

MEKANİK KUVVETLERİN TEK KÖKLÜ DİŞLERDE DAĞILIMI

Muzaffer ERSOY*

ÖZET

Bu araştırmada dikey ve yatay kuvvetlerin, tek köklü dişlerde oluşturduğu etkiler; invitro deneyler ve matematiksel analizleme ile değerlendirilmiştir.

Tasarımda, fizyolojik hususlar kadar bio-mekanik prensiplerin önemi üzerinde durulmuştur.

Yapılan invitro deneyler ve matematiksel analizleme sonucunda; dikey kuvvetlerin aksine, eğik ve yatay kuvvetler dişler için en zararlı kuvvetler olarak belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Matematiksel Analizleme, Dikey ve yatay kuvvet.

SUMMARY

DISTRIBUTION OF MECHANICAL FORCES ON SINGLE ROOTED TEETH

The effects of vertical and horizontal forces on single rooted teeth are evaluated by invitro experiments and mathematical analysis.

In the planning of the study the importance of bio-mechanical principles, as much as physiological elements are pointed out.

(*) Mevki Hastanesi Diş Seryis Şefi, Doç. Dr.

According to the results of in-vitro experiments and mathematical analysis; in contrary to vertical forces the horizontal and oblique forces are found most hazardous upon teeth.

Key Words : Mathematical Analysis, Vertical and Horizontal forces.

GİRİŞ

Dışhekimliğinde yapılan protetik tedavilerin başarılı olabilmesi için, dişlere dağılan farklı kuvvetlerin ortaya çıkardığı problemlerin öncelikle ele alınması gerekir. Bu nedenle destek dişlerin dayanma gücü, fiziksel ve matematiksel kurallarla saptanabilirse ancak bundan sonra yaptığımız protezlerin statik ve bio-mekanik yönlerinin yeterli olduğu kabul edilebilir. Burada isteğimiz kuvvet dengesi; etki eden kuvvetle, dokunun karşı koyma gücü arasındaki denge olup buda protezlerin tasarım ve yapımında son derece önemlidir.

Bizde bu amaçla araştırmamızda, dikey ve yatay kuvvetlerin tek köklü dişlerde ne gibi etkiler oluşturduğunu invitro deneylerle ve matematiksel kurallarla değerlendirdik.

GENEL BİLGİLER

Kaybedilen dişlerin protezlerle telafisi; karşıt ve komşu dişlerdeki aşırı uzama ve eğilmeleri, dikey boyut kaybı, diş çürükleri, dişeti hastalıkları, alveol kemik atrofisi ve TME disfonksiyonları gibi olumsuz gelişmelerin önlenmesi bakımından büyük önem arz etmektedir. Esasen bu gereklilik; protezlerden beklenen çiğneme, konuşma ve estetik fonksiyonlarla birlikte protezin yapım felsefesinin esasıdır.

Protezlerde fonksiyonel kuvvetler etkili olsun veya olmasın protezin oynamadan yerinde kalabilmesi yani dengesi önemli ve gerekli bir özelliktir. Buna bağlı olarak stabilite; protezlerin fonksiyonel kuvvetler altında yer değiştirmesine karşı direnç göster-

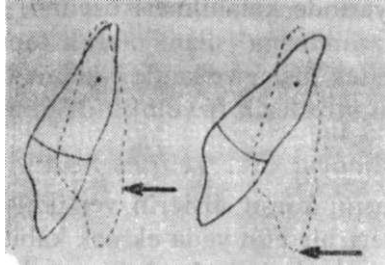
mesi, sabit dengeli ve oynamadan yerinde kalabilmesi özelliği, stabilizasyon ise protezlere stabilite kazandırma işlemi olarak tanımlanır. Bunu etkileyen faktörlerde destek dişler ve kaide plâkları üzerinde oluşan mekanik streslerdir. Bu streslerin fizyolojik dağılımında son derece önemli bir konudur.

