

**KRON - DIŞI HASSAS TUTUCU UYGULANAN
ALT KENNEDY I VAKALARINDA MEZİAL TIRNAK İLE VEYA
TIRNAK OLMASIZIN UYGULANAN HASSAS TUTUCUNUN,
RİJİT VEYA REZİLİENTLİ OLMASININ
DAYANAK DIŞ HAREKETLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

Dr. OSMAN TUĞRUL ALTAY

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KRON-DİŞİ HASSAS TUTUCU UYGULANAN
ALT KENNEDY I VAKALARINDA MEZİAL TIRNAK İLE VEYA
TIRNAK OLMAKSIZIN UYGULANAN HASSAS TUTUCUNUN,
RİJİT VEYA REZİLİENTLİ OLMASININ
DAYANAK DİŞ HAREKETLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

PROTEZ (DİŞ) PROGRAMI
DOKTORA TEZİ

DT. OSMAN TUĞRUL ALTAY

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ: PROF.DR. AYTEKİN BİLGE

ANKARA - 1989

I Ç İ N D E K İ L E R

	<u>SAYFA NO.</u>
GİRİŞ	I
GENEL BİLGİLER	4
GEREÇLER VE YÖNTEM	28
BULGULAR	46
TARTIŞMA	56
SONUÇLAR	67
ÖZET	68
KAYNAKLAR	69

G I R İ Ő

Prostodonti; bozulan, eksilen ve kaybolan iŐlev, estetik, rahatlık ve sağlığı yeniden kazandırmak amacıyla, dişlerin eksilen kısımlarını veya bir ya da daha çok eksik dişi ve ilgili eksik dokularını, uygun maddelerle doldurma bilim ve sanatıdır (1).

Eksik diş veya dişler yerlerine ya sabit, yani hasta tarafından çıkartılamayan, ya da hareketli, yani hasta tarafından takılıp çıkartılabilen bir protez ile uygulanabilir. Hareketli protezler, tam veya bölümlü olabilirler.

Hareketli bölümlü protezler (HBP), tümüyle doğal dişler tarafından desteklenebileceği gibi, desteğini hem doğal dişler hem de dişsiz mukozaya ve kemikten alabilir. İlkine diş destekli, diğerine diş-doku destekli protez denir.

Diş-doku destekli protez, en az bir tarafta, diş ile desteklenmeden sonlanan bir kaide plağı taşır. Bu tipe, distal uzantılı veya serbest sonlanan protez denir.

Dental protezlerden beklenen iŐlevlerin sağlanabilmesi için retansiyon esastır. HBP'lerde retansiyon, büyük oranda destek dişlere uygulanan direkt tutucular ile ve daha az ölçüde, kaide plağı ile destekleyici dokular arasındaki ilişkiden sağlanır (1,2).

Protez hastalarında çift taraflı dişsiz sonlanma (Kennedy Sınıf I), sıkça rastlanan bir durum olup, mandibulada maksillaya göre daha fazla gözlenmektedir (3,4).

Kennedy sınıf I vakalarında protez iki farklı yapıdan destek alır. Diş ve mukoza. Bu iki farklı yapının, kuvvetler karşısında yer değiştirip hareket etme miktarları da, yine farklıdır (5-13). Destek dişin, vertikal yüklenme sonrası alveol içerisinde yer değiştirmesi yaklaşık 0.1 mm iken, protezi destekleyen mukozanın yer değiştirmesi, retromolar pad sahasına doğru artarak, yaklaşık 0.4 mm ve 2 mm arasındadır. Sonuç olarak, 4 ila 20 kat arası bir gömülebilirlik farkı mevcuttur (3,6,14-16).

Araştırmacılar, yumuşak dokuda meydana gelen gömülmeyi incelediklerinde bunun; hastaların çiğneme kuvvetleri, aynı hastadaki farklı bölgeler, hastanın yaşı, protez plağının uyumu ve karşıt okluzyon ile ilişkili olduğunu saptamışlardır (13,17-19).

Protetik tedavide hastanın kayıp diş ve dokularının yerine konulmasının yanısıra, mevcut dokuların korunmaları da protez planlamasında göz önünde bulundurulmalıdır (1,20-25). Serbest sonlanan bölümlü protezlerin, dokulara ve dişlere zararlı değil koruyucu olmasını sağlamak için, protezin yol açtığı tüm stresslerin, destekleyici doku ve dayanak dişlerin tolerans sınırları içinde kalması gerekir (21,26).

Proteze gelen kuvvetler sonrası gerek protez plağında gerekse dayanak diş veya dişlerde çeşitli yönlerde hareket meydana gelecektir. Bu şekilde harekete zorlanan dayanak dişlerin destekleyici dokularında harabiyet meydana gelebilir. Bu harabiyeti en aza indirebilmek için, diş ve protez plağı arasında belli ölçülerde harekete izin vererek kuvvet dağıtımında rol oynayan birçok tutucu sistemi üretilmiştir (27,28). Bu tutucular hernekadar stress kırıcı olarak tanımlansalar da, bunları stress yönlendirici veya yük dağıtıcı olarak tanımlamak daha doğru olacaktır (27).

Dayanak diş hareketlerini etkileyen faktörlerden biri direkt tutucunun özelliği (rijit veya rezilientli), bir diğeri ise uygulanacak tırnağın yeridir. Kron-dışı hassas tutucuların rezilientli (stress kırıcı) olarak planladıkları vakalarda, literatürde çoğunlukla mezial tırnak ile beraber uygulandığını görmekteyiz.

Çalışmamızda, kron dışı hassas tutucu uygulanan alt Kennedy I vakalarında, mezial tırnak ile veya tırnak olmaksızın uygulanan tutucunun, rijit veya rezilientli olmasının, dayanak diş hareketlerine etkilerinin üç boyutlu in vitro olarak saptanması amaçlanmıştır.

G E N E L B İ L G İ L E R

Kennedy I vakalarında, okluzal yüklerin dayanak diş ve destekleyici dokular arasında dengeli dağıtılması ve bu iki farklı dokunun da aşırı yüklerden korunabilmesi amacı ile çeşitli yöntemler önerilmiştir. Bunlar (3),

- I) Okluzal yüklerin uygulandığı alanın daraltılması,
- II) Protezler aracılığı ile uygulanan kuvvetlerin, dayanak diş ve destekleyici dokulara istenildiği şekilde yönlendirilmesi,
 - A) Direkt tutucu ve protez plağı arasında bağlantı sistemleri kullanarak :
 - a) Stress kırıcıları,
 - b) Dişetinden yaklaşan kroşe sistemi,
 - c) Okluzalden yaklaşan kroşe sistemi,
 - d) Disjunct protezleri ile.
 - B) Okluzal tırnağın anteriora yerleştirilmesi :
 - a) RPI kroşe sistemi,
 - b) Dengeli bir kuvvet oluşturulması (Balance of force system).
 - C) Mukokompresyon.
- III) Çiğneme kuvvetlerinin daha geniş bir alana dağıtılması :
 - A) Birden fazla destek dişten yararlanılması,
 - B) Daha geniş bir alandan doku desteği sağlanması.

Yukarıdaki yöntemlerden birinin veya birkaçının beraber kullanımı, uzun yıllardan beri literatürde tarif edilmiş ve örnekleri sunulmuştur.

Bu yöntemler hakkında kısaca bilgi verecek olursak :

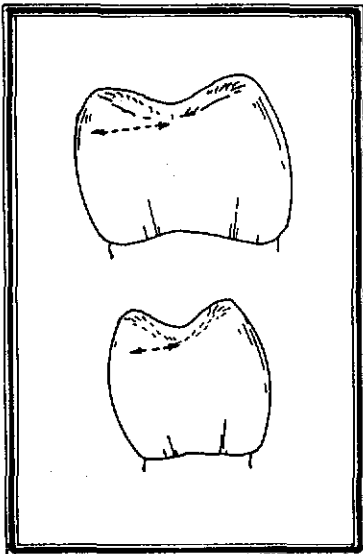
I) Okluzal yüklerin uygulandığı alanın daraltılması :

Çiğneme sırasında kret üzerine gelen yükler, okluzal tablanın daraltılması veya protezin doku yüzeyinin genişletilmesi ile azaltılabilir.

Bu da,

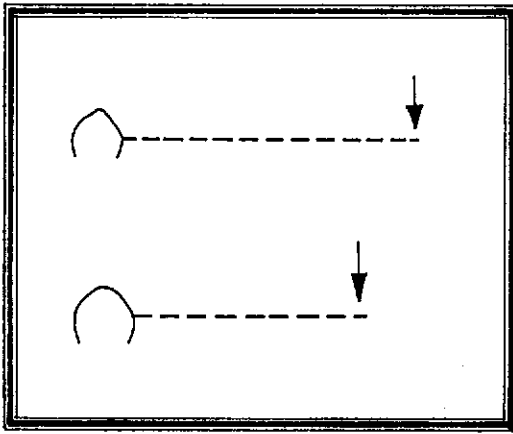
- a) Küçükazı, azı dişleri yerine kanin veya küçükazı dişleri yerleştirerek,
- b) Dar veya lingual kaspları aşındırılmış dişler kullanarak,
- c) Eksik sayıda diş yerleştirerek sağlanabilir (29).

Kaires (1956), yaptığı klinik araştırmada, okluzal tablası dar dişler kullanıldığında, mukozaya gelen basınçlarda % 62 ye varan oranlarda azalma tespit etmiştir (30). Protezde kullanılacak dişlerin kesiciliği de kret üzerine gelen yük miktarını önemli ölçüde etkiler. Okluzal tablanın daha dar olması, çiğneme sırasında iletilen kuvvetlerin yansımalarını azaltacağından, kret ve dayanak diş korunmuş olacaktır (27,29) (Şekil 1).



Şekil 1 : Okluzal yüzeyler daraltıldığında, dişin lokmaya girmesi için gerekli kuvvet ve çiğneyici ile çiğneyici olmayan kontaktlarla oluşan torklar azalacaktır (Preiskel'den).

Dişsiz bölgeye komşu dayanak dişte meydana gelebilecek en fazla hareket en uzak yerden yapılan yükleme sonrası oluşmaktadır (4,21,31,32). Craig ve arkadaşları (1978), Sonlu Elemanlar yöntemiyle, distal uzantılı bir protezle yaptıkları araştırmada, dayanak dişe yakın yerden yapılan yüklemelerde, hareketin % 60 oranında azaldığını göstermişlerdir (33). Dolayısıyla en distaldeki dişin eksik yerleştirilmesi, dayanak diş hareketlerinde de azalmaya neden olacaktır (Şekil 2).



Şekil 2 : Mümkün olduğu zaman serbest sonlanan protezlerde dişler erken sonlanmalıdır. Böylece, vertikal ve horizontal yüklerin doğurduğu kaldıraç hareketi azalacaktır (Preiske'l'den).

II- Protezler aracılığı ile uygulanan kuvvetlerin dayanak diş ve destekleyici dokulara istenildiği şekilde yönlendirilmesi :

A) Direkt tutucu ve protez plağı arasında bağlantı sistemleri kullanarak :

a) Stress kırıcıları :

Stress kırıcı kavramı, tutucu elemanın hareketini dişsiz alana uzanan protez kaidesinin hareketinden ayırmak için ortaya çıkmıştır. Bu nedenle stress kırıcı terimi, kron içi ya da kron dışı olsun, protez kaide plağı ile direkt tutucu arasında harekete izin veren sistemleri tanımlamak için kullanılır (23,34).

Yapılabilecek en ideal planlama, hem diş hem de destek dokulara limitleri içerisinde kuvvet uygulamak ve dolayısıyla yükü uygun olarak paylaşmaktır (4). Bazı stress kırıcılar dişleri korumak için planlanırken, bazıları da alveol kemiğini aşırı stresslerden korumak için kullanılırlar (24).

Serbest sonlanan (diş-doku destekli) protezlerin yapımında, rijit veya rezilientli tutucu kullanımına karar vermek için iki ana kural vardır (14,35) :

- 1-) Dayanak dişler ve çevre dokuları sağlıklı, alveol kretleri rezorbe, bıçak sırtı gibi ve zayıfsa, rijit,
- 2-) Dayanak dişler ve çevre dokuları zayıf, alveol kretleri ve destekleyen mukoza sağlıklı ise rezilientli planlamalar tercih edilmelidir.

Ancak unutulmaması gereken bir nokta da, doğru planlanmış bir rijit sistemin yanlış planlanmış stress kırıcıdan her zaman daha iyi olduğudur (14).

Rijit ve stress kırıcı sistemlerin avantaj ve dezavantajlarını değerlendirecek olursak :

Stress kırıcı tasarımların avantajları (36) :

1-) Dayanak dişler ile destekleyici dokulara gelen kuvvetlerin dengelenmesini sağlarlar. Bunu, stress kırıcının kendi esnekliği ile destek diş periodontal membranının esneklikleri toplamının, mukozanın esnekliğine eşit olması sureti ile gerçekleştirirler.

2-) Oynak eklemlili stress kırıcılar, destek dişler üzerinde daha

yıkıcı olduğu bilinen horizontal kuvvetlerin etkinliğini azaltırlar.

3-) Protez kaide plağının kısa aralıklarla destekleyici dokulara teması, masaj etkisi yaparak fizyolojik stimülasyon sağlar. Böylece yumuşak doku hücrelerinin çoğalmasına ve kortikal kemik tabakasının kalınlaşması sağlanır.

4-) Gerekli olduğu halde kaide plağı yenilenmese bile, dayanak dişlerin, yıkıcı kuvvetlerin etkisinden korunması mümkün olur.

5-) Distal uzantılı protezlerde kaide plağının hareketlerine rağmen, mevcut zayıf dişlerin splintlenmesi imkânını sağlarlar.

6-) Protez pasif kalacağı için, ağız dokularını tahriş olmaktan korurlar.

Stress kırıcı tasarımların dezavantajları (36) :

1-) Stress kırıcı düzeneklerin yapımları karmaşık olup tamirleri zordur ayrıca, ekonomik değillerdir.

2-) Dikey ve yatay kuvvetlerin dişsiz sahaya iletimi kolaylıkla mümkün olduğundan, bu bölgelerde hızlı rezorpsiyonlara neden olabilirler.

3-) Yapısal şekil değiştirme eğilimleri olup, küçük bir deformasyonda bile dayanak dişlere yıkıcı kuvvetler iletilmesine neden olabilirler.

4-) Gıda birikimine neden olabilecek yapısal ayrıntılar içerdiklerinden, hastaların protez temizliğine çok özen göstermeleri gerekir ve yine yapısal karmaşıklıkları nedeniyle hastaların protezlerine alışmaları zor olabilir.

5-) Gerek indirekt tutuculuk ve gerekse karşıt ark stabilizasyonu, bölümlü protezin rijit karakterde olması ile sağlanabileceğinden stress

kırıcıların özellikleri nedeniyle bu iki önemli kavramı ortadan kaldırma sakıncası vardır.

Rijit tasarımın avantajları (37) :

1-) Mekanik olarak iskelet protezin yapımı kolay ve ucuzdur.

2-) Dayanak dişler ile alveolar kretler arasında uygun stress dağılımı rijit bir tasarım ile de gerçekleştirilebilir.

3-) Rijit bir protezde besleme yapma gereksinmesi, alveolar kretleri, aşırı fonksiyonel yüklerle karşı karşıya kalmadıklarından daha az sıklıkla oluşur.

4-) İndirekt tutucular ve diğer rijit elemanlar protezin rotasyonel hareketlerini engeller ve stress kırıcıları protezlerle elde edilmeyen derecede stabilizasyon sağlarlar.

5-) Esnek ve hareketli parçaların sayısı azaldığından, dikkatsizlik sonucu hastanın sistemi bozma olasılığı azalmış olur.

6-) Hareketli ve hassas parçalar olmadığından, protezin temizlenebilmesi daha kolaydır.

Rijit tasarımın dezavantajları (37) :

1-) Dayanak dişteki tutucu pasif değilse ve doğru tasarlanmamışsa istenmeyen tork kuvvetleri oluşabilir.

2-) Stress kırıcılar kullanılmadığında, sürekli rijit tutucular uygulamak dayanak diş açısından tehlikeli olabilir.

3-) Kilitlenen tipte olup dayanak dişe yerleştirilen kron içi tutucular, dişte tork kuvveti oluşturacağından, splintlenmiş olsalar dahi yine stress kırıcıları sistemler ile beraber kullanılmalıdırlar.

4-) Gerektiğinde besleme işlemi yapılmaz ise, çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan ve tekrarlanan tork hareketleri, dayanak dişe zarar verecektir.

Cecconi, stress kırıcıların amacını, protez plağının hareketine bağlı olarak destek dişte oluşabilecek tork kuvvetini en aza indirmek olarak tanımlamıştır (38).

Stress kırıcıları iki ana grupta toplayabiliriz (3) :

1) Direkt tutucu ve protez plağı arasında hareketli bir parça ihtiva edenler,

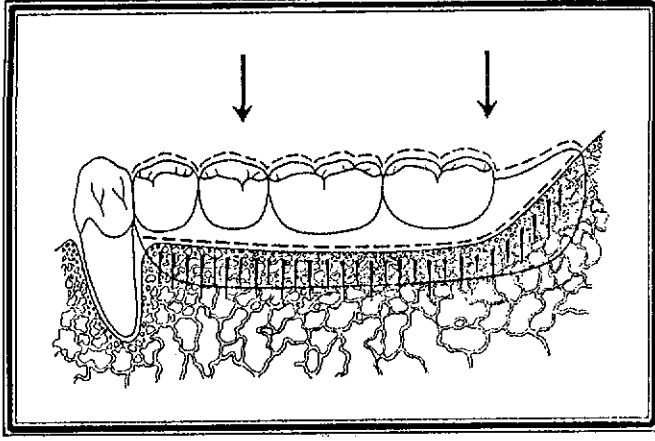
2) Direkt tutucu ve protez plağı arasında esnek bir bağlantı yapanlar.

1) Direkt tutucu ve protez plağı arasında hareketli bir parça ihtiva eden stress kırıcılar : Bu grubu teşkil eden hassas tutucular, rezilientli olarak adlandırılırlar. Ancak farklı yöndeki hareketlere müsaade eden yine farklı planlanmış hassas tutucular mevcuttur. Bu hareketleri sınıflayacak olursak (39) :

- a) Vertikal
- b) Mentese
- c) Kombinasyon
- d) Rotasyon (+ Vertikal).

