3**Kopma noktası**, 22, 23, 29, 234, 235**Korozyon**, 32

üniform, 32, 33, 43, 46, 73, 81, 234

çukur şeklinde, 32

intergranüler, 32, 33

çatlak şeklinde, 32

mikrobiyolojik, 32, 33

elektrokimyasal, 32, 33

sürtünmeye bağlı, 33

Kötü alışkanlıklar, 110, 135, 193, 194**Köşeli teller**

çok sarımlı, 37

de çap özelliği, 24, 37, 47, 48

ile seviyeleme, 47, 55, 56

in katılığı, 52

in sürtünmeye etkisi, 55, 130

Kronik iltihabi doku reaksiyonu, 161**Kuylama**, 77, 81**Kütük**, 35, 234**Kuvvet çifti**, 7, 8, 13, 97, 116, 117, 187,
189, 221, 234, 235**Kuvvet kaybı**, 4

elastiklerde, 62-67, 72, 87

yaylarda, 4, 59, 60, 72

Kuvvet

ağır, 4, 6, 7

aralıklı, 5, 6, 135, 186

dağılımı, 3, 114

dengeleyici, 90-95, 98-105, 110, 169,
187-192, 203-207, 228-230

doğrultusu, 1, 3, 114, 234, 235

etki çizgisi, 6-8, 11, 13, 63, 69, 71, 99,
121, 131, 132, 137, 144-148, 151-153,156, 173, 176-179, 183, 194, 195,
199, 233, 234

fizyolojik, 7, 15, 20, 25

hafif, 3, 4, 55, 72, 154, 170

in yönlendirdiği mekanikler, 111

kesikli, 5, 6, 72

normal, 115, 117, 129, 131, 222, 234

optimal, 3-5, 18, 20, 34, 50, 51, 58,
72, 132, 138, 161, 186, 221, 222

sabit, 40, 72

süreklili, 3-5, 20, 40, 50, 58, 209, 214, 223

uygulama noktası, 1, 3, 7, 8, 69, 114,
118, 147, 156, 175, 176, 192, 234,
235

yönü, 114, 144-146

şiddeti, 1-5, 7, 20, 27, 94, 99, 106,
137, 155, 176, 234**Kırılma**

braket, 74

Materyal, 23

tel, 33, 46, 57

Kırılma

- braketlerde, 13, 14, 33, 74, 75
- tellerde, 31, 42, 43, 46, 57
- noktası, 23

L

- Labial kök torku**, 71, 99, 101, 157, 162, 190-192, 200, 206
- Lace back**, 107, 108, 208, 234
- Lateks elastik**, 61, 63, 64, 72
- Ligatür**,
sıklığı, 131
- Lingual ark**, 162, 164, 168, 176, 180, 221
kök torku, 163, 191, 203
- Lip bumper**, 164 216
- Lip trap**, 174
- Loop**
dikey, 16-18, 204, 227, 229
kapayıcı, 34, 106, 228

T**Lümen çapı**

- elastik, 66, 67
- yay, 58, 59

M

- Makaslama deformasyonu**, 21
- Maloklüzyon**, 46, 164, 210
- Mandibuler düzlem**
açısı, 195
büyüme, 146
- Martensit**, 29, 39-41, 233, 234
- Masseter**, 194
- Materyal**
akması, 22
çap numarası,
ler arası etkileşim, 135
lerde şekil değişimi, 20, 22
lerin elastik davranışı, 20
bioplast -, 196
braket -i, 74, 120
elastik -, 21, 61, 67, 72, 233
elastiklik modülü (Young modülü), 22, 30, 53
katılığı, 20, 76
katılık numarası,
kırılgan, 23
kiriş -, 30
katı, 120
metalik -, 32
NiTi -, 41, 45
paslanmaz çelik -, 35

- plastik -, 21
- polimerik -, 22, 23
- seramik -, 23
- süperelastik -, 40
- tel -i, 16, 17, 26-29
- yorgunluğu, 31

Median diastema

- hızlı genişletmede, 211

Mekanik

- şeklin yönlendirdiği, 111
- kuvvetin yönlendirdiği, 111
- statik olarak belirli, 137
- statik olarak belirsiz, 111, 138, 165, 166