Çiğneme olayının büyük bir kısmı, karşıt dişlerin vertikal hareketleri esnasında oluşmaktadır. Sert bir etin yada ekmek kabuğunun çiğnenmesi gibi ağır öğütme hareketlerinde ise horizontal çiğneme kuvvetleri önem kazanır. Dişlere uygulanan kuvvetler eğer fizyolojik sınırlar içerisinde ise dokuları uyarıcı olarak etkiler. Çiğneme kuvvetleri karşısında kan ve lenf sistemleri; hidrolik bir sistem olarak görev yapar, kuvvetlere karşı koyarlar. Anormal kuvvetler ise geçici veya kalıcı oluşlarına göre akut veya kronik irritasyonlar doğururlar. Ağızda bulunan dişlerin kök sayıları ve kök uzunlukları da dişlerin mekaniğini etkiler.

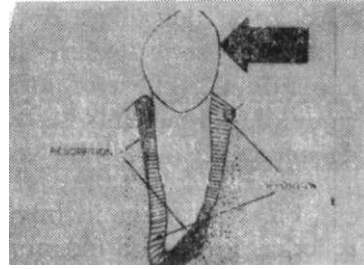
Tek köklü bir dişi vertikal (dikey) bir kuvvet etkilediği zaman, dişin uzun eksenine paralel olarak alveol içine doğru gömüldüğü görülür. Bu durumda, periodontal liflerin pek çoğu için gerici kuvvetler söz konusudur. Her etkiye karşı bir tepkinin var olduğunu doğal olarak kabul edersek, dişe uygulanan fiziksel etkilere karşı periodontal membranın biyolojik yapısıyla karşı koyduğu sonucuna varırız. Alveol kemiği de bu kuvvete en uygun gelecek şekilde cevap verir.

Buna karşılık tek köklü dişler horizontal (yatay) kuvvetlere yeterince dirençli olmamak gibi mekanik bir dezavantaja sahiptirler. Böyle bir kuvvet dişi alveol içinde kuvvetin yönüne göre hareket ettirmeye çalışır. Horizontal bir kuvvetle Şekil 1'de görülen diş, kökünün apikal 1/3 bölümü yakınında bir rotasyon aksı etrafında döner. Okluzal yöne doğru dönme merkezinin sağındaki bütün lifler bir gerilme halindedir. Solundakiler ise basınç altındadır. Dönme merkezinden apikale doğru liflerin gerilme ve tazyiki tam tersinedir. Liflerin hepside aynı gerilmeye sahip değildir. Dönme merkezinde gerilme zoru sıfıra düşerken, merkezden itibaren uzaklaştıkça bu gerilme zoru artar. (Şekil 2).

Klâsik olarak alveol kemiği, tazyik gelen yerde rezorpsiyona (kemik erimesi) ve gerilme gelen yerde de appozisyona (kemik birikimi) uğradığı görülür. Eğer böyle kuvvetler yoğun bir şekilde



Şekil 1. Horizontal bir kuvvetle dişin rotasyon aksı etrafında dönmesi.



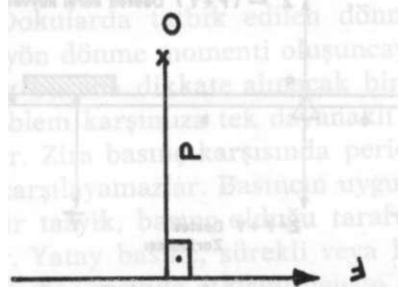
Şekil 2. Dönme merkezinin etrafındaki liflerdeki gerilme ve basınç alanları.

etkileyecek olurlarsa, dişlerin periodonsiyumunda ve kemik desteğinde yıkıcı etki yapacaklar, bu ise klinik olarak periodontal membran kalınlaşması ve kemik rezorpsiyonu ile bir arada görülen dişin oynaması sonucunu doğuracaktır.