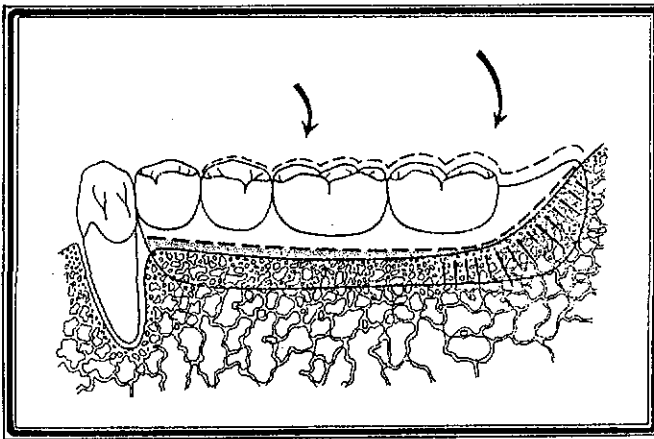
a) Bu gruba giren hassas tutucular, HBP'in sadece vertikal hareketlerine izin verirler. Diğer yönlere hareket yoktur (Şekil 3). Hader Vertikal,

Preci Vertix, Cylindrical Resilient Dalla Bona ve Modified Sterngold Type 7 bu grup tutuculardandır.



Şekil 3 : HBP'in vertikal yöndeki hareketi (Sossamon'dan).

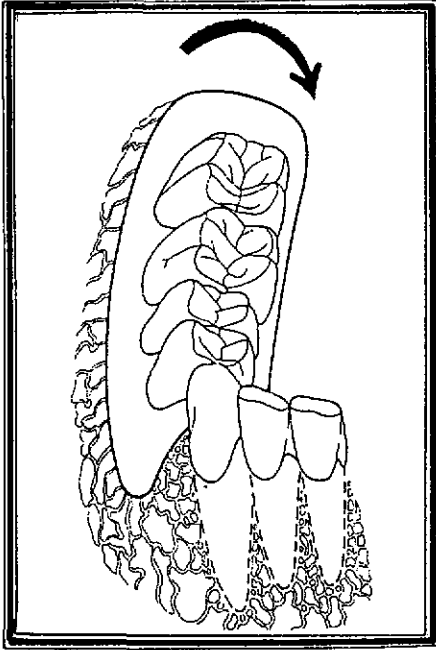
b) Bu gruptaki tutucular, HBP'in antero-posterior düzlemde ve vertikal yönde rotasyonel hareketlerine izin verirler (Şekil 4). Mentşeli tutucu, genellikle dayanak dişlerin disto-gingival kısmına yerleştirilir. DSE Hinge, Quadilateral Hinge, Mini Dalbo ve Mays Attachment bu grup tutuculardandır.



Şekil 4 : Mentşeli hareketi yapan tutucu kullanıldığında HBP hareketi (Sossamon'dan).

c) Kombinasyon türü rezilientli tutucular, menteşe ve vertikal hareketlerin her ikisine de izin verirler. Dolayısıyla destek diş hareketlerini ilk iki gruba göre daha da azaltırlar. Örnekleri, Standard Dalbo ve Unilateral Octolinktir.

d) Bu gruba giren hassas tutucular, menteşe ve vertikal hareketlerin yanısıra, kaide plağının bukkolingual hareketlerine de izin verirler (Şekil 5). Dolayısıyla tüm gruplar arasında dişe en az yükleme yapan tutucu grubudur. Örnekleri O-SO, Micropin, Octolink, Servo-Dental ve Ceka'dır.



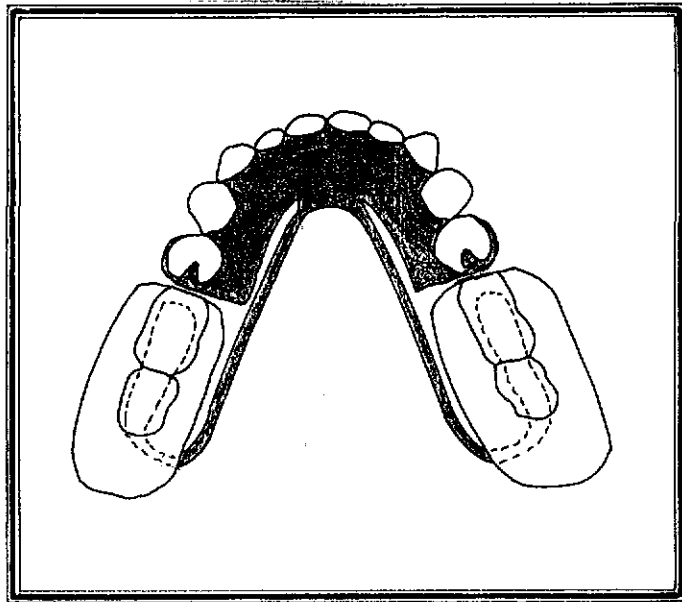
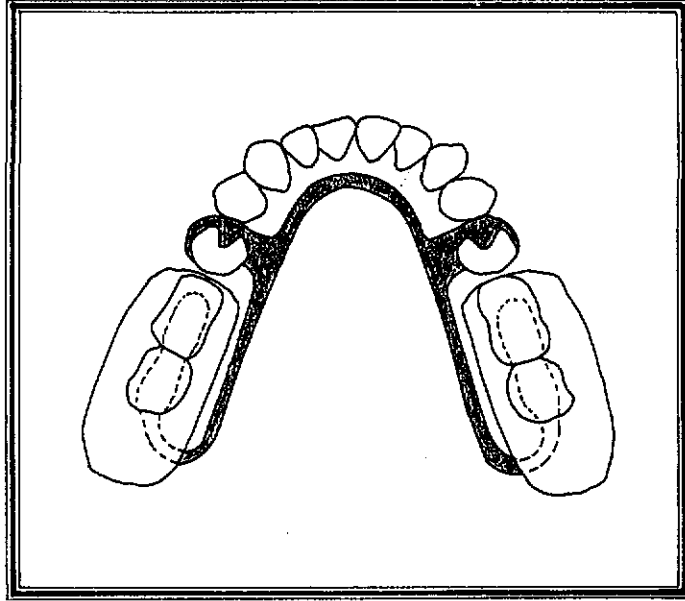
Şekil 5 : HBP'in vertikal ve rotasyonel hareketi (Sossamon'dan).

Bu rezilientli tutucu grupları içerisinde hangisinin daha uygun olduğuna, klinik ve radyografik muayeneler sonrası karar verilmelidir (40).

2) Direkt tutucu ve protez plağı arasında esnek bir bağlantı yapan stress kırıcılar :

Bu grupta kuvvetin dağılımı, tutucu ve protez plağı arasındaki esnek

veya yarı esnek bağlantı ile yapılır. Bu esneklik genellikle rijit ana bağlayıcı ile kaide plağı arasında oluşturulan bir yarık ile elde edilir (14). Esnekliğin miktarı da, yine bu yarığın boyu ile ayarlanır. Bu şekilde dayanak diş veya dişlere daha az kuvvet iletimi sağlanır (Şekil 6,7).



Şekil 6-7 : Lingual bar ve plak ana bağlayıcıların yarıklı (esnek) olarak hazırlanması (Lammie ve Laird'den).

Stress kırıcıları genel anlamda özetleyecek olursak, dayanak dişlere daha az, dişsiz kret bölgelerine daha fazla kuvvet ileten sistemler olarak tanımlayabiliriz (41). Bu konuda yapılan araştırmalarda ;

Kaires (1956), in vitro araştırmasında, rijit olarak uygulanan lingual barın esnek olanla karşılaştırıldığında, kuvvet iletimi açısından daha uygun olduğunu bildirmiştir (22).

1940 da Kennedy, 1957 de Hirschtritt çiğneme fonksiyonu esnasında hareket edebilen yarıklı kaide plaklarının uygulamalarını yayınlamışlar, avantajlarından bahsetmişlerdir (42,43).

Reitz ve arkadaşları (1984), fotoelastik yöntemle yarıklı ana bağlayıcılar üzerinde yaptıkları araştırmalarda, dişsiz sonlanan vakalardaki dayanak dişler üzerine gelen kuvvetlerde önemli oranda azalma görüldüğünü bildirmişlerdir. Dolayısıyla bu tür stress kırıcıların, dayanak dişlerin zayıf, destek dokuların yeterli olduğu vakalarda kullanılmasının uygun olduğunu belirtmişlerdir (44).

Yine Reitz ve Caputo'nun (1985) yaptıkları bir başka araştırmada, rijit ve kısa yarıklı ana bağlayıcıların kuvvet iletimi arasında pek bir fark bulunmadığını, yarığın orta hatta doğru uzatıldığında, dayanak diş üzerine kuvvetlerin azalarak ve dikey yönde geldiğini saptamışlardır (10).

b-c) Rijit bağlantılı, dişetinden ve okluzalden yaklaşan kroşeler :

Rijit bağlantılı dişetinden yaklaşan kroşeler uygun olarak planlandıklarında, stress kırıcılarda olduğu gibi, yükü dayanak diş ve destekleyici dokular arasında paylaşacak şekilde fonksiyon görürler. Okluzalden yaklaşan kroşeler ise dişi sardıklarından, gelen kuvvetleri öncelikle dayanak dişe iletirler.

Her iki kroşe sisteminde de, kroşe kolunun uzunluğu ve kullanılan alaşımın özellikleri yükün dağılımında önemli rol oynar. Kroşenin altın ve büküm olması daha fazla, Cr-Co ve döküm olması ise daha az esnemeye neden olacaktır (45).

Kroşelerin dayanak diş hareketlerindeki etkileri üzerinde birçok araştırma yapılmıştır.

Mc Cartney'in (1980) in vivo, Feingold ve arkadaşları (1986) ve Taylor ve arkadaşlarının (1982) in vitro olarak yaptıkları araştırmalarda, farklı kroşe planlamalarının dayanak dişin hareket yönü ve miktarı üzerinde etkili olduğunu saptamışlardır (46-48).

Mc Dowell ve arkadaşları (1978) (1982), indirekt tutucu kullanmanın dayanak dişi çevreleyen dokulardaki stress'leri azalttığını ve gelen yükün destek diş lehine olacak şekilde dağıtımında rol oynadığını bulmuşlardır (49,50).

Clayton, büküm kroşenin döküm kroşeye göre, dayanak dişe daha fazla kuvvet uyguladığını yaptığı deneysel çalışmalarla saptamıştır (51).

Cecconi ve arkadaşları (1972), yaptıkları in vitro araştırmada, kroşe kollarının varlığının dayanak diş hareketlerinde önemli bir rolü olmadığı ve kuvvetlerin dayanak dişlere öncelikle okluzal tırnaklar aracılığı ile iletildiğini bulmuşlardır (52).

Yine Cecconi ve arkadaşları (1971), 4 farklı kroşe sisteminin dayanak diş hareketlerine etkilerini incelemiş ve mezial tırnak, distal rehber düzlem ve I-bar kombinasyonundan oluşan kroşe sisteminin, en fazla dayanak diş hareketine neden olduğunu iddia etmişlerdir (53).

Aynı çalışmada ve Browning ve arkadaşlarının araştırmalarında, dayanak diş hareket yönlerinin, farklı tutucu sistemlerinde önemli bir şekilde değişmediği gözlenmiştir (53,54).

Tebrook ve arkadaşları in vivo olarak, I-bar, döküm ve büküm olmak üzere 3 farklı kroşe üzerinde yaptıkları araştırmada, 4 haftalık test süresi sonrasında her üç kroşe sisteminde de, diş hareketi açısından bir fark bulamamışlardır (12).

d) Disjunct protezleri :

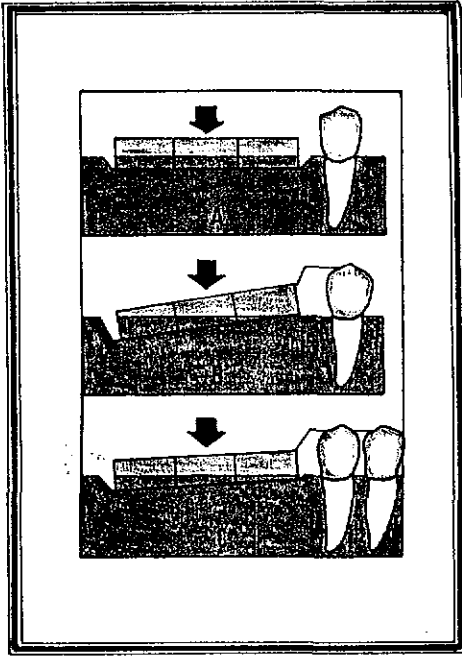
Diş ve dokulara uyumlanan parçaları ayrı olan iki parçalı bir protezdir. Kennedy I vakalarında, kalan dayanak dişlerin zayıf ve periodontal olarak sağlıklı olmadığı vakalarda kullanılır. Farah ve arkadaşlarının (1979) disjunct protezlerde yaptıkları üç boyutlu stress analizi sonrası, tek ve çift taraflı yüklemelerde en fazla stress diş destekli protezlerde kaydedilmiştir (20). Doku ve diş-doku destekli olarak uygulandığında önemli bir farka rastlanılmamıştır. Stress'in daha iyi ve dengeli dağıtılabilmesi için bu protez türünde daha ileri çalışmalar önerilmektedir.

B) Okluzal tırnağın daha anteriora yerleştirilmesi :

Okluzal tırnağın daha anteriora yerleştirilmesi ile dayanak diş ve destekleyici dokular arasındaki kuvvetlerin paylaşılmasında, belli oranda bir uyumlama yapılabilir. Nedeni de, sistemin 1. sınıf kaldırıcıtan 2. sınıf kaldırıcıya dönüşmesidir (3).

Dayanak dişin mezio-okluzal yüzeyine yerleştirilen tırnak, bir rotasyon noktası olarak fonksiyon görür ve dişe, mezial yönde kuvvet

uygular. Fonksiyonel yükleme sırasında serbest sonlanan kaide plağının en büyük rotasyon hareketi, en posterior kısmında oluşur. Fulkrum hattı ile serbest sonlanan kaide plağı arasındaki mesafe arttıkça, bir başka deyişle destek hattı meziale kaydıkça, plağın herhangi bir noktasında rotasyon kavisi daha düzleşir ve yönü de krete daha dik hale gelir. Bu sayede okluzal kuvvetlere daha geniş bir kret bölgesi karşı koyabilecek ve destek dişin distalinde gingival dokular üzerindeki sıkıştırıcı etki azaltılacaktır (Şekil 8). Ayrıca, mezial tırnakların rijit minor bağlayıcıları, protezin distale hareketine de engel olur (36,55).

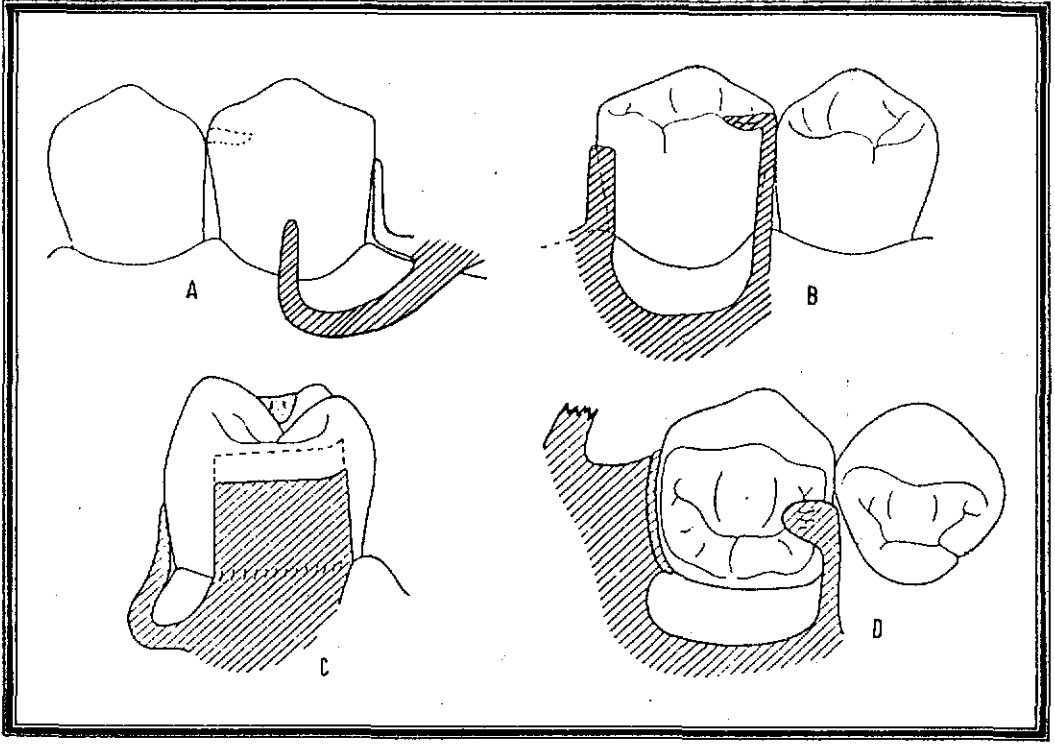


Şekil 8 : Protez, a) sadece doku destekli olduğunda, b) En yakın diştan destek alındığında, c) Daha uzak bir diştan destek alındığında, ve merkezden yükleme yapıldığında kaide plağının gömülmesi (Spiekermann'dan).

Buna uyan iki tür planlama RPI ve kuvvetin dengelenmesi sistemidir.

a) RPI sistemi :

Sistem mezial tırnak, proksimal plak ve I-bar kroşeden oluşur. İlk olarak Kratochvil tarafından tanımlanan, daha sonra Krol'un modifiye ederek RPI olarak adlandırdığı sistem, distal uzantılı protezlerde uygulanır (56,57) (Şekil 9).



Şekil 9 : R.P.I. kroşesi. A: Bukkal, B: Lingual, C: Distal ve D: Okluzalden görünümü (Krol'dan).

Kratochvil, I barının retantif ucunun mezio-distal yönde en büyük kontur hizasında "undercuta" yerleştirilmesini, bu sayede I barın, protez plağının hareketiyle dayanak dişe çarpmayacağını ve daha anteriordaki bir dönme eksenine göre hareket ederek, dişten ayrılacağını belirtmiştir. Kroşe ucu en büyük kurvatüre distal yönde yerleşirse, ileri hareket sırasında dişe çarpar ve tork etkisine sebep olur.