Memory titanol spring, 204, 206**Metal**

- alerjisi, 33
- ergimiş, 35
- ezilmesi, 35, 234
- grenleri, 33, 35, 81, 234
- oluk, 76
- sıvı, 77, 233
- soğuması, 35
- tozları, 77, 235
- yapısı, 35
- yorgunluğu, 31, 235

Metal injection molding, 73, 234**Metalurji**, 39**Mikrobiyolojik**, 32, 33**Molar**

- dikleştirilmesi, 139, 204, 208
- selektif -ekstrüzyonu, 181
- mesializasyonu, 67, 203, 204, 224, 230
- offset, 105
- rotasyon, 209
- uzaması, 68, 175, 179, 180, 181, 206

Moment

- α ve β , 204
- kuvvetin -i, 7, 10, 12, 132
- kuvvet çiftinin -i, 8, 189
- diferansiyel -, 188
- (MF) kuvvet oranı, 6, 7, 103, 106, 107, 225, 226, 228, 233
- eylemsizlik -i, 30, 31, 51

Monocrystalline alumina, 74, 75, 120**N****Nance apareyi**, 160, 161, 200, 221**Nefes yolu**, 194**Newton kanunları**, 1, 9, 114**Nikel**

- alerjisi, 33
- içeren maddeler, 33
- ağza salınımı, 33

NiTi teller

- Bakır NiTi teller, 41
- Çin NiTi telleri, 28, 29, 40
- fiziksel özellikleri, 28, 39-43, 48, 57
- ısıyla aktive olan -, 170
- linik performansları, 171
- Japon NiTi telleri, 40, 42, 59
- metalürjik özellikleri, 39
- Slippery NiTi teller, 132, 133
- süperelastik, 40
- sürtünme direnci, 124
- yapımı, 39
- yeniden kazanılması, 43
- Nitinol**, 28, 29, 38, 40, 43
- NiTi yaylar**, 59, 60, 72, 138, 200, 203, 223, 224
- Normal kuvvet** (bkz.kuvvet)
- Nüks**, 157, 211, 215

O**Oklüzal**

- çatışma, 134
- düzlem, 67, 68, 70, 90, 91, 95, 136, 138, 139, 143, 148, 154, 165, 167, 172, 175, 185, 195, 202
- kuvvetler, 73, 101, 110, 190, 205

Oklüzyonun 6 anahtarı, 209**Oluk**

- metal -, 76

Optiflex (bkz.fiber optik-plastik teller)**Optimal**

- diş hareketi, 3, 4, 50, 51
- doku cevabı, 4, 58

Ortam

- ıslak, 63-66
- kuru, 63-66, 135

Ortopedik

- kuvvet, 155
- değişim, 156, 210, 211
- etki, 143, 155, 157, 199, 212

Ostenit

- çelik, 34, 73, 81
- faz, 40, 234
- kristal yapı, 39-41, 234

Overbite kontrolü, 171**Öteleme hareketi** (bkz. translasyon)**P****Palatal**

- arka, 32, 136, 149, 153, 161, 163, 164, 169, 176, 180, 196, 197, 202, 203, 209-214, 221
- Goshgarian, 161, 209, 213
- ağız içi aktivasyonu, kök torku, 12, 74, 75, 101, 103, 184, 188, 227, 229

Parmak emme, 194**Paslanmaz çelik**

- braketlerin yapımı, 73, 76, 234, 235
- yeniden kazanılması, 77
- braketlerin sürtünme direnci, 45, 82, 120, 125, 126, 128, 135
- tellerin yapımı, 35, 234
- tellerin fiziksel özellikleri, 24, 27, 28, 32, 36, 56
- çok sarımlı teller, 37, 127, 134

Pekiştirme, 211**Periodonsiyum**, 4, 113**Periodontal**

- ataşman kaybı, 6
- doku, 121
- sorunlar, 14, 175, 210
- tedavi, 174

Pin, 131**Pitch angle** (bkz.sarımların eğim açısı)**Plak**

- eğik düzlemler, 186
- ön düz düzlemler, 179, 180
- protrüzyon zemberekli, 186

Plastik

- braket, 76, 119, 120
- davranış, 21
- materyal, 21, 74, 76, 235

Polikarbonat

- braket, 76

Polip, 194**Polycrystalline alumina**, 74, 75, 120**Power hook**, 132**Prefabrike zemberekler**, 18, 137, 139**Protraction headgear**, 154**Puberte**, 157**Q****Quad helix**, 32, 210, 214, 215