Dönme Analizlerinin Protetik Çalışmalarda Önemi :

Döndürücü etken, verilen bir noktaya veya aksa göre rotasyon meydana getiren ve bir moment kolundan etki eden bir kuvettir. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalıştığımız zaman çabamızın uyguladığımız kuvvetin dönme eksenine olan uzaklığına bağlı olduğunu öğreniriz. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük, eksene uzak bir noktadan daha küçük bir kuvvet uygulamamız gerektiğini gözleriz. Örneğin, kapıyı dönme eksenine çok yakın bir noktadan iterek açmak istediğimiz zaman oldukça büyük ve şiddetli bir kuvvet uygulamamız gerekir. Bir eksen etrafında dönebilen bir cisme uyguladığımız bu kuvvetin cisme kazandırdığı açısal hız, kuvvetin eksene dik uzaklığı arttıkça daha çabuk daha büyük değerlere ulaşılır. Bu gözlemlerimizin nicel bir şekilde ifadesi kuvvetin dönme momenti kavramı ile mümkün olmuştur. Başka bir deyimle, bir kuvvetin döndürme etkinliği dönme momenti kavramı ile belirlenir. Bir kuvvetin bir noktaya göre dönme momenti; kuvvetin şiddeti ile noktanın kuvvet doğrultusuna dik uzaklığının çarpımı olarak tanımlanır. Örneğin, Şekil 3'deki F kuvvetinin O noktasına göre dönme momenti $D = F \cdot d$ ifadesi ile tanımlanır (7).

Burada F kuvvetin şiddeti, d ise dönme merkezinin kuvvetin doğrultusuna uzaklığıdır. Bir kuvvetin dönme momenti ne kadar



Şekil 3. F kuvvetinin O noktasına göre dönme momenti.

büyükse, dönme etkinliği o kadar büyük olur. Diğer taraftan dinamiğin birinci prensibi gereği bir cismi etkileyen kuvvetler toplamı sıfır ise ($\sum F = 0$) cisim durmaya veya sabit hızla öteleme hareketine devam eder. Bir cismi etkileyen kuvvetlerin bir eksene göre momentlerinin toplamı sıfır ise ($\sum D = 0$) cismin dönme açısal hızı değişmez, cisim sabit açısal hızla döner veya duruyorsa durmağa devam eder.

Bir cismi etkileyen kuvvetlerin toplamı ile bu kuvvetlerin bir eksene göre dönme momentlerinin toplamının aynı zamanda sıfır olması özel halinde cismi etkileyen kuvvetler denge halinde ise bu iki koşulada denge koşulları denir. Matematik gösterimi ile denge koşulları

$$\sum F = 0$$

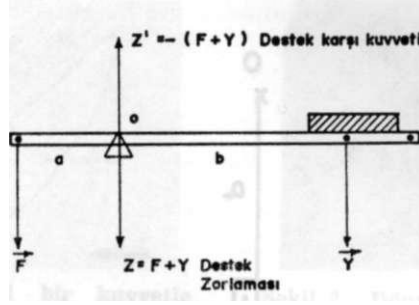
$$\sum D = 0$$

şeklinde ifade edilir (7, 12).

Dişler tek kollu bir kaldıraç gibi düşünülebilir, ama aslında mekanik yönden çift kollu bir kaldıraç gibi iş gören ünitelerdir. Öyleyse ağız içinde meydana gelebilecek kuvvetlerin etkisinin buna göre incelenmesi gerekmektedir.

Bir noktadan desteklenmiş bir çubuğa basit bir kaldıraç denir ki bu kaldıraç problemleri denge koşulları kullanılarak tam bir şekilde çözülebilir. Örneğin (Şekil 4'de) yüklenmiş ve bir kuvvet uygulanarak dengelenmiş basit bir kaldıraç gösterilmiştir.

(STRES'LERİN TEK KÖKLÜ DİŞLERDE DAĞILIMI)



Şekil 4. Yüklü ve bir kuvvet uygulayarak dengelenmiş basit bir kaldıraç.