Bir minor bağlayıcı ile ana bağlayıcıya tutunan mezial tırnak dışında sistemin üçüncü elmanı, dişin giriş yoluna paralel olacak şekilde okluzo-gingival yönde düzleştirilmiş distal yüzeyine (rehber düzleme) dayanan, vertikal bir plaktır. Proksimal plak, distal yüzeyden lingual yüzeye doğru biraz döner. Böylece I-bar tipi tutucu kol tarafından uygulanan kuvvetlere karşı, mezio-lingualdeki minor bağlayıcı ile birlikte

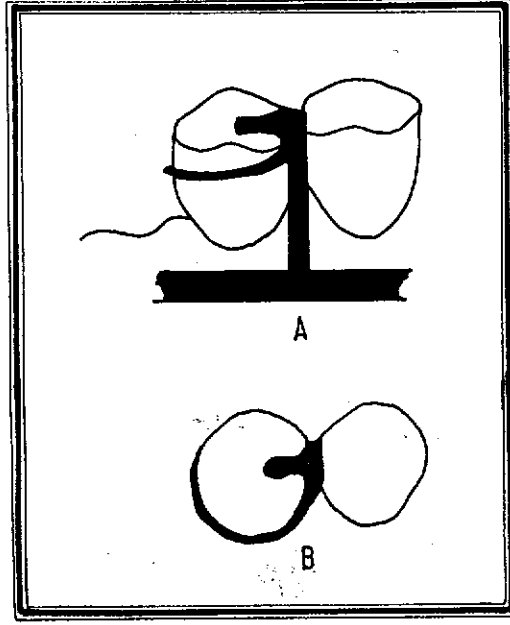
proksimal plak, resiprokasyonu sağlarlar. Bu durumda proksimal plağın lingual sınırı ile mezial minor bağlayıcı arasındaki mesafe, dişin mezio-distal genişliğinden daha azdır. Proksimal plak, okluzo-gingival yönde dişe yaklaşık 1-1.5 mm kadar temas etmelidir.

Kratochvil ve Caputo (1974) ve Thompson ve arkadaşları (1977), fotoelastik modellerle mezial tırnak, uzun rehber düzlem ve I-bar tutucular kullanarak kroşe tutuculu protezlerle oluşturulan kuvvetleri analiz etmişlerdir (25,58). Kratochvil ve Caputo serbest sonlanan vakalarda dökümün fizyolojik uyumlandırılmasının önem ve gereğini vurgulamışlar, Thompson ve arkadaşları da çeşitli sistemler arasında, RPI kroşe sistemi ile dikey kuvvetlerin en uygun şekilde dağılımının gerçekleştiğini ortaya koymuşlardır.

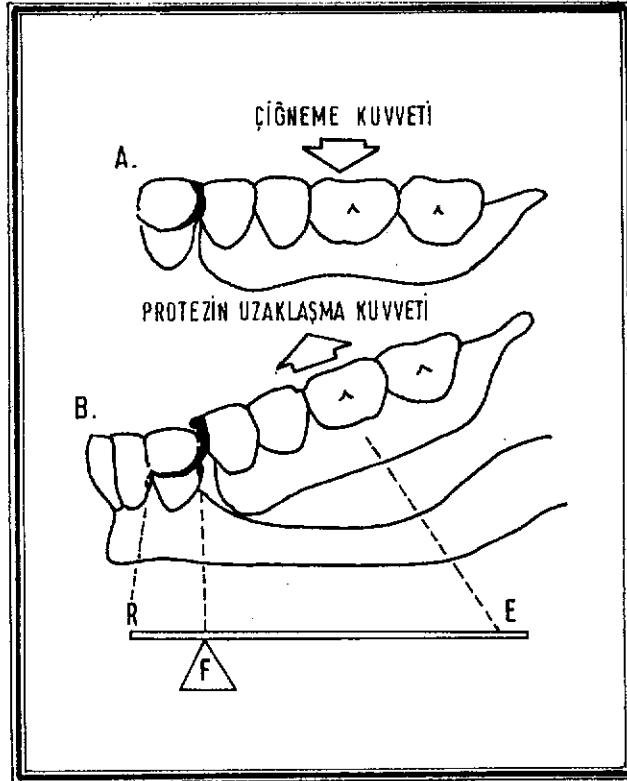
Krol (1973) ve Taylor ve arkadaşları (1982) yaptıkları araştırmalarda, RPI sisteminin dayanak dişe diğer sistemlere göre daha az kuvvet ilettiğini bulmuşlardır (48,57). Ayrıca I barın bir avantajı da dişin konturunu fazlalastırmaması, dolayısıyla hastayı rahatsız etmemesi ve yiyecek birikimine neden olmamasıdır (56,57).

b) Kuvvetin dengelenmesi sistemi (Balance of force system) :

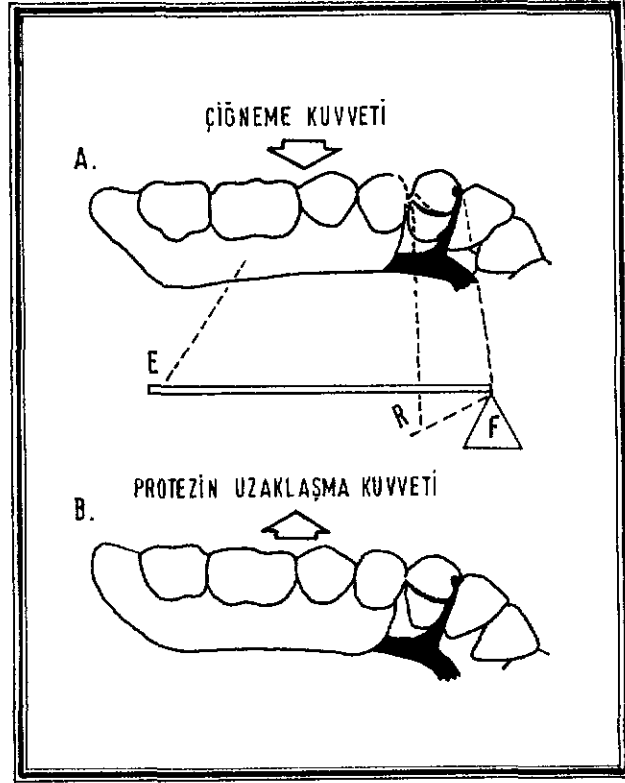
Çiğneme sırasında dayanak dişlere iletilen kuvvetlerin yönü çok önemlidir. Dayanak dişlerin en rahat karşılayabilecekleri kuvvetler dik kuvvetlerdir. Bu sistem İngiltere ve Amerika'da, Equipoise TM tasarımları adı altında üretilmekte olup, 2. sınıf bir kaldıraç gibi fonksiyon gören RPI sistemine benzemektedir (3,59) (Şekil 10, 11, 12).



Şekil 10 : Equipoise TM sisteminin A: lingualden, B: okluzalden görünümü (Lammie ve Laird'den).



Şekil 11 : Klasik bir kroşe planlaması 1. sınıf bir kaldıraç gibi fonksiyon göreceğinden A: Çiğneme kuvvetleri sırasında destek dişe zararlı kuvvetler iletecek, B: Protez dokudan uzaklaşacak şekilde hareket ettiğinde tutuculuk görevi yapmayacaktır (Goodman'dan).



Şekil 12 : Equipoise TM tasarımı ile yapılan HBP'de, tutucu sistem 2. sınıf bir kaldıraç gibi fonksiyon görür. A: Çiğneme fonksiyonu sırasında kroşe ucu destek dişten uzaklaşır ve dişe zarar vermez, B: Protez dokudan uzaklaşacak şekilde kuvvet uyguladığında, kroşe ucu tutuculuğu sağlar (Goodman'dan).

Dayanak dişin mezialinde tırnak preparasyonu yapılır. Bu bölgeye daha sonra tırnak ve küçük bağlayıcıya tutunan, kroşe kolunun resiprokasyonunu yapacak parça yerleştirilir.

Kroşe kolunun ucu, dayanak dişin dişsiz sahaya komşu aproksimale uygulanarak tutuculuk sağlanır. Tutuculuk, bukkal-lingual "undercut"lardan yararlanarak tutuculuk sağlayan diğer kroşelerin aksine, mesio-distal "undercut" yardımıyla sağlanır.

Çiğneme kuvvetlerinin uygulanması sırasında destek dokuların gömülebilirliği oranında, kaide plağında dokulara doğru bir hareket meydana gelecektir. Bu hareket sırasında kroşenin tutucu ucu "undercut" altına

düŖeceđinden, diŖe yatay yönde değil, mezial tırnak aracılığı ile diŖin uzun aksına paralel, dikey yönde kuvvet iletilecektir.

Goodman (1963), yaptığı araŖtırmada bu sistemi iki farklı planlamadaki hassas tutucularda uygulamıŖ ve dayanak diŖlerde meydana gelen distale doğru tork kuvvetinde azalmalar bulmuŖtur (60).

Literatürde, okluzal tırnağın yük iletimindeki etkileri konusunda birçok araŖtırma mevcuttur.

Ko ve arkadaşları (1986), HBP'lerde mezial ve distal okluzal tırnakların etkilerini fotoelastik yöntemle incelemiŖ ve tırnak yerinin deđiŖmesinin, gelen kuvvetin dağılımında etkili olduğunu göstermiŖlerdir (61).

Christensen (1962), rijit okluzal tırnakların, kuvveti dayanak diŖ ve destek dokular arasında dağıttığını ve diŖsiz sonlanmada, en distaldeki dayanak diŖ, kuvveti karŖılayacak durumda değilse tırnağın bir öndeki diŖe yerleŖtirilmesi gerektiğini, Ŗayet tüm diŖler sağlıklı değilse o zaman rijit olmayan esnek tırnakların uygulanmasını tavsiye etmiŖtir (29).

Kratochvil (1963), yaptığı alıŖmada dayanak diŖin mezialine veya daha öndeki diŖe yerleŖtirilen okluzal tırnaklar aracılığı ile mukozanın bulunduğunu, dayanak diŖte olabilecek mezial hareketlenmenin de, bir öndeki komŖu diŖ tarafından engelleneceğini, dolayısıyla distal tırnağa göre daha avantajlı olduğunu belirtmiŖtir (56).

Pezzoli ve arkadaşları da, fotoelastik yöntemle yaptıkları araŖtırmada, mezial tırnağın distale göre daha uygun yük dağılımına yol açtığını bulmuŖlardır (28).

Cecconi (1974), tırnak yuvalarının derinliğinin tırnak tipleriyle karşılaştırıldığında, dayanak diş kuvvet iletiminde, daha önemli rol oynadığını göstermiştir (62).

Myers ve arkadaşları (1986), dört farklı tırnak planlamasını, serbest sonlanan HBP'lerde fotoelastik yöntemle karşılaştırmışlardır (63). Deney sonucu; mezial, distal, mezial ve distal, ve devamlı tırnaklar (Continue Rest) arasından en uygun kuvvet dağılımına, devamlı tırnağın yol açtığını bulmuşlardır.

Nally (1973) yaptığı araştırmada, 8 farklı kroşe planlaması arasından en iyi sonuçların, mezial tırnak ve mezial bağlantılı kroşe ile elde edildiğini, ancak bu planlama dayanak dişin morfolojisi veya dişlerin okluzyonu nedeniyle uygulanamıyorsa, o zaman geri dönüşlü kroşenin en uygun olabileceğini belirtmiştir (8).

Thompson, Kratochvil ve Caputo (1977), farklı planlama uygulanan distal uzantılı protezlerde, fotoelastik yöntemle yaptıkları araştırmada, distale yerleştirilen tırnağın dayanak dişin kronunu distale, apeksini ise meziale doğru hareketlendirerek zararlı stress'ler oluşturduğunu, tırnağın daha anteriora yerleştirmenin ise kuvvetlerin daha vertikal yönde iletilmesine neden olduğunu bulmuşlardır (25).

Feingold ve arkadaşları (1986), dayanak dişin hareket yönünün tırnağın konumuyla bağlantılı olduğunu, model üzerinde yaptıkları deneylerde bulmuşlardır (46).

Mc Cartney (1980), in vivo araştırmasında, tırnak yerlerinin, dayanak dişin hareket, yön ve miktarlarında etkili olduğunu bulmuştur (47).

C) Mukokompresyon (Basıncılı Ölçü) :

Yükü, dayanak diş ve dişsiz bölge arasında daha dengeli dağıtabilmenin bir başka yolu da, dişsiz kretleri örten mukozaya baskı uygulanarak alınan ölçülerden elde edilen modeller üzerinde, protezin bitirilmesi (6,7,64,65).

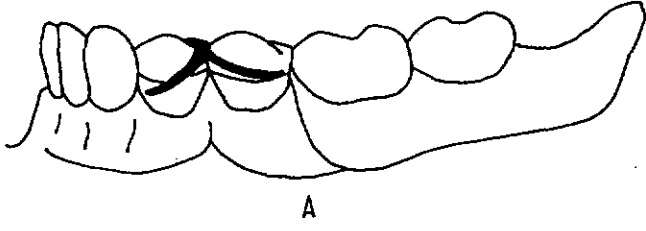
Mukostatik (Basıncsız) ve mukokompresiv (Basıncılı) ölçülerden kısaca bahsedecek olursak, mukostatik yöntemle alınmış ölçüden elde edilecek model dokuların istirahat durumunu yansıtacaktır. Bu tür ölçüler viskozitesi çok düşük olan materyallerle elde edilirler. Öte yandan mukokompresiv yöntemle alınan ölçüde, dokuların baskı karşısında aldıkları form kayıt edilir. Bu tür ölçülerde, mukostatik yöntemin tersine, yüksek viskoziteli materyaller kullanılır.

III) Çiğneme kuvvetlerinin daha geniş bir alana dağıtılması :

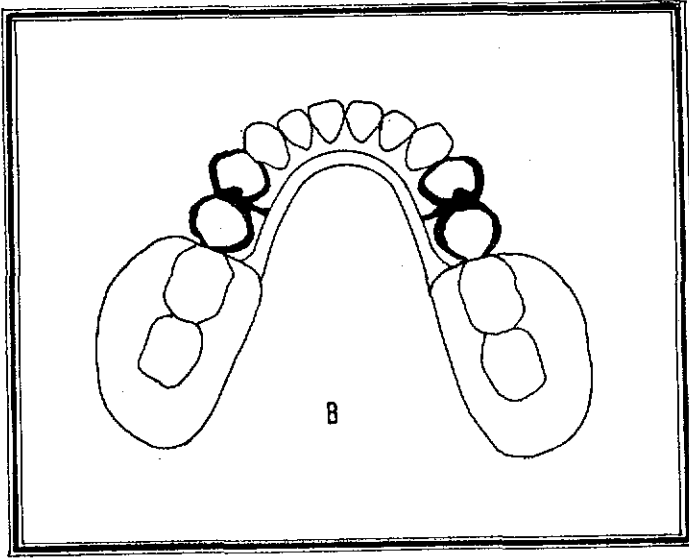
A) Birden fazla destek diştten yararlanılması :

Uygun durumlarda okluzal tırnak daha anteriora taşınır. Böylece dişsiz sahaya komşu dişin yanındaki dişte vertikal yüklere ortak olacaktır. Aynı zamanda, bu dişin marjinal sırtı fulkrum noktası haline gelecektir.

Tutucu kroşe kolu, okluzal tırnak aracılığı ile vertikal yükü karşılayan ikinci dişe de yerleştirilir. Her iki dişte bulunan kroşe kollarını aracılığı ile de, daha zararlı olan lateral kuvvetlerin, bir değil iki dişe paylaşılması sağlanmış olur (Şekil 13 A,B).



A



B

Şekil 13 : Sistemin, A: Bukkal,
B: Okluzalden görünümü
(Lammie ve Laird'den).

B) Daha geniş bir alandan doku desteğinin sağlanması :

Kaide plağı, çevreleyen yumuşak dokuların fonksiyonları ile çatışmayacak şekilde, en geniş alanı kaplamalıdır. Böylece birim alana gelen çiğneme basıncı, en az değere indirilir, dolayısıyla destekleme işlevi artar (1,4,29,66-68).

Kratochvil ve Caputo'nun (1974), fotoelastik analiz yöntem ile yaptıkları araştırmada, distal uzantılı protez planının uyumunun da, dayanak diş ve protez hareketlerinde çok önemli olduğunu göstermişlerdir (58).

Uyumlanmamış protezler, destek dişe devirici kuvvetler uygularlar (12,48, 58,69,70). Ayrıca dişsiz kretlerin formu ve yüksekliği de, dayanak diş hareketlerinin yönü ve miktarı üzerinde etkilidir (31,71). Literatürde, dayanak diş ve protez hareketlerine hastanın cinsiyetinin etkisini inceleyen araştırmalar da mevcuttur (17,31).

Protetik tedavide önemli bir yeri olan retansiyonu büyük ölçüde gerçekleştiren direkt tutucular, destek dişlere uygulanan ve protezin dokulardan ayrılmasına ve hareket etmesine karşı koyan parçalardır (1).

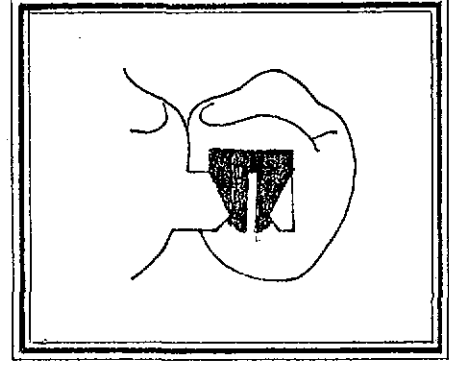
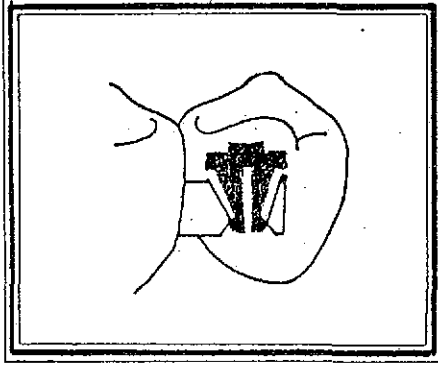
- 1-) Kron-dışı (ekstrakoronal),
- 2-) Kron-içi (intrakoronal) olmak üzere ikiye ayrılırlar.

Kron-dışı tutucuların, günümüzde en çok kullanılan tipi kroşelerdir. İyi planlanmış bir kroşede karşımıza çıkan problemlerin başında estetik gelmektedir. Kroşelerle çoğu zaman yeterli estetik sağlanmadığı gibi, diş konturunu artırma, fizyolojik temizlenme güçlüğü ve zamana bağlı olarak retansiyonun azalması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bu dezavantajları giderebilmek için firmalar kron-dışı hassas tutucular üretmişlerdir.

Kron-içi tutucular, destek dişin kronu içine uygulanarak sürtünme direnci ile retansiyon sağlarlar. Bunlar laboratuvarlarda yapılabileceği gibi (yarı hassas tutucular), genellikle fabrikasyon olarak üretilmektedir (1).

Araştırmamızda kullandığımız kron-dışı hassas tutucu, ilk defa Belçikalı protez teknisyeni Karl Cluytens tarafından geliştirilmiştir (72). Kron üzerinde bulunan bir dişi ve protez içine yerleştirilen

erkek ünitelerden oluşur. İki tip erkek parça vardır. Birincisi belirli vertikal ve rotasyonel hareketlere izin verir (Rezilientli) (Şekil 14). Diğeri ise rijittir (Şekil 15). İlk olarak Ceka firması tarafından yapılan tutucunun, daha sonra benzerleri birçok firma tarafından üretilmiştir.



Şekil 14 : Belirli hareketlere izin veren erkek parça (Preiskel'den).