- ağız içi aktivasyonu, 214

R**Recycling** (bkz.yeniden kazanma)

- Refleks metrograf, 42

Relaxation (bkz gevşeme)**Renkleşme**, 33**Resiliens modülü**, 22, 23, 235**Retraksiyon**

- kesici, 12, 15, 57, 58, 172, 177, 184, 209, 222, 233, 225
- en masse, 139, 221, 223, 224, 226, 227, 228

Retrüzyon, 172, 199, 202**Reverse headgear**, 154-157, 230**Rezorpsiyon**

- direkt kemik -, 3, 4, 20

endirekt kemik -, 3, 4, 16
kök, 6, 16, 108, 154, 166, 175, 184, 234

Rotasyon

alt çenenin geriye -, 70, 144, 146, 151, 155, 173, 179, 194, 198, 206, 212
alt çenenin öne -, 146
anti rotasyon bükümü, 13, 106, 173, 195
düzeltilme, 61
merkezi, 6
molar -, 66, 69, 203, 209, 213, 214,
premolar, 51
saf, 235

Round tripping (bkz. git-gel etkisi)

Row boat effect, 107, 108, 235

S

Sarımların eğim açısı, 58, 61, 234

Sekiz ligatürü, 96, 97, 107, 159, 169, 176, 179, 184, 208, 229, 230

Sentetik polimerler, 61

Septum deviyasyonu, 194

Seramik

braketler, 13, 74-76, 120, 127
materyal, 119

Serbest cisim analizi, 8, 9, 235

Shape driven mechanics (bkz. mekanik)

Shear (bkz. makaslama)

Sınıf I

ilişki, 91, 93, 103, 165, 171, 190, 198, 199, 202, 209

Sınıf II

II/1, 172, 184, 198
II/2, 184, 186, 193
ilişki, 93
subdivizyon, 151

Sınıf III, 180, 200

ilişki, 94
elastik, 67, 230

Sınıf IV ilişki, 92

Sınıf V ilişki, 94

Sınıf VI ilişki, 93, 95

Sinterleme, 73, 77, 79, 82, 130, 235

Sliding jig, 162, 202

Slippery NiTi, 132, 133

Spee eğrisi

açısız, 181, 183, 184
basamaklı, 181
düzeltilmesi, 180-182
arıtılmış, 182, 197, 227, 229
tersine, 182, 183, 197

Speed (bkz. kendinden bağlamalı braket)

Statik denge

kuralları, 1, 8, 56, 205, 228, 230
analizi, 93, 95

Statik olarak belirli (bkz. mekanik)

Statik olarak belirsiz (bkz. mekanik)

Step

down, 71, 102, 104
up, 71, 102, 104, 108

Sterilizasyon, 43, 63

Stop, 42, 200, 202

Straight pull headgear, 147

Straight wire tekniği, 18, 105-110, 132, 139, 164, 170, 193, 208, 233, 235

Strain, 21-23, 27, 29, 40, 233-235

Stress, 21-23, 27, 29, 31, 39, 40, 233-235
tekrarlayan, 31, 235

Süperelastiklik, 40, 235

Süperelastik NiTi teller, 20, 23, 38-43, 57, 59, 162, 200, 201

Sürekli dişlenme dönemi, 71, 164, 198, 200, 202, 214

Sürme (bkz. diş sürmesi)

Sürtünme test cihazı, 82, 121-124, 132, 133

Sürtünme

dinamik, 113-115, 233
direnci, 57, 76, 83, 114-120, 127, 129, 130-135
katsayısı, 115
kuvveti, 113-117, 122, 124, 131, 233, 235
süz braket, 130
statik, 113-118, 235

Sutura

palatinma media, 211, 214
fronto-maksiller, 156, 211, 212
maksiller, 157
yüz, 211

Ş

Şekil alabilme özelliği, 2, 23, 28, 29, 235

Şekil değiştirme (bkz. strain)