İkinci denge koşulu kullanılarak ve dönme momentlerini O noktasına göre hesaplayarak,

$$F \cdot a - b \cdot Y = 0 \quad F = \frac{b}{a} \cdot Y$$

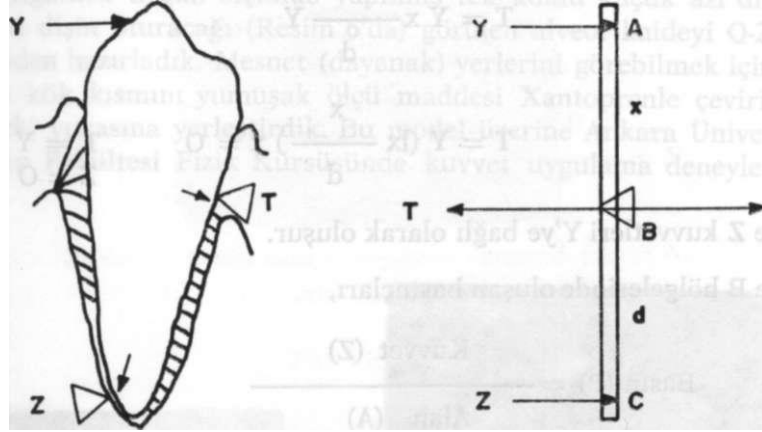
bulunur. Aslında F ile Y paralel kuvvetler olduğundan, destekte hasıl olan ve sistemin öteleme hareketine karşı koyan esneklik kuvveti, F kuvveti ile Y yükünün bileşkesine eşit ve karşı yönlü bir kuvvet olacaktır. Destek F x Y kuvveti ile zorlanmış olur. Bu kuvvete Destek Zorlaması diyeceğiz, Z ile göstereceğiz. $-(F \times Y)$ kuvveti ise destek esnekliği sonucu hasıl olur. Bu kuvvete de Destek Karşı kuvveti diyeceğiz ve Z ile göstereceğiz.

Bir kaldıraçta destekte esneklik deformasyonları oluşur. Destek karşı kuvveti bu deformasyonlar sonucu oluşan kuvvetlerdir. Bu kuvvetler, dengede kalmasını istediğimiz cismi etkileyen kuvvet olduğundan denge koşulları teşkil ediliyorken dikkate alınmalıdır. Destek zorlama kuvveti ise cismi etkileyen kuvvet olmadığından denge koşulları teşkil ediliyorken dikkate alınmamalıdır (7).

Vertikal veya horizontal yüklemelere maruz kalan bir dişte karşılaşılan başlıca fiziksel olaylar bunlardır.

Tek veya çok köklü dişlerde, dönme merkezinden geçen uzun eksen doğrultusunda kuvvet uygulandığında bu kuvvet doğrultusunun dönme merkezinden uzaklığı sıfır olduğundan devrilme momenti $F \cdot d = 0$ dir. Yani diş devrilmeden denge konumunda kalacaktır.

Bu dişe mezial veya distal yüzünden yani uzun ekseninden belli bir mesafesi açıklığında kuvvet uygulandığında ise diş yuvasında dönmeğe başlar. Dokularda tatbik edilen dönme momentine eşit miktarda bir aksi yön dönme momenti oluşuncaya kadar bu dönme devam eder. Yalnız burada dikkate alınacak bir husus vardır. Tek köklü dişlerde problem karşımıza tek dayanaklı değil çift dayanaklı olarak çıkmaktadır. Zira basınç karşısında periodontal lifler bütünü ile bu basıncı karşılayamazlar. Basıncın uygulandığı tarafın aksi yöndeki liflerde bir tazyik, basınç olduğu taraftaki liflerde bir gerilme ortaya çıkar. Yatay basınç, sürekli veya kısa kesintilerle sürekli olarak destek diş üzerinde etkisini devam ettirirse dişin apeksinde bir sıkışma, köleye yakın bölümde ise gevşeme sonucu dayanma destekleri hasil olur. Böylece (Şekil 5'de) gösterildiği gibi iki destek teşekkül eder.