Şekil 15 : Rijit olan erkek parça (Preiskel'den).

Tutucu, rijit ve rezilientli tüm çalışmalarda, lingual kol ve mezial tırnak ile beraber uygulanmaktadır. Literatürde, tırnak yerlerinin dayanak diş hareketlerine etkileri üzerine birçok araştırma yapılmıştır. Yine rijit ve rezilientli tutucuların dayanak diş hareketlerine etkileri de birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Ancak biz, kron-dışı rezilientli hassas tutucularda, mezial tırnağın dayanak diş hareketleri üzerine etkilerini inceleyen bir araştırmaya rastlamadık.

Çalışmamızın amacı, kron-dışı hassas tutucu uygulanan alt Kennedy I vakalarında, mezial tırnak ile veya tırnak olmaksızın uygulanan hassas tutucunun, rijit veya rezilientli olmasının, destek diş hareketlerine etkilerini üç boyutlu in vitro olarak saptamaktır.

G E R E Ç L E R v e Y Ö N T E M

Çalışmamızda, kron-dışı hassas tutucu uygulanan alt Kennedy I vakalarında, mezial tırnak ve karşılayıcı kol ile, hassas tutucunun rijit veya rezilientli olmasının, destek diş hareketleri üzerine etkisini incelemeyi amaçladık.

In vitro olarak laboratuvar şartlarında yaptığımız araştırmamızda deneyler, hazırladığımız akrilik[†] model üzerinde yapıldı. Dayanak diş çevresi ve destekleyici dokuları temsil eden bölgeleri, yükleme sırasında şekil değiştirebilecek şekilde hazırladığımız modelde, dayanak diş hareketlerini, bu işlem için özel olarak hazırladığımız şartlar altında, Mandibular Kinesiograph[‡] (MKG) K6 kullanarak saptadık.

DENEYLERDE KULLANILAN MODELİN HAZIRLANMASI

İki taraflı olarak 1. küçükazıların distalinde diş bulunmayan bir alt çene modeli akrilden elde edildi.

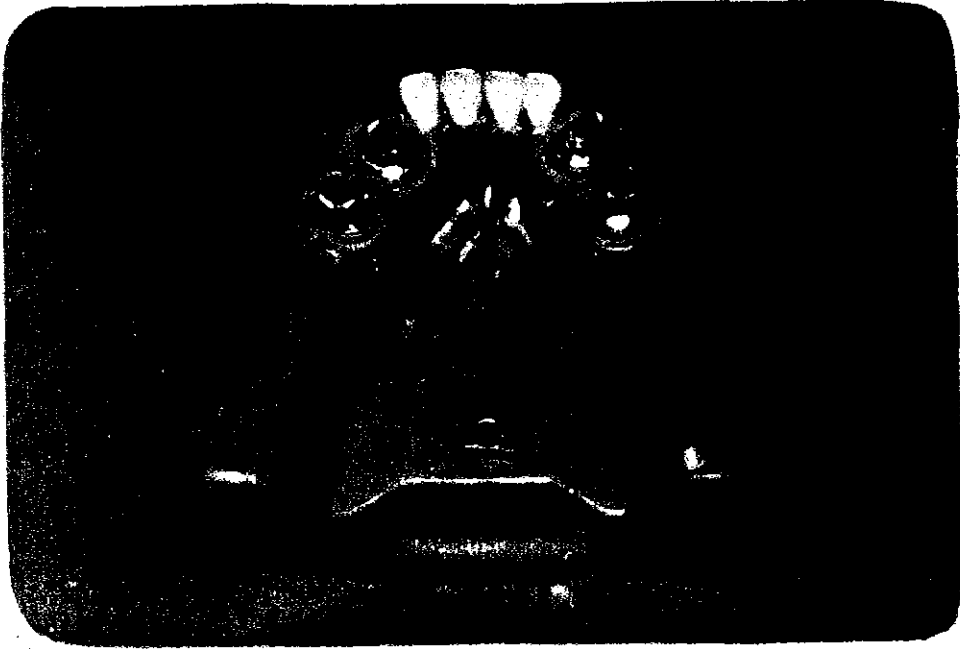
Modeldeki kanin ve küçükazı dişleri, "chamfer" tipi basamaklı olarak Cr-Co alaşımından^Φ döküm yolu ile elde edildi.

+ QC-20, De Trey, Hamm Moor Lane, Addlestone, Weybridge, Surrey KT15 2SE, UK.

‡ Apple IIGS Computer, Inc. 20525 Mariani Ave. Cupertino CA 95014 USA.

Φ Wirocast-Bego, Bremer Goldschlögger Wilk Herbst GmbH and Co. D 2800 Bremen 41, W. Germany.

Elde edilen dişlerin köklerinin etrafı, periodontal dokuyu temsil etmek üzere yaklaşık 1 mm kalınlıkta, silikon esaslı bir ölçü maddesi[†] ile kaplandı. Dişsiz bölgede ise, mukozayı temsil etmek üzere, kalınlığı ikinci küçükazı bölgesinde 2 mm, azı bölgesine doğru 3 mm, retromolar bölgenin distaline doğru 4 mm olacak şekilde, silikon esaslı ölçü maddesi ile akrilin üzeri kaplandı (Resim 1).



Resim 1 : Çalışma modeli bitirildikten sonra.

Dayanak dişlerin giriş yolu paralelometrede[‡] belirlendikten sonra, kronların mum modelajları direkt yöntemle yapıldı. Daha sonra, kullanılacak kron dışı hassas tutucunun[§] döküme girecek olan dişi unitesi özel paralelometre ucu[¶] yardımı ile distal dayanıklara yerleştirildi (Resim 2).

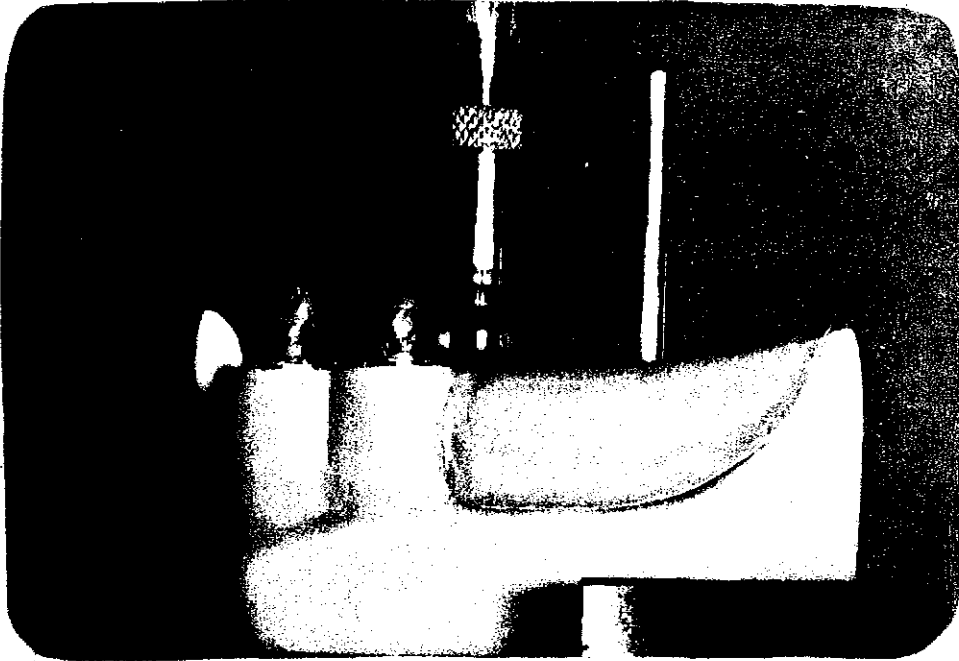
† Reprosil Light Body-De Trey Dentsply AG, CH-8037 Zürich.

‡ Bachmann, Cendres et Metaux S.A. 2501, Switzerland.

§ Servo-Anker-System M 2,5. SERVO-DENTAL, Brauhanstrasse 13, D-5800 Hagen, W. Germany.

¶ Servo-Anker-System. Instrument No 342. SERVO-DENTAL, Brauhausstrasse 13, D-5800 Hagen, W. Germany.

Bundan sonra, karşılayıcı kol ve mezial tırnağın yerleşeceği bölge, paralelometrede mum kazıyıcı uçlar[†] kullanılarak oluşturuldu. Mezial tırnağın geleceği bölgeye, frezleme işlemi sırasında rehberlik etmesi amacıyla, plastik ve dökülebilen bir oluk[‡], özel paralelometre ucu^Φ ile yerleştirildi (Resim 3). Son olarak, 1. küçükazıların okluzal yüzeyinde, ölçüm işleminde kullanılacak olan 20 cm uzunluğundaki pirinç çubuğun dişi parçasının izi, paralelometrede oluşturuldu.

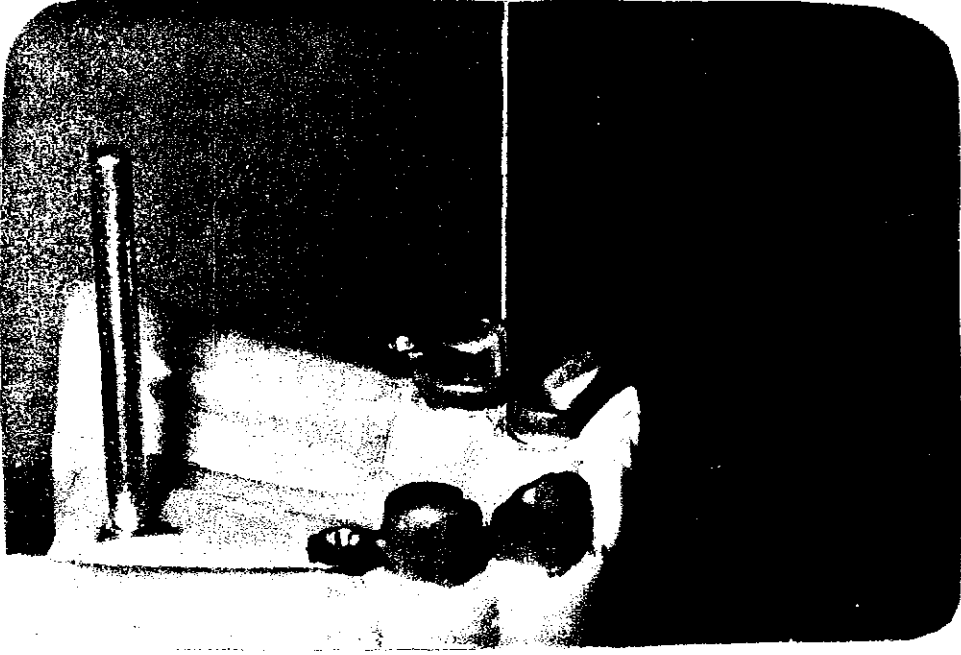


Resim 2 : Kron-dışı tutucunun, özel paralelometresi ile yerleştirilmesi.

† Komet, Milling Tools, Postfach 160, D-4920 Lemgo, W. Germany.

‡ Nova-Pro. Attachment GmbH. Att. No. 5. Lindenstrasse 18 D-5882 Meinerzhagen, W. Germany.

Φ Nova-Pro. Attachment GmbH. Att. No. 5. Instrumente. Lindenstrasse 18 D-5882 Meinerzhagen, W. Germany.



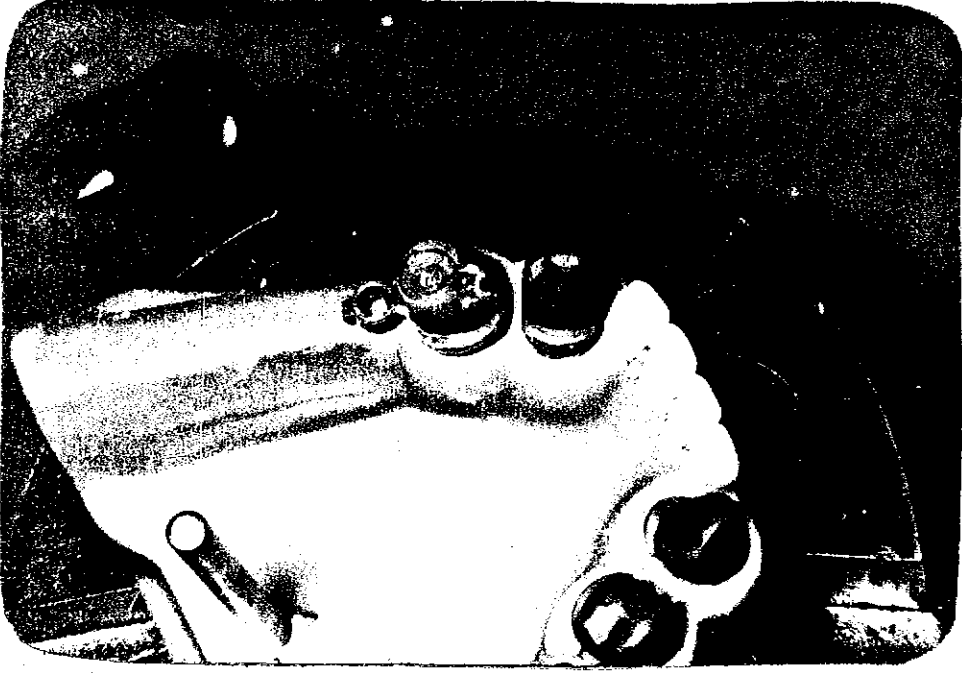
Resim 3 : Dökülebilir plastik oluğun, özel paralelometresi ile yerleştirilmesi.

Ölçümler sırasında, küçükkazi dişinin mezial hareketinin tespit edilebilmesi amacı ile küçükkazi ve kanin dişleri arasında bir temas oluşmasına, özellikle dikkat edildi. Her iki taraf birinci küçükkazılarda da kronlar aynı şekilde hazırlandı. Kanin dişler bu araştırmada kullanılmadıklarından lingualleri basamaklı olacak şekilde normal anatomik mum modelajları yapıldı (Resim 4).

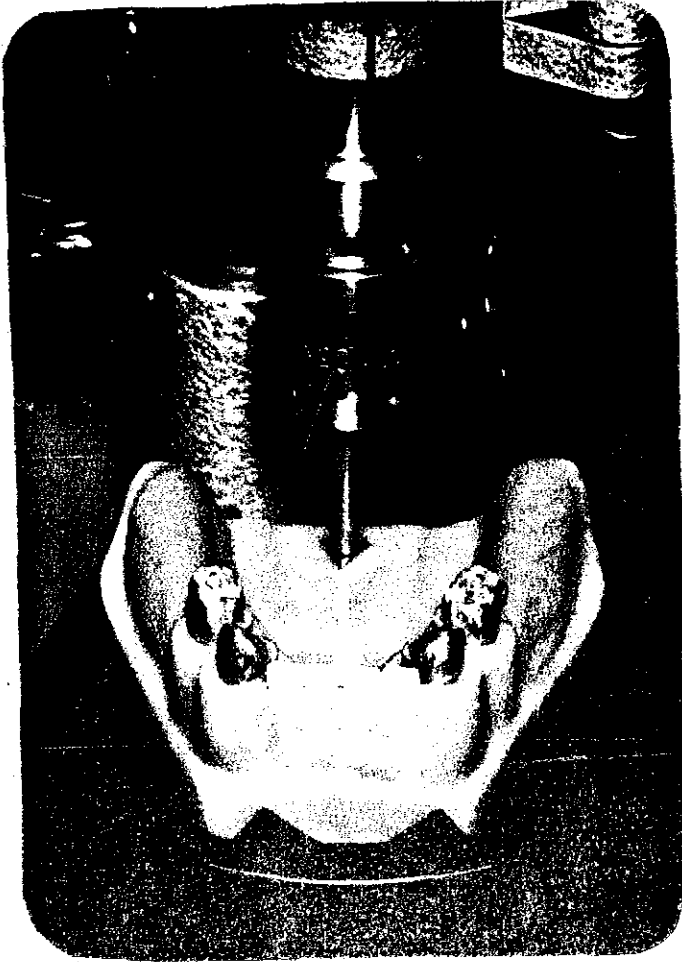
Mum modelajları bitirilen kronlar bilinen yöntemlerle, bir dental altın alaşımından[†], döküm yolu ile elde edildi. Döküm sonrasında kronlar, paralelometre tablası üzerinde bulunan modeldeki dayanaklarına uyumlandı ve (Resim 5) frezleme işlemi yapılmak üzere mıknatıslı tablaya transfer edildiler. Akrilik suni kökleri yardımıyla alçıya yerleştirilen kronların, gereken yüzeylerinde, özel sert frezler[‡] kullanılarak

† IROPAL W, Strazburg cad. 49/4 Yenışehir, Ankara.

‡ Komet, Milling tools. Postfach 160, D-4920 Lego, W. Germany.



Resim 4 : Kron modelajı bitirildikten sonra.



Resim 5 : Kronlar döküldükten ve uyumlandıktan sonra, model üzerinde paralelometre tablasına yerleştirildi.

frezleme işlemi yapıldı (Resim 6,7). Böylece, üzerinde kron-dışı tutucunun dişi parçası, karşılayıcı kolun yerleşeceği lingual basamağı, mezial tırnak yuvası ve okluzalinde, ölçüm çubuğunun yerleşeceği dişi parçanın izi olan kronlar elde edildi.

Hazırlanan kronlar dayanak dişlere simante[†] edildikten sonra, Cr-Co alaşımı kullanarak ana bağlayıcısı lingual bar olan bir iskelet döküm protez hazırlandı. Küçükazıların kronlarında hazırlanan bölgelerde daha iyi uyum elde edebilmek için, tırnak ve karşılayıcı kolu içeren üniteler, dental altın alaşımından döküm yolu ile ayrıca elde edildi ve Duralay[‡] ile iskelet proteze tutturuldu.

Model paralelometre tablasında iken, küçükazıların okluzal yüzeylerine modelaj sırasında yuvaları hazırlanmış olan ölçüm çubuklarının dişi parçaları, Duralay ile tutturuldu (Resim 8).