Şeklin yönlendirdiği mekanikler, 111

T

Tanı ve tedavi planlaması, 172

Tavlama, 35

Tedavi

planı, 139, 172, 174, 181, 183, 198, 221

Tel ligatür, 72, 131, 169, 170

Telin braket oluşu içindeki oynama miktarı, 25, 37

Temas yüzeyi, 33, 113, 114, 115, 235

Tension (bkz. uzama)

Tip back, 45, 96, 99, 101, 106, 161, 178-193, 199, 204, 227

TMA teller, 17, 18, 28, 43-48, 55-58, 124, 127, 129, 133, 134

TME

sorunları, 18, 205

Toe-in, 66, 69, 95, 105, 106, 190

Tokluk modülü, 22, 23, 235

Torsion (bkz. burulma)

Transition temperature (bkz. geçiş sıcaklığı)
Translasyon, 3, 6, 7, 10-18, 144-147, 233, 235
Transseptal lifler, 166, 199, 202, 203, 211
Tükrük
doğal, 134, 135
yapay, 64, 134
pH'ı, 32
Tümör, 194
Tweed, 102, 104, 105, 159, 191
Tırnak yeme, 194

U

Ultimate strength limit (bkz. Dayanıklılık)
Üç parçalı intrüzyon arkı, 102
Üçüncü düzen, 8, 13, 55, 223
Üniversal test cihazı, 64, 82, 122, 124, 134
Üretim, 32, 35, 36, 73, 76, 77, 81, 129, 130, 233-235
Üst çene
büyümesi, 143, 198
darlığı, 155, 174, 194, 195, 210
direnç merkezi, 156
Utility,
ağız içi aktivasyonu, 191
arka bölge aktivasyonu, 192
ön bölge aktivasyonu, 191

Uzama

hareketi, 101
kaninde, 67, 91, 99, 101,
kesicide, 67, 102, 104, 108, 154, 181, 192, 199, 230,
molarlarda, 68, 70, 99, 102, 175, 176, 179, 180, 187-190, 204-206
premolarda, 98, 167, 181-183, 197
tellerde, 21, 43, 59

V

V büküm, 89-105, 169, 178, 184-188, 191
Vektörler
toplanması, 2
ıkarılması, 2
bileşenlere ayrılması, 3
Vertikal chin çap (bkz. dikey çenelik)
Vestibül
ark,1
kortikal kemik, 163
sulkus, 178, 187, 190
Viskoelastik, 21

X

Xerostomia, 134

Y

Yanak ısırma, 210
Yapışma gücü, 82
Yarık, 3, 32, 35, 234
Yaylar
kapalı, 58, 59
açık, 58, 59, 170, 202, 224
NiTi, 59, 60, 72, 138, 200, 203, 223, 224
paslanmaz çelik, 58, 59, 60, 72
kobalt-krom-nikel, 58-60
Yeniden kazanma
braketlerde, 77, 81, 82
NiTi tellerde, 43
Yön kabulü, 7
Yorgunluk, 31, 235
Young modülü, 22, 53
Yük/esneme oranı, 4, 5, 15, 17, 18, 22-24, 36, 51, 59, 61, 116, 123, 137, 139, 170, 228
Yumuşak doku
parafonksiyonları, 110, 195
profili, 179
Yutkunma
yanlığ, 193
Yuvarlak kesitli teller, 12, 15, 24, 27, 37, 51, 55, 101, 130, 171, 188, 225
Yüz profili, 172
Yüz maskesi, 154-156
Yüz,
arkı, 143, 145-150, 153, 154, 198, 209
bukkal, 149
dik yön gelişim modeli, 144, 149, 198, 205
dik yöndeki boyutları, 193
dik yöndeki iskelet yapısı, 172
dik yönde gelişen yüz tipi, 68, 70, 99, 105, 183, 212, 216
labial, 172
oklüzal, 165, 197, 199
ön yüz/arka yüz oranı, 195
palatinal, 160, 172, 213
profili, 172
suturaları, 211
yatay yön gelişim modeli, 144
Yüzey pürüzü
tellerin, 43, 120, 127, 133
braketlerin, 120
Yüzey sertliği, 36, 127, 235

Z

Zayıflama, 31, 82, 235
Zemberek, 12, 29, 98, 162, 186, 200, 203, 204
Zirconia braket, 74
Zor (bkz. Stress)
Zorlanma (bkz. Strain)