Şekil 5. Tek köklü dişlere uygulanan bir kuvvetin etkisiyle meydana gelen destek noktaları.

Şimdi iki destekli problemi çözebiliriz. Denge koşullarından

$$Z \cdot d - Y \cdot x = 0 \quad \text{ve} \quad Z \cdot d = Y \cdot x$$

yazılır. Buradan,

$$Z = \frac{x}{d} \cdot Y$$

bulunur. Y yatay döndürme kuvveti büyüdükçe Z de büyüyecektir. Z'nin alacağı değerler x ve d uzaklıklarına bağlıdır. Dolayısıyla

$$Z = \frac{x}{d} . Y \text{ bağıntısı } x \text{ küçüldükçe}$$

Z sıkışma kuvvetinin daha küçük değerde oluşacağını göstermektedir.

Y, T, Z kuvvetleri diş üzerine etkileyen kuvvetler olup dişte kısmi bir esnek deformasyona sebep olur. Deformasyon belirli bir noktadan öteye giderse diş kırılabilir.

Diğer taraftan

$$T = Y \times Z \text{ dir.}$$
$$T = Y \times \frac{x}{d} \times Y$$
$$T = Y \left(\frac{x}{d} \right) \times x = 0 \quad T = Y$$
$$Z = 0 \text{ olur.}$$

T ve Z kuvvetleri Y'ye bağlı olarak oluşur.

C ve B bölgelerinde oluşan basınçları,

$$\text{Basın (P)} = \frac{\text{Kuvvet (Z)}}{\text{Alan (A)}}$$

formülüne göre yaklaşık olarak hesaplayabiliriz. Bu hesaplamalar için T ve Z kuvvetleri ile dayanma alanlarının bilinmesi gerekir.

AB arasındaki x mesafesi büyüdükçe dönme momentinin artacağını yukarıda gösterdik. Bundan şu sonucu çıkarabiliriz : Yatay kuvvet, diş kölesine yakın bir bölgede oldukça dönme momenti azalacağından oluşan basınç diş üzerine daha az zararlı etki yapar. Tesir noktası çığneme yüzeyine doğru yaklaştıkça yatay kuvvetin etkisi fazlalaşır.

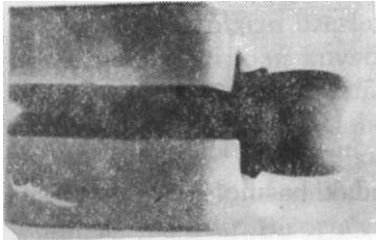
Matematiksel analizleme ile geldiğimiz bu sonuçların geçerliliğini in-vitro deneylerle de kanıtladık.

MATERYAL VE METOD

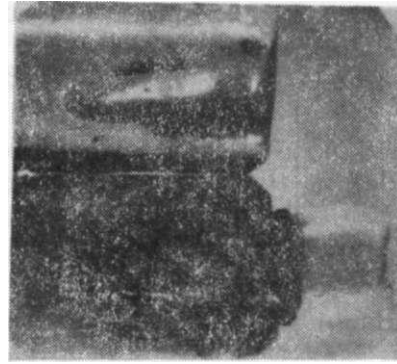
Araştırmamızda kullandığımız materyaller :

1. Diş Plâstiği. (Kuvvet uygulayacağımız tek köklü dişin yapımı için Stellon marka plâstik).
2. Diş Akriliği. (Dişin alveol içinde oturduğu kaideyi hazırlamak için Q-20 marka akrilik).
3. Elâstik ölçü maddesi. (Diş kökü etrafındaki peridonsiyumu benzetmek için Xantopren ölçü maddesi).