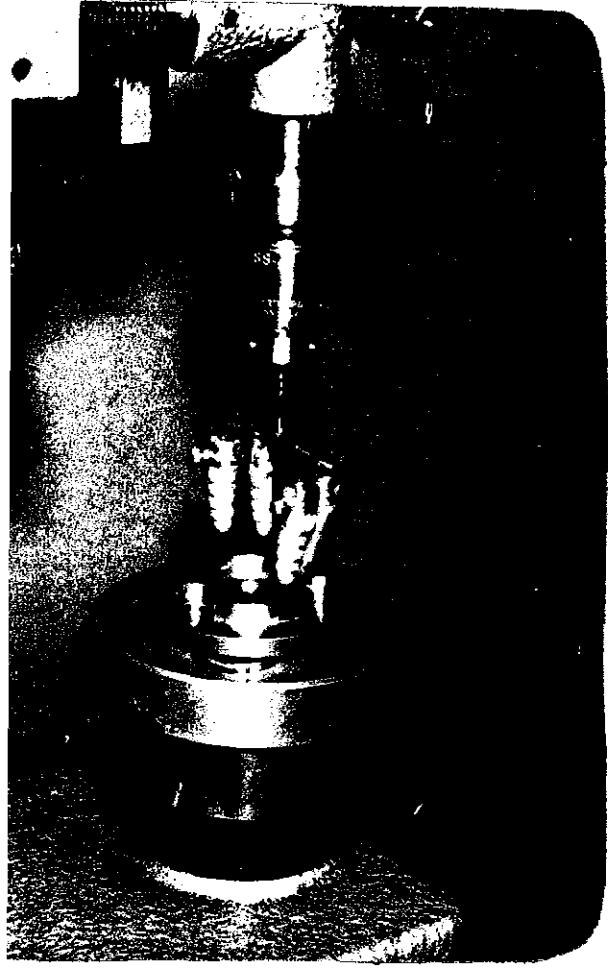
Bu işlemler bittikten sonra iskelet protezin dişsiz bölgeye gelen kısmında direkt yöntemle Duralay yardımıyla kaide plağı oluşturuldu. Dayanak dişin 18 mm distalinde, kaide plağı üzerinde, yüklemelerin yapılacağı çelik topu yerleştirmek üzere bir yuva hazırlandı (Resim 9).

Daha sonra model, giriş yolu horizontal düzleme dik olacak şekilde, yüklemelerin yapılacağı, rijit tablaya otopolimerizan akril^Φ kullanılarak yerleştirildi.

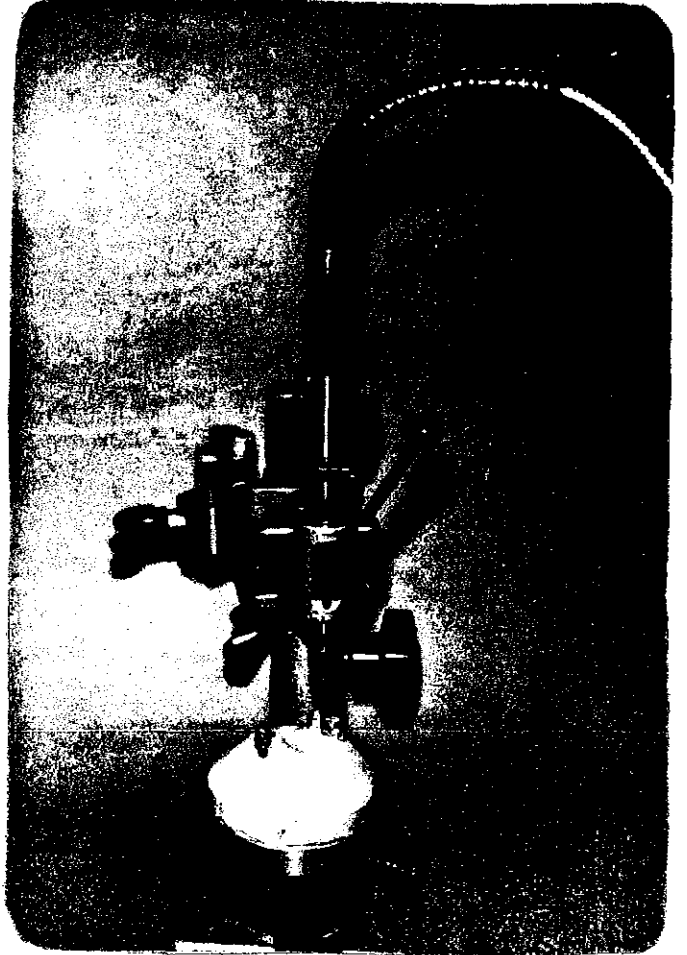
† Lumicon-Bayer Dental, D-5090 Leverkusen, W. Germany.

‡ Duralay-Reilance, Dental Mfg Co. 5805 West 117th Place/Worth, Ill. 60482, USA.

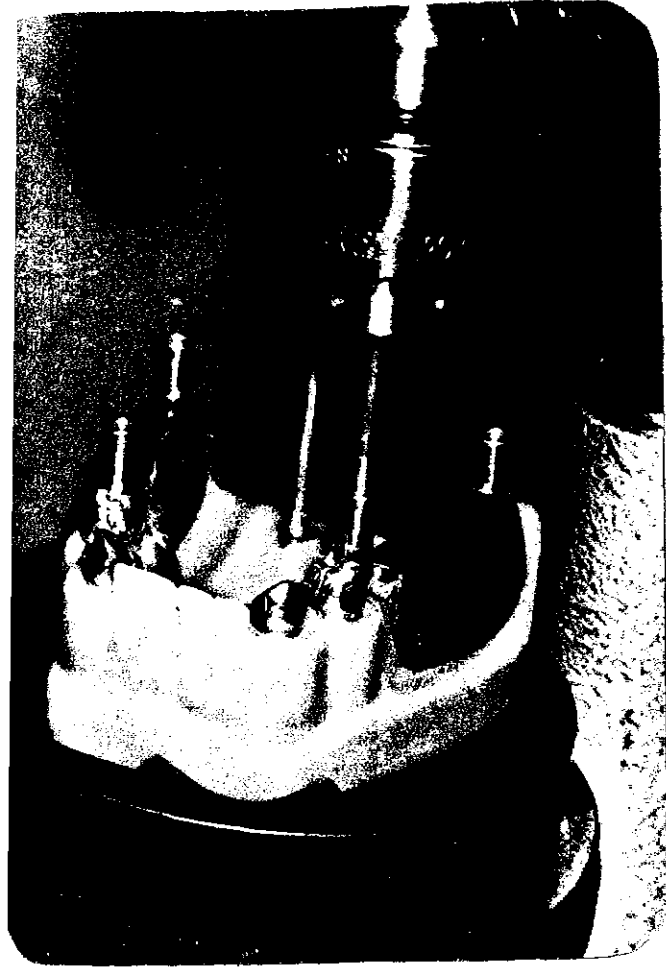
Φ Meliodent-Bayer Dental, Strawberry Hill, Newbury, Berkshire RG13 1JA, UK.



Resim 6 : Kronlar frez makinasının
mıknatıslı tablasına trans-
fer edilirken.



Resim 7 : Frezleme işlemi yapı-
lırken.



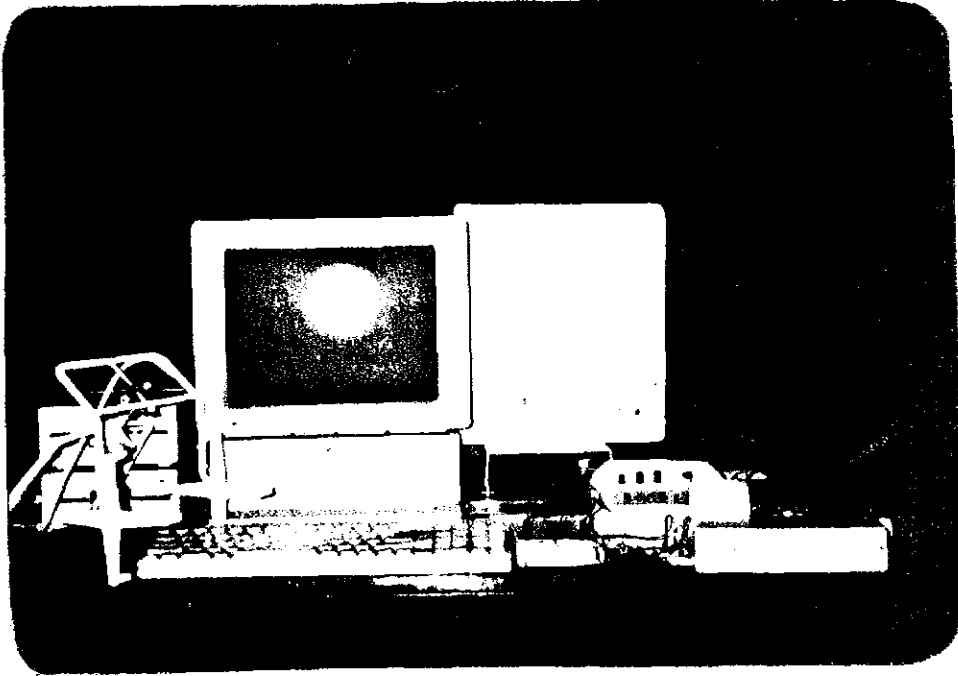
Resim 8 : Ölçümde kullanılacak çubukların yuvaları, dişlerin okluzaline yerleştirilirken.

Resim 9 : Yüklemenin yapılacağı çelik top ve kronun okluzaline yerleştirilen, üzerine magnetin geleceği 20 cm uzunluğundaki pirinç çubuk.



DAYANAK DIŞ HAREKETLERİNİN ÖLÇÜLDÜĞÜ CİHAZ

Yapılan yüklemeler sırasında meydana gelen diş hareketlerini saptamakta, Mandibular Kinesiograph (MKG)-K6 cihazı kullanıldı (Resim 10). Bu cihaz, nöromusküler dişhekimliğinde kullanılmakta olup, bu konuda diş hekimlerine çok geniş bir teşhis imkanı yaratmıştır (73-75). K6 teşhis sistemi (K6 Diagnostic System), mandibular hareketlerin 3 yönde incelenmesi ve EMG kayıtlarının elde edilmesi için özel olarak geliştirilmiş integre bir bilgisayardır.



Resim 10 : MKG-K6 cihazı.

Gerek araştırmalarda ve gerekse klinik çalışmalarda mandibuların fizyolojik pozisyonu ve bunun okluzyonla ilişkisinin tespiti güçtür. Okluzyon ve mandibular hareketler hakkında bu ve buna benzer sorular, bu hareketleri kayıt edebilen cihazların eksikliğinden dolayı, uzun bir süre cevapsız kalmıştır.

Hareketin yönünü ve miktarını belirleyen MKG sistemi, verileri elektromanyetik alanda yaptığı ölçümlerle elde etmektedir. Bu alan, hastanın alt keserlerinin ortasına yerleştirilen bir magnet ile meydana getirilir. Daha sonra mandibulanın hareketiyle beraber magnetin, dolayısıyla magnetik alanın yer değiştirmesi bilgisayar tarafından saptanır ve kayıt edilir.

Mandibulanın hareket yönü vertikal, antero-posterior ve frontal yönde olmak üzere 3 yönde gelişir. Cihaz bu 3 düzlemdeki hareketlerin miktarını, hızını ve yönlerini kayıt eder.

Çok duyarlı olan bu sistem, en ufak bir mandibular hareketi bile kayıt edecek şekilde tasarlandığından, dış elektromanyetik kaynaklardan da kolayca etkilenir. Bunun için ferromanyetik metaller, motorlar ve jeneratör gibi cihazlardan en az 1 metre uzakta tutulmalıdır. Sistemle çalışırken gerek hasta gerekse doktor, üzerlerindeki tüm metal objeleri çıkartmalıdır.

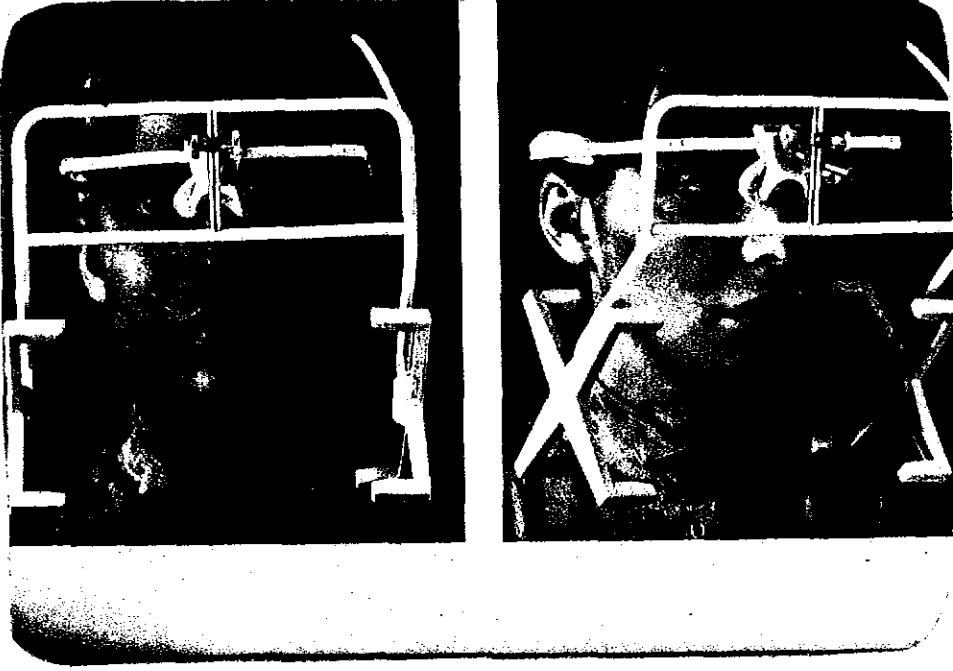
Çalışma ortamına direkt güneş ışığı gelmemeli, cihaz açık pencere önünde veya toz alabileceği bir yerde olmamalı ve ısıtma sistemlerinin yanına, konmamalıdır. İdeal olarak ortamın ısısı 75 F (23.8°C) olmalıdır.

MKG (K6) sistemi 3 ayrı parçadan oluşur :

a) Mıknatıs,

b) Bir "head-gear" üzerine yerleştirilmiş ve magnetik alan tespiti sağlayan, düzeneğin, kafa kaidesi ile ilişkisini sabit tutan, alüminyum tüplerden yapılmış olan parça (Resim 11),

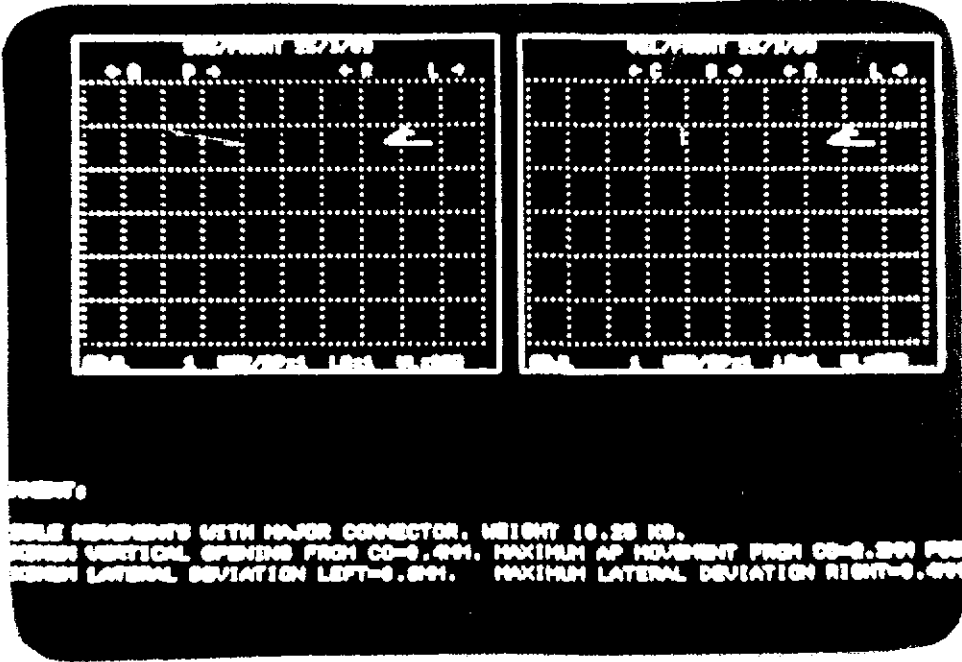
c) Analiz ve kayıtları yapan parça : Bu bölümde mandibulanın 3 yöndeki hareketleri hakkında bilgi toplayan, kayıt yapan ve verileri depolayan bilgisayar sistemi vardır.



Resim 11 : Magnetik alan değişmesini tespit eden "head-gear" in hastaya uygulanışı.

MKG (K6) nın analiz yapan programı, sentrik okluzyondan maksimum vertikal açılmanın, sagital planda maksimum anterior-posterior hareketlerin ve frontal düzlemde (sağa ve sola), maksimum lateral deviasyonun değerlerini kayıt eder.

Bu çalışmada, mıknatısı ve hastaya uygulanan "head-gear" lı uniteyi her defasında modele aynı konumda yerleştirebilmek üzere akrilik bir platform üretildi. Dayanak diş hareketlerinin verilerini saptamakta, cihazın standart analiz programı kullanıldı. Buna göre, sentrik okluzyondan maksimum vertikal açılmaya geçme, destek dişin vertikal yöndeki, maksimum antero-posterior hareket mezio-distal yöndeki, sağa ve sola oluşan maksimum lateral deviasyon da bukkolingual hareketi temsil ediyordu (Resim 12).



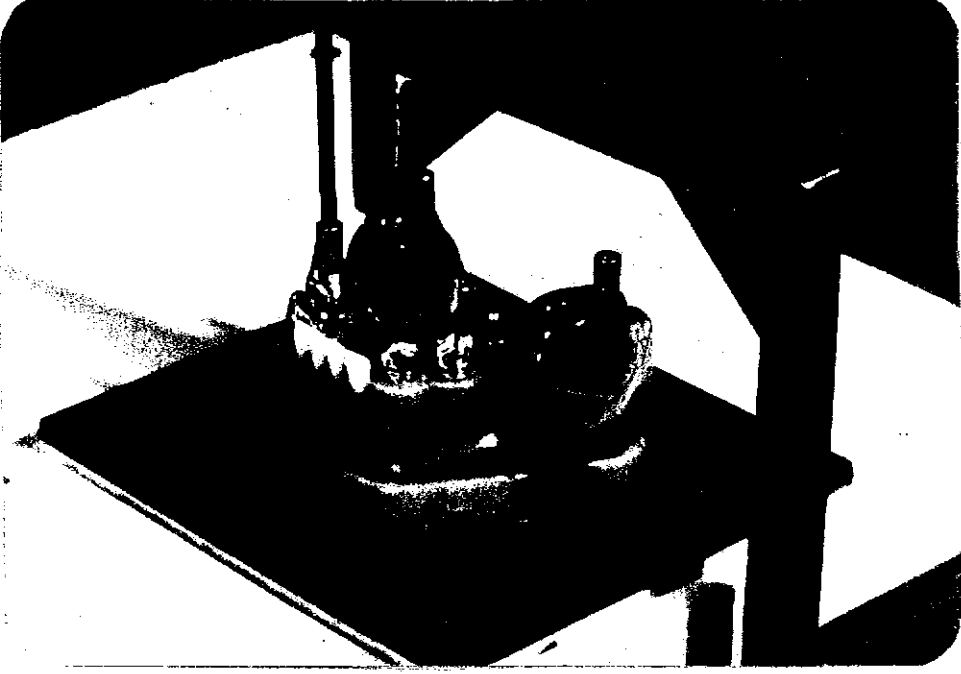
Resim 12 : Vertikal, mezio-distal ve bukkolingual yöndeki hareketlerin, K6 cihazı ekranındaki görüntüsü.