Alveol içinde çift mesnet oluştuğunu göstermek ve dayanma alanları hakkında bir denel bilgi elde edebilmek için stellon marka diş plâstiğinden uygun biçimde yapılmış tek köklü küçük azı dişi ve bu dişin oturacağı (Resim 6'da) görülen alveol kaideyi Q-20 akriliğinden hazırladık. Mesnet (dayanak) yerlerini görebilmek için de dişin kök kısmını yumuşak ölçü maddesi Xantoprenle çevirip modeldeki yuvasına yerleştirdik. Bu model üzerine Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Kürsüsünde kuvvet uygulama deneyleri yaptık.



Resim 6 A Alveol içerisinde çift mesnet oluştuğunu göstermek ve dayanma noktaları hakkında denel bir bilgi edinmek için hazırladığımız modeller.



Resim 6 B Yatay kuvvet uygulandığı zaman dayanma bölgelerinde Xantopren ölçü maddesindeki bariz ezilmeler.

BULGULAR

Araştırma bulgularımızı iki grup altında değerlendirmek mümkündür :

1. Yatay kuvvetler uyguladığımız zaman, dayanma bölgelerindeki xantopren ölçü maddesindeki bariz ezilmeler iki mesnet oluştuğunun kesin kanıtıdır. (Resim 6 - B) Diş apeksi ve kulesindeki bu ezilme alanları $1/2 \text{ cm}^2$, kadar görülmektedir. Model büyüklüğü dikkate alınarak gerçek dişte sıkışma alanı $1/8 \text{ cm}^2$, alınabilir. Bu sonuçlara göre gerçek diş boyutlarında hesaplama :

Normal bir diş için $d = 1 \text{ cm}$. alınabilir. $x = 0.5 \text{ cm}$. olacak şekilde uygulanan $Y = 1 \text{ kg}$.lık bir kuvvet için,

$$Z = \frac{x}{d} \cdot Y \quad \text{formülünden}$$
$$Z = \frac{0.5}{1} \cdot Y$$

$$Z = 0.5 Y$$

$$Z = 0.5 \text{ kgr.} \quad \text{bulunur.}$$

$$T = Y + Z$$

$$T = 0.5 Y + Y$$

$$T = 1.5 Y$$

$$T = 1,5 \cdot 1 \text{ kgr.}$$

$$T = 1,5 \text{ kgr.}$$

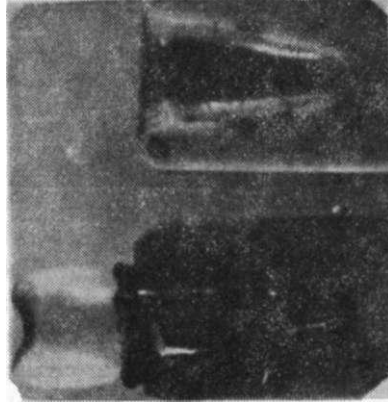
bulunur. Buradan C ve B noktalarındaki basınç

$$P_C = \frac{0.5 \text{ kgr.}}{1/8 \text{ cm}^2} = 4 \text{ kg/cm}^2$$

$$P_B = \frac{1,5 \text{ kgr.}}{1/8 \text{ cm}^2} = 12 \text{ kgr./cm}^2$$

gibi oldukça büyük basınçlar oluşmaktadır. B bölgesindeki sıkışma C bölgesinden daha büyük çıkmaktadır. C ve B bölgelerindeki basınç hesaplanmasında dayanma alanlarının eşit olduğu kabul edilmiştir.

2. Yaptığımız invitro deneylerde dikey basınç karşısında dayanma alanının, halkasal biçimde ve daha geniş yüzeyde olduğu gözlemlendi (Resim 7).



Resim 7. Dikey basınç karşısında dayanma yüzeyi.