Lateral deviasyon miktarı (bukkolingual hareket) çift yönlü olarak kayıt edildiğinde, her iki yöne de olan hareket miktarları toplanarak, toplam bukkolingual hareket olarak değerlendirilmiştir.

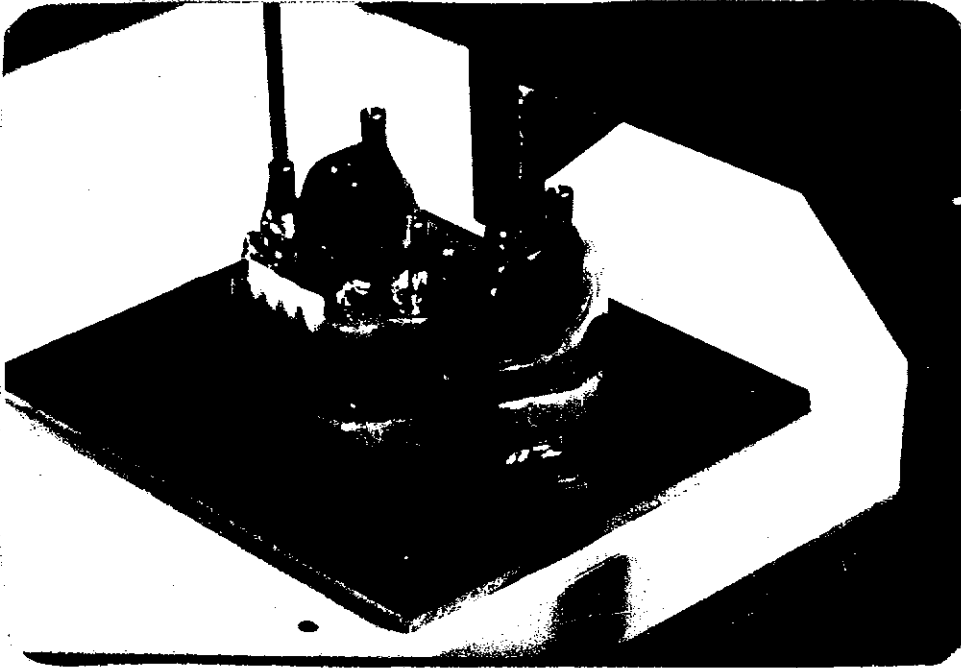
Cihazdaki kalibrasyonun doğruluğu deneylerden önce ve sonra değerlendirilmiş ve 0.1 mm olarak bulunmuştur.

YÜKLEME SİSTEMİ

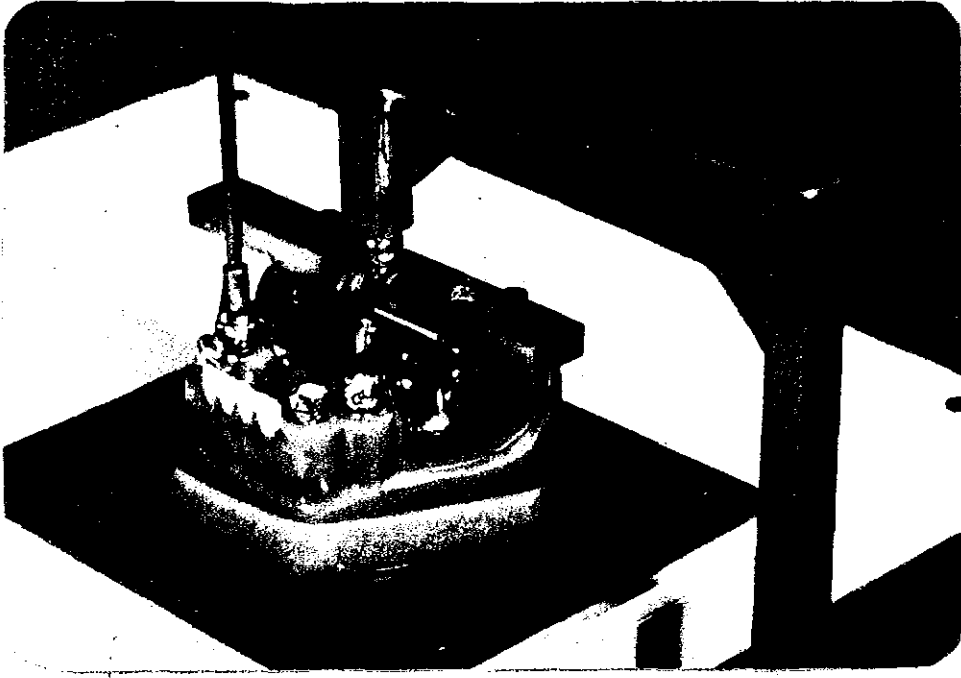
Kaide plağına vertikal yöndeki yüklemeler, tek ve çift taraflı olarak uygulanmıştır. Tek taraflı yüklemelerde, yükleme yapılan ve yapılmayan bölgelerdeki dayanak diş hareketleri değerlendirilmiştir. Yüklemeler en distaldeki dayanak diş olan birinci küçükazının 18 mm distalinden uygulanmıştır (Resim 13, 14). Çift taraflı yüklemelerde ise her iki taraftaki kaide plağı üzerine oturan ve yükün tam ortadan uygulanabileceği, pirinçten yapılmış yardımcı bir parça kullanılmıştır (Resim 15).



Resim 13 : Dayanak diş tarafından yapılan yükleme.



Resim 14 : Dayanak dişin karşıt tarafından yapılan yükleme.

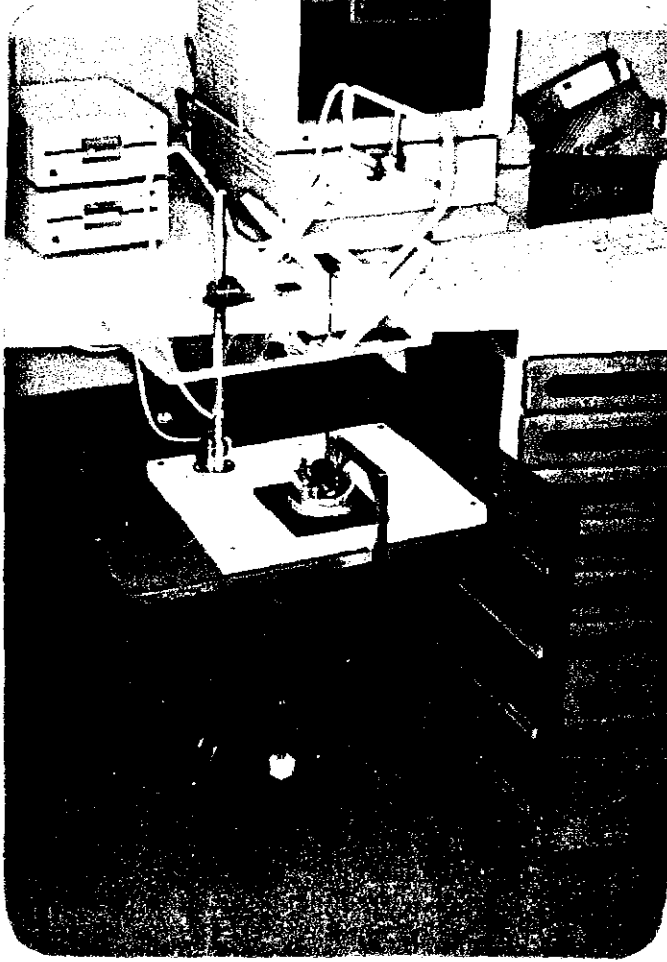


Resim 15 : Çift taraflı yükleme.

Yüklemeleri, vertikal yönde yapabilmek için, 750 gr ağırlığında bir aperey ve bu apereyin dengesini sağlayabilmek için de 500 gr ağırlığında bir dengeleyici parça hazırlandı. Dikey yüklemeler, toplamı 1.25 kg olan bu unite ile yapılmıştır.

Deneylerde, yüklemeler, yükleme apereyinin ağırlığıyla beraber 5.25 kg ve 10.25 kg olmak üzere iki farklı ağırlık uygulanarak gerçekleştirilmiştir (Resim 16). Uygulanan kuvvetler 51.5 N ve 100.5 N olup, her yükleme beşer kez tekrarlanmıştır. Tüm yüklemeler aynı kişi tarafından yapılmıştır.

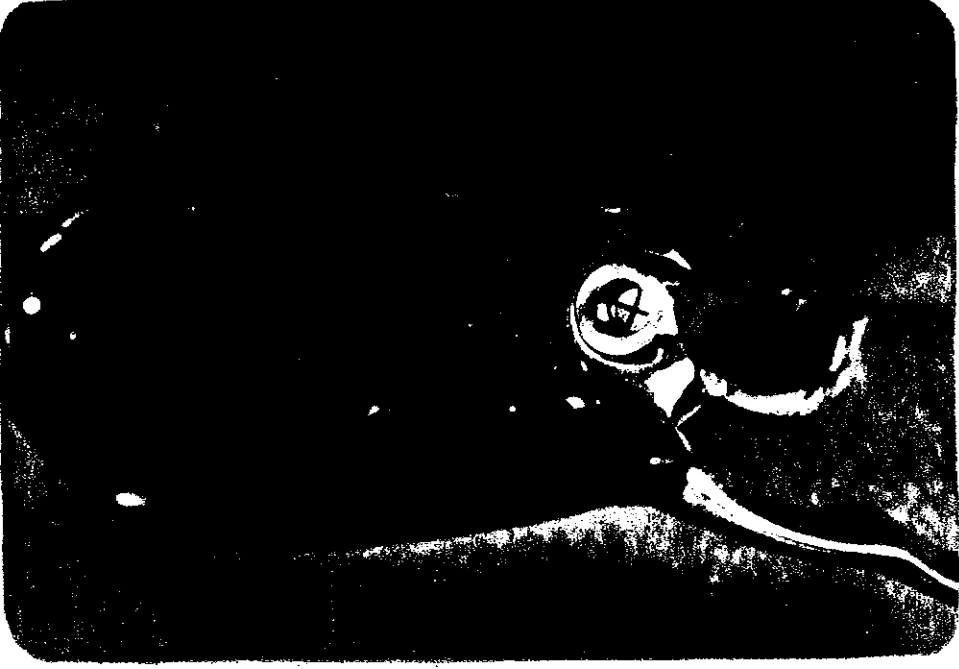
Deney modelinde periodonsiyum ve mukozayı temsil eden silikon esaslı ölçü maddesi ile yaptığımız ön çalışmada, materyalin 10.25 kg yükleme sonrasında, orijinal boyutlarına dönme süresi 2-2.5 dakika olarak bulunmuştur. Bu nedenle, iki yükleme arasında 3 dakikalık ara verilmiştir.



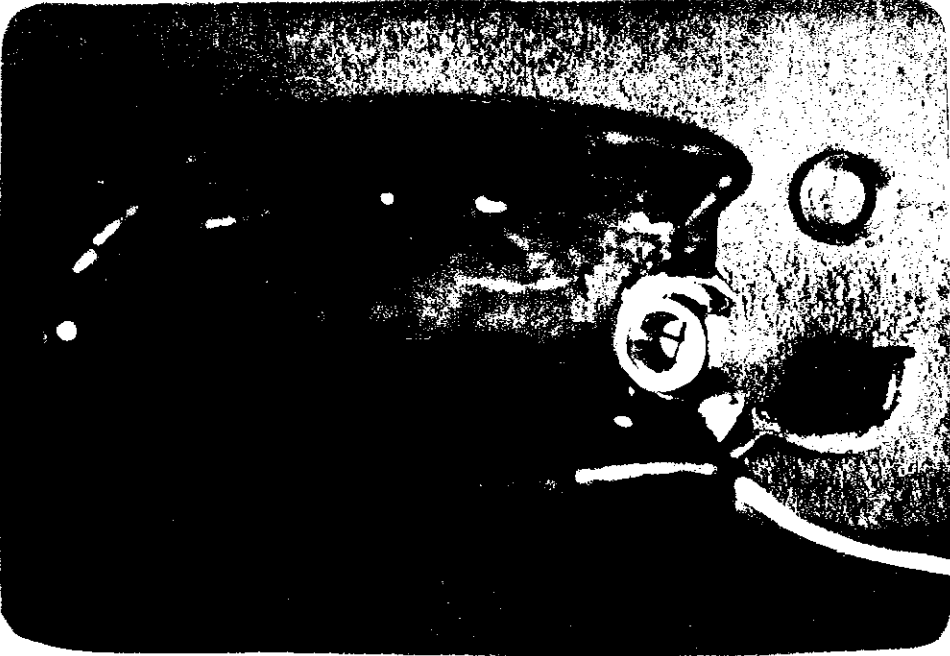
Resim 16 : MKG-K6, model ve tüm yükleme sistemi birarada görülmekte.

Alt HBP'in rijit ve rezilientli olarak hazırlanması :

Sisteme önce rezilientli erkek ünite, 0.3 mm kalınlığındaki ara halkası ile beraber Duralay ile tutturuldu. 0.3 mm kalınlığındaki halka çıkartılmadığı sürece hassas tutucu rijit olarak fonksiyon gördüğünden, ilk grup yüklemeler bu şekilde yapıldı (Resim 17). Daha sonra bu halka çıkartıldı, hassas tutucu rezilientli şekle dönüştürüldü ve yüklemelere devam edildi (Resim 18).

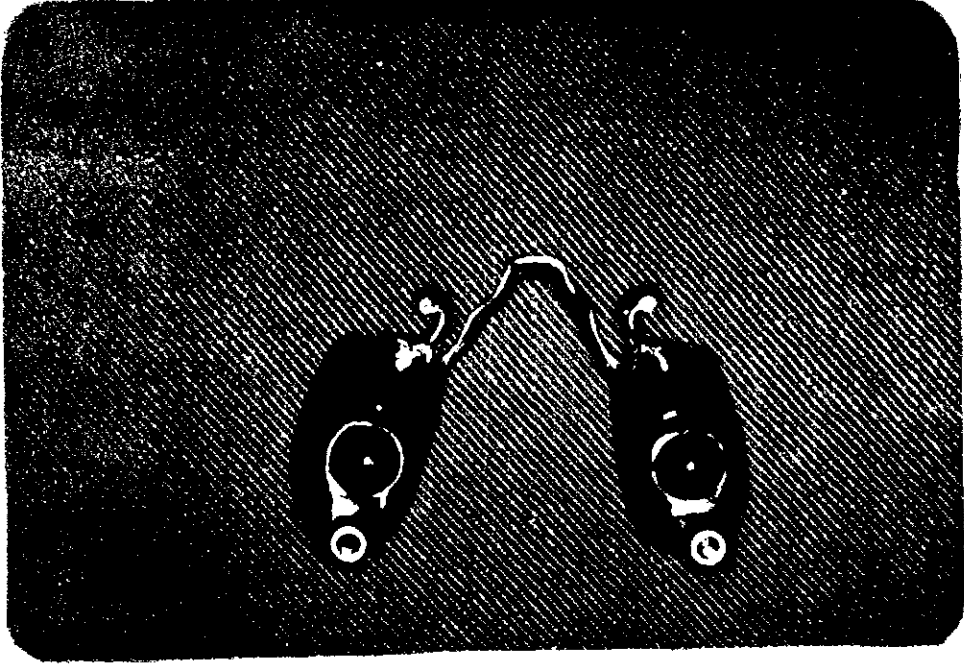


Resim 17 : Kaide plağı, karşılayıcı kol, mezial tırnak ve tutucu (rijit) görülmekte.

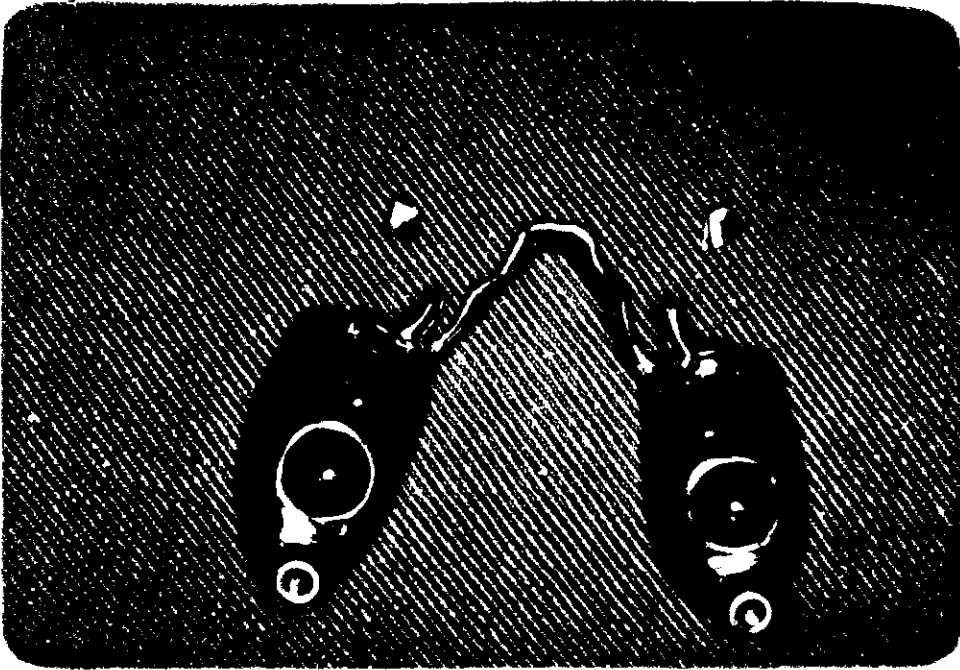


Resim 18 : 0.3 mm kalınlığındaki halka çıkartılıp, tutucu reziliensli hale getirildikten sonra.

Bu iki grup yükleme tamamlandıktan sonra, destek dişe gelen mezial tırnak, karşılayıcı kolun meziale dönen parçası ile beraber kesildi ve önceki yüklemeler, mezial tırnak olmaksızın, rijit ve rezilientli hassas tutucu ile tekrarlandı (Resim 19, 20).



Resim 19 : Karşılıklı kol ve mezial tırnaklı HBP.



Resim 20 : HBP'in mezial tırnakları kesildikten sonra.

B U L G U L A R

Araştırmamızda, mezial tırnaklar varken ve kesildikten sonra, yapılan 5.25 ve 10.5 kg lık yüklemelerde, rijit ve rezilientli tutucuların distal dayanak dişlerde yol açtıkları hareketlerin yön ve miktarları Tablo 1,2,3 ve 4'te gösterilmiştir.

Ölçümlerden sağlanan sayısal veriler, Hacettepe Üniversitesi Biyo-istatistik Bilim Dalı'nda, bilgisayar[†] ile non parametrik bir istatistik yöntemi olan Mann-Whitney U testi uygulanarak değerlendirilmiş, grupların ortalama ve standart sapma istatistikleri bulunmuş ve karşılaştırmalar Tablo 5-20 de gösterilmiştir.

Tablolardaki kısaltmalar :

- A- Mezial tırnak ile.
- B- Mezial tırnak kesildikten sonra.
- D- Yüklemenin yapıldığı taraf.
- E- Yüklemenin yapılmadığı taraf.
- F- Çift taraflı yükleme.
- I- Rijit tutucu.
- II- Rezilientli tutucu.

† Laser 310 Color Computer, Seri No: V102665-Hong Kong.

- X - Vertikal yöndeki hareket.
- Y - Mezio-distal yöndeki hareket.
- Z - Bukko-Lingual yöndeki hareket.

Ap. - Apikal yöndeki hareket.

Ok. - Okluzal " " .

Dis.- Distal " " .

Mez.- Mezial " " .

Buk.- Bukkal " " .

Lin.- Lingual " " .

1 - 5.25 kg lık yükleme.

2 - 10.25 kg lık yükleme.

Tablo 1 : Mezial tırnak ve rijit tutucu ile meydana gelen dayanak diş hareketleri (mm)

		Vertikal (X)		Mezio-Distal (Y)		Bukko-Lingual (Z)	
		Ort. ± SD	Yön	Ort. ± SD	Yön	Ort. ± SD	Yön
AD I	5.25 kg	0.1 ± 0.0	Ap.	0.82 ± 0.044	Dis.	0.46 ± 0.054	Buk.
	10.25 kg	0.14 ± 0.054	Ap	1.06 ± 0.054	Dis.	0.58 ± 0.083	Buk.
AE I	5.25 kg	0.04 ± 0.054	Ok.	0.22 ± 0.044	Mez.	0.38 ± 0.109	Lin.
	10.25 kg	0.1 ± 0.044	Ok.	0.26 ± 0.054	Mez.	0.42 ± 0.044	Lin.
AF I	5.25 kg	0.1 ± 0.0	Ap.	0.66 ± 0.044	Dis.	0.34 ± 0.054	Buk.
	10.25 kg	0.1 ± 0.0	Ap.	0.78 ± 0.054	Dis.	0.42 ± 0.044	Buk.

Tablo 2 : Mezial tırnak ve rezilientli tutucu ile meydana gelen dayanak diş hareketleri (mm).

		Vertikal (X)		Mezio-Distal (Y)		Bukko-Lingual (Z)	
		Ort. ± SD	Yön	Ort. ± SD	Yön	Ort. ± SD	Yön
AD II	5.25 kg	0.12 ± 0.044	Ap.	0.6 ± 0.0	Dis.	0.38 ± 0.044	Buk.
	10.25 kg	0.18 ± 0.044	Ap.	0.78 ± 0.044	Dis.	0.48 ± 0.109	Buk.
AE II	5.25 kg	0.08 ± 0.044	Ok.	0.26 ± 0.054	Mez.	0.4 ± 0.0	Lin.
	10.25 kg	0.1 ± 0.0	Ok.	0.3 ± 0.070	Mez.	0.42 ± 0.044	Lin.
AF II	5.25 kg	0.12 ± 0.044	Ap.	0.58 ± 0.044	Dis.	0.42 ± 0.044	Buk.
	10.25 kg	0.14 ± 0.054	Ap.	0.66 ± 0.054	Dis.	0.46 ± 0.054	Buk.

Tablo 3 : Mezial tırnak kesildikten sonra rijit tutucu ile meydana gelen dayanak diş hareketleri (mm).

		Vertikal (X)		Mezio-Distal (Y)		Bukko-Lingual (Z)	
		Ort. \pm SD	Yön	Ort. \pm SD	Yön	Ort. \pm SD	Yön
3D I	5.25 kg	0.1 \pm 0.0	Ap.	0.84 \pm 0.054	Dis.	0.32 \pm 0.044	Lin.
	10.25 kg	0.12 \pm 0.044	Ap.	1.04 \pm 0.054	Dis.	0.36 \pm 0.089	Lin.
3E I	5.25 kg	0.0 \pm 0.0	-	0.12 \pm 0.044	Mez.	0.36 \pm 0.089	Lin.
	10.25 kg	0.02 \pm 0.044	-	0.22 \pm 0.044	Mez.	0.4 \pm 0.070	Lin.
3F I	5.25 kg	0.1 \pm 0.0	Ap.	0.7 \pm 0.070	Dis.	0.42 \pm 0.044	Lin.
	10.25 kg	0.12 \pm 0.044	Ap.	0.84 \pm 0.054	Dis.	0.42 \pm 0.083	Lin.

Tablo 4 : Mezial tırnak kesildikten sonra rezilientli tutucu ile meydana gelen dayanak diş hareketleri (mm).

		Vertikal (X)		Mezio-Distal (Y)		Bukko-Lingual (Z)	
		Ort. \pm SD	Yön	Ort. \pm SD	Yön	Ort. \pm SD	Yön
3D II	5.25 kg	0.04 \pm 0.054	Ap.	0.34 \pm 0.054	Dis.	0.44 \pm 0.054	Lin.
	10.25 kg	0.01 \pm 0.0	Ap.	0.4 \pm 0.070	Dis.	0.56 \pm 0.054	Lin.
3E II	5.25 kg	0.08 \pm 0.044	Ok.	0.1 \pm 0.0	Mez.	0.28 \pm 0.044	Lin.
	10.25 kg	0.08 \pm 0.044	Ok.	0.24 \pm 0.054	Mez.	0.34 \pm 0.054	Lin.
3F II	5.25 kg	0.1 \pm 0.0	Ap.	0.3 \pm 0.0	Dis.	0.44 \pm 0.054	Lin.
	10.25 kg	0.08 \pm 0.044	Ap.	0.28 \pm 0.044	Dis.	0.48 \pm 0.044	Lin.

Vertikal Hareket	U	P
ADIX1 - ADIIX1	15	p > 0.05
ADIX2 - ADIIX2	17.5	p > 0.05
AEIX1 - AEIIX1	17.5	p > 0.05
AEIX2 - AEIIX2	20	p > 0.05
AFIX1 - AFIIX1	15	p > 0.05
AFIX2 - AFIIX2	17.5	p > 0.05

Tablo 5

Mesio-Dis. Hareket	U	P
ADIIY1 - ADIYY1	25	p < 0.05
ADIIY2 - ADIYY2	25	p < 0.05
AEIYY1 - AEIYY1	17.5	p > 0.05
AEIYY2 - AEIYY2	18.5	p > 0.05
AFIYY1 - AFIYY1	23	p < 0.05
AFIYY2 - AFIYY2	22	p < 0.05

Tablo 6

Bukko-Lin. Hareket	U	P
ADIZ1 - ADIIZ1	21	p < 0.05
ADIZ2 - ADIIZ2	19	p > 0.05
AEIZ1 - AEIIZ1	12.5	p > 0.05
AEIZ2 - AEIIZ2	12.5	p > 0.05
AFIZ1 - AFIIZ1	20	p > 0.05
AFIZ2 - AFIIZ2	17.5	p > 0.05

Tablo 7

Tablo 5-6-7 : Mezial tırnaklar varken 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemelerde, rijit ve rezili-entli tutucuların, dayanak diş-lerde üç yönde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel kar-sılaştırılması (Tablo U= 21, n=5).

Vertikal Hareket	U	P
BDIX1 - BDIIIX1	20	p > 0.05
BDIX2 - BDIIIX2	15	p > 0.05
BEIX1 - BEIIX1	22.5	p < 0.05
BEIX2 - BEIIX2	20	p > 0.05
BFIX1 - BFIIIX1	-	p > 0.05
BFIX2 - BFIIIX2	17	p > 0.05

Tablo 8

Mesio-Dis. Hareket	U	P
BDIY1 - BDIIY1	25	p < 0.05
BDIY2 - BDIIY2	25	p < 0.05
BEIY1 - BEIIY1	15	p > 0.05
BEIY2 - BEIIY2	15	p > 0.05
BFIY1 - BFIIY1	25	p < 0.05
BFIY2 - BFIIY2	25	p < 0.05

Tablo 9

Bukko-Lin. Hareket	U	P
BDIZ1 - BDIIZ1	22	p < 0.05
BDIZ2 - BDIIZ2	25	p < 0.05
BEIZ1 - BEIIZ1	19	p > 0.05
BEIZ2 - BEIIZ2	18.5	p > 0.05
BFIZ1 - BFIIZ1	15	p > 0.05
BFIZ2 - BFIIZ2	18	p > 0.05

Tablo 10

Tablo 8-9-10 : Mezial tırnaklar kesildikten sonra 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemelerde, rijit ve rezilientli tutucuların, dayanak dişlerde üç yönde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel karşılaştırması (Tablo U=21, n=5).

Vertikal Hareket	U	P
ADIX1 - BDIX1	-	p > 0.05
ADIX2 - BDIX2	15	p > 0.05
AEIX1 - BEIX1	17.5	p > 0.05
AEIX2 - BEIX2	15	p > 0.05
AFIX1 - BFIX1	17.5	p > 0.05
AFIX2 - BFIX2	15	p > 0.05

Tablo 11

Mezio-Dis. Hareket	U	P
ADIIY1 - BDIY1	15	p > 0.05
ADIIY2 - BDIY2	15	p > 0.05
AEIIY1 - BEIY1	23	p < 0.05
AEIIY2 - BEIY2	15	p > 0.05
AFIIY1 - BFIY1	14.5	p > 0.05
AFIIY2 - BFIY2	19	p > 0.05

Tablo 12

Bukko-Lin. Hareket	U	P
ADIZ1 - BDIZ1	23	p < 0.05
ADIZ2 - BDIZ2	24	p < 0.05
AEIZ1 - BEIZ1	15	p > 0.05
AEIZ2 - BEIZ2	14.5	p > 0.05
AFIZ1 - BEIZ1	21	p < 0.05
AFIZ2 - BEIZ2	13	p > 0.05

Tablo 13

Tablo 11-12-13 : Rijit tutucu ile yapılan 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemelerde, mezial tırnaklı ve tırnaksız planlamaların, dayanak dişlerde üç yönde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel karşılaştırılması (Tablo U=21, n=5).

Vertikal Hareket	U	P
ADIIIX1 - BDIIIX1	21	$p < 0.05$
ADIIIX2 - BDIIIX2	22.5	$p < 0.05$
AEIIIX1 - BEIIIX1	15	$p > 0.05$
AEIIIX2 - BEIIIX2	15	$p > 0.05$
AFIIIX1 - BFIIIX1	15	$p > 0.05$
AFIIIX2 - BFXXX2	19	$p > 0.05$

Tablo 14

Mezio-Dis. Hareket	U	P
ADIIY1 - BDIIY1	25	$p < 0.05$
ADIIY2 - BDIIY2	25	$p < 0.05$
AEIIY1 - BEIIY1	25	$p < 0.05$
AEIIY2 - BEIIY2	25	$p < 0.05$
AFIIY1 - BFIIY1	25	$p < 0.05$
AFIIY2 - BFIIY2	25	$p < 0.05$

Tablo 15

Bukko-Lin. Hareket	U	P
ADIIZ1 - BDIIZ1	19	$p > 0.05$
ADIIZ2 - BDIIZ2	18	$p > 0.05$
AEIIZ1 - BEIIZ1	25	$p < 0.05$
AEIIZ2 - BEIIZ2	21	$p < 0.05$
AFIIZ1 - BFIIZ1	15	$p > 0.05$
AFIIZ2 - BFIIZ2	15	$p > 0.05$

Tablo 14-15-16: Rezilientli tutucu ile yapılan 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemelerde, mezial tırnaklı ve tırnaksız planlamaların, dayanak dişlerde üç yönde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel karşılaştırılması (Tablo U=21, n=5).

Rijit Tutucu	U	P
ADIX1 - AFIX1	17.5	$p > 0.05$
ADIX2 - AFIX2	17.5	$p > 0.05$
ADIIY1 - AFIIY1	25	$p < 0.05$
ADIIY2 - AFIIY2	25	$p < 0.05$
ADIZ1 - AFIZ1	23	$p < 0.05$
ADIZ2 - AFIZ2	24	$p < 0.05$

Tablo 17

Rezilientli Tutucu	U	P
ADIIX1 - AFIIIX1	12.5	$p > 0.05$
ADIIX2 - AFIIIX2	20	$p > 0.05$
ADIIY1 - AFIIY1	15	$p > 0.05$
ADIIY2 - AFIIY2	23.5	$p < 0.05$
ADIIZ1 - AFIIZ1	17	$p > 0.05$
ADIIZ2 - AFIIZ2	13	$p > 0.05$

Tablo 18

Tablo 17-18 : Mezial tırnak varken 5.25 kg ve 10.25 kg lık tek ve çift taraflı yüklemelerde, rijit ve rezilientli tutucuların,dayanak dişlerde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel karşılaştırılması (Tablo U=21, n=5).

Rijit Tutucu	U	P
BDIX1 - BFIX1	-	$p > 0.05$
BDIX2 - BFIX2	17	$p > 0.05$
BDIY1 - BFIY1	23.5	$p < 0.05$
BDIY2 - BFIY2	25	$p < 0.05$
BDIZ1 - BFIZ1	21	$p < 0.05$
BDIZ2 - BFIZ2	17.5	$p > 0.05$

Tablo 19

Reziliantli Tutucu	U	P
BDIIX1 - BFIIIX1	20	$p > 0.05$
BDIIX2 - BFIIIX2	17	$p > 0.05$
BDIYY1 - BFIIYY1	17.5	$p > 0.05$
BDIYY2 - BFIIYY2	23	$p < 0.05$
BDIIZ1 - BFIIIZ1	12.5	$p > 0.05$
BDIIZ2 - BFIIIZ2	21	$p < 0.05$

Tablo 20

Tablo 19-20 : Mezial tırnaklar kesildikten sonra 5.25 kg ve 10.25 kg lık tek ve çift taraflı yüklemelerde, rijit ve reziliantli tutucuların, dayanak dişlerde yol açtıkları hareketlerin istatistiksel karşılaştırması (Tablo U=21, n=5).

T A R T I Ş M A

Birçok değişik nedenlerden etkilenecek oluşabilen diş ve doku hareketleri, literatürde hem in vivo, hem de in vitro olarak saptanmaya çalışılmıştır (76).

In vivo çalışmayı tercih eden araştırmacılar, ağız içinde yapılan bazı düzenekler yardımıyla, çeşitli şartlarda oluşan diş ve protez hareketlerini kayıt etmişlerdir (12,19,22,34,77,78).

Literatürde çoğunluğu teşkil eden in vitro çalışmalar, genellikle araştırılan parametrelerin ışığında hazırlanan modeller üzerinde, farklı ölçüm teknikleriyle yapılmıştır (9,21,30,31,38,46,48,51-54,67,70,71,79-81,83).

Çalışmamızda, dayanak diş hareketlerinin 3 boyutlu ölçümleri, hazırladığımız model üzerinde MKG (K6) cihazı kullanılarak yapıldı.

Testleri in vitro olarak yapmayı tercih ettiğimiz nedeni :

In vivo olarak yapılan geçerli herhangi bir araştırma, aynı ağız ortamı ve aynı şartlar altında destek diş veya dişler ve mukozada tekrarlanmalıdır. Ancak,

1-) Periodontal dokuların histolojik yapıları,

2-) Dişlerin köklerini çevreleyen kemiğin yapısı, kalınlığı ve yüksekliği,

3-) Köklerin uzunluk ve şekilleri, her hastada hatta aynı hastada dahi farklılık gösterebilir.

Yukardaki nedenlerden dolayı dişlerin hareketi de farklı olacaktır. Kaldı ki, aynı hastanın destek dişlerinde dahi günün belli saatlerinde, genel sağlık durumuna ve okluzal travma sonucu destek dokularda oluşan fizikokimyasal değişikliklere bağlı olarak, birçok farklılıklar olabilir.

Bu değişkenlikler ve deneylerin karşılaştırmalı ölçümlere dayanması kuralı nedeni ile testlerin laboratuvar şartlarında yapılmasının, daha pratik ve gerçekçi bir yaklaşım olacağı düşünülmüştür (83).

Serbest sonlanan HBP'lerde rijit veya stress kırıcı planlamaların uygulanması, uzun yıllardan beri literatürde tartışılmaktadır.

Nairn (1966), stress kırıcı planlamalarda çok dikkatli olunması gerektiğini, protez plağı hareketlerinin tamamıyla serbest kalmasının, kretlerin aşırı rezorbsiyonu ile sonuçlanabileceğini belirtmiştir (23).

Mc Gee (1949), diş-doku destekli protezlerde dengeli kuvvet dağılımı oluşturacağına inandığından, vakaya uygun stress kırıcı tasarımların uygulanması gerektiğini savunmuştur (4).

Hindels (1952), stress kırıcı planlamaların dayanak dişte oluşan tork kuvvetini azalttığını, ancak tüm yük alveolar kretteki bir bölgede yoğunlaştığından, kemikte rezorbsiyon, mukozada ise enflamasyon meydana geldiğini bildirmiştir (65).

Yine Hindels (1957), planlanacak tutucunun, vertikal yönde protez plağının hareketine izin verecek tipte olmasını önermiştir (26).

White (1978), "overdenture" larda yaptığı fotoelastik stress analizinde, vertikal harekete izin veren stress kırıcıların, dayanak dişlere

gelen stress'i azalttığını, krette ise aşırı stress oluşturmadığını saptamıştır (84).

Preiskel (1984), dayanak dişlerin sağlıklı olmadığı serbest sonlanan bazı vakalarda, protez plağı ile destek dişler arasında az bir harekette izin verilebileceğini, diğer durumlarda ise rijit bağlantıların uygulanması gerektiğini bildirmiştir. Yazar, hiç bir planlamanın tam olarak rijit olamayacağını, materyal özelliklerine göre yükleme sırasında belli oranda harekete izin vereceğini iddia etmiştir (27).

Bickley (1969), özellikle kemik desteğini kaybetmiş periodontal sorunlu dişlerde stress kırıcı sistemlerin kullanılması gerektiğini vurgulamış ve uyguladığı stress kırıcı tekniği ile dayanak dişlerin ömürlerinin uzadığını öne sürmüştür (85).

Goodman (1963), serbest sonlanan vakalarda, dayanak dişlere gelen yükün azaltılması gerektiğini belirtmiş ve hazırladığı iki tip hassas tutucu ile dişlere gelen tork kuvvetinin azaltıldığını bildirmiştir (60).

Kennedy (1940), dayanak dişlerin sayısı azaldığında, tutucular ile kaide plağı arasına stress kırıcı görevi yapacak parçaların uygulanması gerektiğini savunmuştur (42).