TARTIŞMA

Canlı dokuların üzerlerine etkileyen kuvvetleri karşılayabilme becerileri, doğrudan kuvvetin miktarı veya yoğunluğu ile ilgilidir. Diğer ilgili hususlar arasında; kuvvetin yönü, süresi ve kuvvet uygulamasının sıklığı sayılabilirler. Ağız içinde oluşan kuvvetler ister dişler üzerinde isterse dişsiz kret bölgelerinde olmak üzere nerede şekillenirse şekillensinler sonuç olarak bir ortak temel üzerinde sonlanacaklardır. Bu ortak temelise çene kemiğidir.

Kemik canlı bir dokudur ve sürekli olarak yapım yıkım faaliyetlerine maruz kalmaktadır. Dişler üzerinde oluşan kuvvetlerin periodontal membran arasında kemiğe ulaşmaları veya dişsiz kret bölgelerinin yumuşak doku örtüleri üzerinde çene kemiğine gelen basınçlar sonucunda, kemik dokusunun normal fizyolojik fonksiyonlarını etkilemeleri doğaldır (1,8,9, 13, 16).

Kemik metabolizması yönünden son derece önemli bir yerel faktör olan basıncın etkilerinin gözden geçirilmesi, protez tasarımlarının temelinde yer alan bio-mekanik ve fizyolojik hususlara ışık tutacağından önemlidir.

Frechette (5), protezlerin daha uzun süre kullanılamamalarındaki sebebi, önemli olan bio-mekanik faktörlerin protez tasarımında ihmal edilmiş olmasında aramaktadır.

Gionelly (6), dişe bir kuvvet uygulandığında, paradonsiyumda gerilim ve baskı alanlarının meydana geldiğini ifade etmektedir ki buda bizim araştırmamızdaki bulgularımıza benzerlik göstermektedir.

Schalov, dişleri etkileyen dikey kuvvetlerin daha çok sayıda periodontal lif tarafından karşılandığını ve daha büyük bir kemik alanının bu kuvvete direnç gösterdiğini belirtmiştir (16).

Boyanof, dik yöndeki çiğneme basıncını 40-60 kg/cm. olarak kabul etmektedir. Bu basıncın üstündeki basınçlarda periodontal liflerdeki gerilim son hadde çıkar ve basınç daha çok arttığı zaman ligamanlar basıncı karşılayamaz hale gelirler ve dişte ağrı başlar (12).

Tylman ve Hildebrandt (13), tek diş üzerine 45 kgr'ı aşan kuvvet yüklemelerinde periodontal membranda ağrı hissi meydana geldiğini belirlemiştir.

Koller, ise dişlerin büyük eksen yönünde dikey olarak etki yapan basıncın dişlerde zararlı bir etki yapmadığını kabul etmektedir (16).

Gerçektende kemik dokusu üzerini etkileyen basıncın, vasküler dolaşım mekanizmasını rahatsız etmediği sürece nisbeten iyi tolere edildiği hatta bu tolerans sınırları içinde fakat artarak oluştuğunda dahi yeni kemik dokularının yapısına neden olabildiği bilinmektedir. Ancak kemik dokusunda mevcut bu fizyolojik sınırın ötesinde artan basınçlar karşısında kemik dokusunun yıkımı diğer bir deyişle osteolyzis olayı çıkmaktadır (1, 2, 3, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15).

Bizim yaptığımız in-vitro deneylerde de dikey basınç karşısında dayanma alanının halkasal biçimde ve daha geniş yüzeyde oluştuğunu gözledik. Tabii dişlerin mevcut olduğu alveol kavislerinde çiğneme basıncı bütün dişler tarafından karşılanacağı ve yaygın bir

halde olacağı için tek bir diş üzerine dikey basıncın yaptığı etki fazla olmaz.

Glan ve Appleby, lateral kuvvetlerin dikey kuvvetlere nazaran 18 kat daha tahrip edici karektere sahip olduğunu hesaplamışlardır (4).

Pipko (10), ağız içerisinde en fazla zararlı olan kuvvetlerin; yutma, öğütme, kaydırma sırasında dişlerin kontaklarında meydana gelen lateral kuvvetler olduğunu belirtmiştir.

Osborne ve arkadaşlarına göre lateral kuvvetler en fazla tahribat yapan kuvvetlerdir (9).

Yukarıdaki araştırmacıların görüşleri bizim sonuçlarımızla benzerlik göstermektedir. Bizim yaptığımız invitro deneyler sonucunda da lateral kuvvetlerle oldukça büyük basınçlar oluştuğunu matematiksel analizleme ile ortaya koyduk.

SONUÇ

Kuvvetlerin dişlerde dağılımında; dikey zorlamada dayanma alanı daha büyük, yatay zorlamada dayanma alanı iki yerde ve küçüktür. Bu sebeple dikey kuvvetlerin aksine eğik ve yatay kuvvetler, dişler için en zararlı kuvvetler olarak belirlendi. Bu nedenden dolayı ki dişhekimi olarak bu kuvvetlerden korunmanın çarelerini aramak, dişlerin ve protezlerin daha uzun süre kullanılması bakımından son derece önemlidir. Böylelikle, canlı dokuların kuvvetler karşısındaki davranışları dikkate alınırken, bu kuvvetlerin minimal seviyede tutulmalarını sağlayacak kaldırma kolu prensipleri gibi hususların tasarımcı tarafından hatırlanması başarılı bir protez için yeterlidir.

KAYNAKLAR

- (1) Applegate, O.C. : Essentials of Removable Partial Denture Prothesis. 2. Baskı W.B. Saunders Co., Philadelphia and London, 1960.
- (2) Dublest, R.A. and Dempster, W.F. : Tooth Statics : Equilibrium of a Free-body. JADA 68 : 652-666, 1964.
- (3) Ersoy, M. : Bölümlü Protezlerde Kroşelerin Tutuculuk Vasıfları ve bu Protezlerin Sınıflandırılmasındaki Yeri. Doktora Tezi Ankara, 1974.
- (4) Ersoy, M. : Üst Çenede Kennedy Sınıf III - Mod. I Vak'asında Uygulanan Sabit Köprü ve Değişik Hareketli Protezlerin Kuvvet Analizi Yönünden Karşılaştırılması. Doçentlik Tezi Ankara 1979.
- (5) Prechette, A.R. : Partial Denture Planning with Special Reference to Stress Distribution. J. Ontario Dent A. 30 : 318-329, 1953.
- (6) Gionelly, A. and Goldman, H.M. : Biologic Basis of Orthodontics. Lea and Febier s : 1-16-140, Philadelphia, 1971.
- (7) Güner, Z. : Fizik Ders Notları. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Kürsüsü. Ankara 1972.
- (8) Mc Cracken, W.L. : Partial Denture Construction. Principles and Techniques. The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1969.
- (9) Osborne, J. and Lammie, G.A. : Partial Dentures. 4. Baskı Blackwell Soientific Publications. Oxford and Edinburgh 1974.
- (10) Pipko, D.J. : Extracoronal Attachment Design for Removable Partial Dentures on Contoured Abutment Retainers, D. Dig. 77 : 142-146, 1971.
- (11) Smyd, E.S. : Role of Mechanical Stress in Dentistry. NYJD 18 : 227-235, 1958.
- (12) Ulusoy, M. ve Aydın, K.A. : Bölümlü Protezler. 1. Baskı Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara 1988.
- (13) Tylman, S.D. : Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics. The C.V. Mosby Comp., St. Louis, 1970.
- (14) Yavuzylmaz, H. : Diş Morfolojisi ve Fizyolojisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara 1978.
- (15) Yurkstas, A. : Force Analysis of Prosthetic Appliances During Function. J. Prosth. Dent. 3 : 82, 1953.
- (16) Zembilci, G. : Parsiyel (Bölümlü) Protezler. Kutulmuş Matbaası, İstanbul 1971.