Kotowicz ve arkadaşları (1973), dayanak diş ve yumuşak dokuların farklı oranlarda hareket etmelerinden dolayı, rijit planlamanın serbest sonlanan vakalarda uygun olmadığını iddia etmişlerdir (86).

Sossamon (1984), dayanak dişlerin sağlıklı olduğu vakalarda, yükün öncelikle dişler tarafından taşınması gerektiğini ve bu şekilde yapılan planlamalarda protez hareketi azaldığından çiğneme etkinliğinin de

arttığını, dolayısıyla hastanın daha rahat ettiğini bildirmiştir. Protezlerin öncelikle rijit olarak düşünülmesi gerektiğini bildiren araştırmacı, son kararın klinik ve radyolojik muayeneden sonra verilmesi gerektiğini savunmaktadır (40).

Farah ve arkadaşları (1979), serbest sonlanan bir vakada uyguladıkları protezde yaptıkları değerlendirmelerde, tek taraflı yüklemelerde protez diş destekli olduğunda, doku ve diş-doku destekli haline göre daha fazla stress oluşturduğu bulunmuştur (20).

Kaires (1956) ve Mc Gregor ve arkadaşları (1980), yaptıkları araştırmalarda rijit planlamaların, esnek olanlara göre daha uygun kuvvet iletimi sağladığını bildirmişlerdir (22,87).

Monteith (1984), farklı yapılardan destek alınan Kennedy I vakalarında, uygulanması gereken yöntemlerden birinin de stress kırıcı kullanmak olduğunu bildirmiştir (6,7).

Schuyler (1953), hassas tutucu uygulamalarında, dayanak diş hareketlerinde azalma meydana geldiğini iddia etmiştir (88).

Biz de araştırmamızda, rijit ve rezilientli kron dışı hassas tutucu uyguladık ve mezial tırnak ile beraber, bu parametrelerin dayanak diş hareketlerine etkilerini değerlendirdik.

Önce mezial tırnak ve rijit tutucu, sonra da mezial tırnak ve rezilientli tutucu ile 5.25 kg ve 10.25 kg lık, dayanak diş tarafı, karşı taraf ve çift taraflı vertikal yüklemeler yapıldı (Tablo 1,2).

Daha sonra mezial tırnak kesildi ve yine rijit ve rezilientli

şartlarda yüklemeler tekrarlanarak vertikal, mezio-distal ve bucco-lingual yöndeki dayanak diş hareketlerinin ölçümleri yapıldı (Tablo 3,4).

Mezial tırnaklar varken rijit ve rezilientli tutucuların dayanak diş hareketlerine etkilerini değerlendirdiğimizde;

Üç farklı bölgeden yapılan 5.25 kg ve -10.25 kg lık yüklemelerde, dayanak dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki hareketler arasında, istatistiksel olarak önemli bir farka rastlanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 5).

Rezilientli tutucu kullanıldığında, mezio-distal yöndeki dayanak diş hareketleri, dayanak diş tarafı ve çift taraflı yüklemelerde önemli ölçüde azalmıştır ($p < 0.05$). Karşıt taraftan yapılan yüklemelerde ise rezilientli tutucu kullanıldığında, dayanak diş hareketlerinde meydana gelen artmanın önemsiz ($p > 0.05$) olduğu bulunmuştur (Tablo 6).

Rezilientli tutucu kullanıldığında ve 5.25 kg lık yüklemelerde, yüklenen taraftaki dayanak dişin bucco-lingual hareketinde, istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) oranda azalma tespit edilmiştir. Diğer yüklemelerde ise hareket miktarı yine azalmış ancak aradaki farklar önemsiz ($p > 0.05$) bulunmuştur (Tablo 7).

Mezial tırnak kesildikten sonra, rijit ve rezilientli tutucuların dayanak diş hareketlerine etkilerini değerlendirdiğimizde;

Rezilientli tutucu kullanıldığında, dayanak diş tarafından ve çift taraflı yüklemelerde, dayanak dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki hareket miktarı azalmasına rağmen, rijit tutucu ile aradaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuş ($p > 0.05$), karşıt taraftan yapılan 5.25 kg lık yüklemelerde ise önemli ($p < 0.05$) artışlar saptanmıştır (Tablo 8).

Rezilientli tutucu kullanıldığında, dayanak diş tarafı ve çift taraflı yüklemelerde, dayanak dişin mezio-distal hareket miktarında istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) azalmalar saptanmıştır. Karşıt taraf yüklemesinde ise bu yöndeki hareket miktarının azalmasına rağmen, farklar istatistiksel olarak önemsizdir ($p > 0.05$) (Tablo 9).

Rezilientli tutucu kullanıldığında, dayanak diş tarafı yüklemesinde, dayanak dişte, mezio-distal yöndeki hareket artışı istatistiksel olarak önemli bulunmuş ($p < 0.05$), karşıt taraf ve çift taraflı yüklemelerde ise hareket miktarlarındaki artış istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$) bulunmuştur (Tablo 10).

Mezial tırnaklar varken ve kesildikten sonra rijit tutucu ile meydana gelen hareketlerin karşılaştırılması :

Tırnaklar kesildikten sonra, tüm yüklemelerde, dayanak dişlerin vertikal yöndeki hareketlerinde istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$) azalmalar gözlenmiştir (Tablo 11).

Tırnaklar kesildikten sonra, dayanak diş tarafından yapılan yüklemelerde, dayanak dişlerde mezio-distal yönde oluşan hareketlerde bulunan azalma istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$), karşı taraftan 5.25 kg lık yüklemelerde oluşan azalma önemli ($p < 0.05$), 10.25 kg lık yüklemelerdeki azalma önemsiz ($p > 0.05$) bulunmuştur. Çift taraflı yüklemelerde ise dayanak diş hareketlerinde istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$) bir artış meydana gelmiştir (Tablo 12).

Tırnaklar kesildikten sonra 5.25 kg ve 10.25 kg lık dayanak diş tarafı yüklemelerinde dayanak dişin bukkolingual yöndeki hareketlerinde

istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$), karşıt taraf yüklemelerinde ise önemsiz ($p > 0.05$) azalmalar, çift taraflı 5.25 kg lık yüklemelerde istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) artma, 10.25 kg lık yüklemelerde ise istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$) azalmalar gözlenmiştir (Tablo 13).

Mezial tırnak varken ve yokken, rezilientli tutucu ile meydana gelen hareketlerin karşılaştırılmasında ise;

Mezial tırnaklar kesildikten sonra, 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemelerde, yükleme yapılan taraftaki dayanak dişin vertikal yönde oluşan hareketlerindeki azalmanın istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$), karşıt taraf ve çift taraflı yüklemelerde ise hareketlerdeki azalmanın istatistiksel olarak önemsiz olduğu ($p > 0.05$) bulunmuştur (Tablo 14).

Mezial tırnaklar kesildikten sonra, 5.25 kg ve 10.25 kg lık kuvvetlerle ve üç bölgeden yapılan yüklemelerde dayanak dişlerde meydana gelen mezio-distal yöndeki diş hareketlerinde istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) azalmalar tespit edilmiştir (Tablo 15).

Mezial tırnaklar kesildikten sonra, yükleme yapılan taraftaki dayanak dişlerin, buko-lingual yöndeki hareketlerinde bulunan artış istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$), karşıt taraftan yapılan 5.25 kg ve 10.25 kg lık yüklemeler sonucu bulunan azalma önemli ($p < 0.05$) çift taraftan yapılan yüklemelerde meydana gelen artışlar ise istatistiksel olarak önemsiz ($p > 0.05$) bulunmuştur (Tablo 16).

Mezial tırnaklar varken ve yokken yapılan tek ve çift taraflı yüklemelerin dayanak diş hareketlerine etkileri değerlendirildiğinde, tırnaklar kesildikten sonra, vertikal yöndeki harekette yüklemelerin % 75 inde

azalma meydana gelmesine rağmen, farkların istatistiksel olarak önemli olmadığı ($p > 0.05$), mezio-distal yöndeki harekette, % 75'i istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) olmak üzere azalmalar meydana geldiği, bukko-lingual yöndeki dayanak diş hareketlerinde ise 8 farklı yüklemekten 2'sinde istatistiksel olarak önemli olmak üzere toplam 4 yüklemeye azalma, birinde eşit, ikisinde istatistiksel olarak önemli olmak üzere üçünde ise artma saptanmıştır (Tablo 17,18,19,20).

Destek diş hareket yönleri ise :

Vertikal yönde, dayanak diş tarafı ve çift taraflı tüm yüklemelerde, destek diş apikale, karşıt taraf yüklemesinde, okluzale hareket etmiştir. Yalnız, mezial tırnak olmaksızın rijit tutucu uygulandığında, 5.25 kg ve 10.25 kg lık karşıt taraf yüklemelerinde, dişte vertikal yönde hareket gözlenmemiştir.

Mezio-distal yönde, dayanak diş tarafı ve çift taraflı yüklemelerde distale, karşıt taraf yüklemelerinde ise tüm deneylerde meziale hareket gözlenmiştir.

Bukko-lingual yönde, mezial tırnak varken, dayanak diş tarafı ve çift taraflı yüklemelerde bukkale, karşıt taraf yüklemesinde linguale, mezial tırnak kesildikten sonra ise tüm yüklemelerde dayanak dişin linguale hareket ettiği saptanmıştır (Tablo 1,2,3,4).

Araştırmamızda rijit ve rezilientli tutucu kullanımının ve tutucular uygulanırken mezial tırnak yerleştirilmesinin, destek diş hareketlerinde etkili olduğunu saptadık.

Elde ettiğimiz bulgular; rijit ve rezilientli tutucuların destek

diş hareketlerini karşılaştırmış ve rezilientli tutucuların daha az hareket verdiğini bulmuş olan, Shohet (1969), Nally (1973) ve Takanshi (1972)'yi destekler şekilde olup Cecconi ve arkadaşları (1975) ile Feingold ve arkadaşlarının (1986) bulgularını desteklememektedir (8,38, 46,83,89).

Literatürde, rijit ve rezilientli tutucularda mezial tırnak kullanımının etkileri üzerine yapılan bir araştırmaya rastlamadık. Genelde serbest sonlanan vakalarda kron-dışı hassas tutucular, lingual kol ve mezial tırnak ile beraber kullanılmaktadır. Ancak araştırmamız sonucu, mezial tırnak kullanılmadığı takdirde, rezilientli tutucu uygulandığında, özellikle dişe en zararlı hareket olan mezio-distal harekette önemli ($p < 0.05$) azalmalar meydana geldiği görülmüştür. Kullandığımız rezilientli kron-dışı tutucuda, mezial tırnağın, kron içerisinde rijit bir bağlantı gibi görev yaptığını ve rezilientli sistemin tam olarak çalışmasını engellediğini düşünüyoruz.

Mezial tırnaksız rijit tutucuda da, mezial tırnaklıya göre yine diş hareketlerinde azalma gözlenmiş, ancak rezilientli tutucu kullanımında olduğu kadar önemli bulunmamıştır.

Araştırmamızda,

1-) Dayanak dış tarafı,

2-) Karşıt taraf ve

3-) Çift taraflı olmak üzere üç farklı yerden yükleme yapılmıştır.

Cecconi ve arkadaşlarının (1971), kret eğimi ve yükleme çeşitinin diş hareketlerine etkilerini inceledikleri araştırmada, bizim bulguları-

ters olarak karşıt taraf yüklemelerinde dayanak dişte daha fazla hareket tespit etmişlerdir (71).

Ancak Cecconi ve arkadaşlarının (1971, 1972) ve Taylor ve arkadaşlarının (1982), kroşe planlamalarının diş hareketlerine etkilerini inceledikleri araştırmalarda, bizi destekler şekilde, dayanak diş tarafı yüklemelerinde daha fazla diş hareketi tespit etmişlerdir (48,52,53).

Tek ve çift taraflı yaptığımız yüklemelerde, çift taraflı yüklemenin, destek diş hareketlerini azalttığını gösteren bulgularımız Cecconi ve arkadaşlarının sonuçlarını destekler şekildedir (38,62,71).

Mezio-distal yöndeki dayanak diş hareketi, yükleme tarafında ve çift taraflı yüklemelerde distale, karşıt taraf yüklemesinde ise meziale olarak bulunmuştur. Bu sonuç Bezirgan ve arkadaşlarının (1986) in vivo, Kratochvil ve arkadaşlarının (1981) ve Feingold ve arkadaşlarının (1986) in vitro araştırmalarındaki bulgularını destekler şekildedir (80,82,90). Ancak dayanak diş hareketlerini genelde meziale olarak bulmuş olan Browning ve arkadaşları (1987), Cecconi ve arkadaşları (1971), Christidou ve arkadaşları (1973), Feingold ve arkadaşları (1986), Goodkind (1973) ve Maxfield (1979)'ın bulgularına uymamaktadır (19,31,46,71,77,78).

Araştırmamızda, dayanak diş hareketleri bukko-lingual yönde; mezial tırnak varken, tek ve çift taraflı yüklemelerde bukkale, karşıt taraf yüklemesinde linguale, mezial tırnak kesildikten sonra da tüm yüklemelerde linguale çıkmıştır.

Bu bulgular, yükleme tarafında bukkal, karşıt tarafta lingual hareket bulan Cecconi (1971) ve yine yükleme tarafında bukkal hareket bulan

Goodkind'ı (1973) destekler şekilde olup, genelde linguale hareketin daha fazla olduğunu savunan Feingold (1986, 1988), Eick ve arkadaşları (1987), Browning ve arkadaşları (1987) ile Bezirgan ve arkadaşlarının (1986) bulgularını desteklememektedir (46,53,70,77,78,80,82).

Araştırmamızda, vertikal yönde ise; dayanak dişte tek ve çift taraflı yüklemelerde hareket yönü apikale, karşıt taraf yüklemelerinde okluzale olarak tespit edilmiştir.

Bu bulgular Eick ve arkadaşlarının (1987) sonuçlarını destekler şekilde olup, okluzale hareket bulmuş olan, Browning ve arkadaşlarının (1987) bulgularına uymamaktadır (70,77).

Yaptığımız araştırmada, elde ettiğimiz bulgular ışığında, çift taraflı dişsiz sonlanan alt Kennedy I vakalarında, dayanak dişler, destek doku, karşıt okluzyon ve radyolojik muayeneler sonrası, stress kırıcı bir planlama ve bu planlamada kron-dışı hassas tutucu uygulanması düşünülüyor ise, sistemin mezial tırnak içermeden, sadece lingual kol ile kullanılmasının, dayanak dişlere daha az stress iletteceğini, dolayısıyla bu dişlerin daha uzun süre kullanılabilceğini düşünmekteyiz.

S O N U Ç L A R

Örettiğimiz bir model ile laboratuvar şartlarında yaptığımız araştırmada, rijit ve rezilientli kron-dışı hassas tutucuların, alt serbest sonlanan vakalarda kullanıldığında, mezial tırnak ile veya tırnaksız olarak, diş hareketlerinde etkili olduğunu saptadık. Bu sonuçlara göre :

1-) Rezilientli tutucu uygulandığında (mezial tırnak varken ve yokken), rijit tutucuya göre dayanak dişte daha az hareket meydana gelmiştir.

2-) Çift taraflı serbest sonlanan vakamızda, rezilientli kron-dışı hassas tutucu, mezial tırnaksız, sadece lingual karşılayıcı kolu olan planlama ile uygulandığında, protez plağına uygulanan vertikal yüklemelerde, mezial tırnaklı planlamaya göre dayanak dişte daha az hareket meydana gelmiştir.

3-) Yüklemenin yapıldığı taraf dayanak dişinde, karşı taraf dayanak dişe göre daha fazla hareket meydana gelmiştir.

4-) Çift taraflı yüklemelerde, tek taraflıya göre dayanak dişte daha az hareket meydana gelmiştir.

5-) Dayanak diş, vertikal yönde, tek ve çift taraflı yüklemelerde apikale, karşıt taraf yüklemesinde okluzale hareket etmiştir. Meziö-distal yönde, tüm yüklemelerde tek ve çift taraflıda distale, karşıt taraf yüklemesinde meziale hareket etmiştir. Bukko-lingual yönde ise mezial tırnak kesilmeden önce tek ve çift taraflı yüklemelerde bukkale, karşıt taraf yüklemesinde linguale, mezial tırnak kesildikten sonra, hareket tüm yüklemelerde linguale doğru olmuştur.

Ö Z E T

Son dayanak dişleri birinci küçükazılar olan ve bu dişlerin çevresi ile kretin üzeri, silikon ölçü maddesi ile kaplı bir alt çene modeli üretilmiştir. Mezialinde tırnak yuvası, lingualinde basamak ve distalinde kron-dışı hassas tutucu olan kronlar hazırlanıp model üzerindeki birinci küçükazı dişlerine simante edilmiştir.

Daha sonra hazırlanan kron-dışı hassas tutuculu HBP, önce rijit, tutucunun ara parçası çıkartıldıktan sonra rezilientli hale getirilmiş ve mezial tırnaklı ve tırnaksız olmak üzere testler tekrarlanmıştır.

Yüklemeler vertikal ve dayanak dişin 18 mm distaline gelecek şekilde, 5.25 kg - 10.25 kg lık ağırlıklar ile,

- 1-) Dayanak dişin bulunduğu bölgeden,
- 2-) Dayanak dişin karşıt bölgesinden, ve
- 3-) Çift taraflı olmak üzere üç şekilde yapılmıştır.

Bu yüklemeler sonrası dayanak dişte, vertikal, mezio-distal ve bukkolingual yönde meydana gelen hareketler MKG (K6) cihazı ile ölçülmüştür.

Bulguların değerlendirilmesi yapılmış ve mezial tırnak ile veya tırnak olmaksızın uygulanan kron-dışı hassas tutucunun, rijit veya rezilientli olmasının, dayanak diş hareket miktarı ve yönü üzerinde etkili olduğu saptanmıştır.

K A Y N A K L A R

1. Aydınlık, E. : Kroşe Tutuculu Protezler. Dr. İbrahim Çağlayan Mezuniyet Sonrası Eğitimi ve Bilimsel Teknik Araştırma Vakfı Yayınları, No 1, s: 3-8, 1979.
2. Stewart, K.L., Rudd, K.D., Knebker, W.A. : Clinical Removable Partial Prosthodontics. The C.V. Mosby Company, St. Louis, Toronto, London, Chapter : 3, pp. 56-93, 1983.
3. Lammie, A.G., Laird, W.R.E. : Partial Dentures. Blackwell Scientific Publications, Oxford, London, Edinburgh, Boston, Palo Alto, Melbourne. Chapter: 11, pp. 289-313, 1986.
4. Mc Gee, G.F. : The Use of Stressbreakers in Tissue Borne Partial Dentures. J. Amer. Dent. Ass. 39(4): 387-392, 1949.
5. Mc Cracken, W.L. : A Comparison of Tooth-Borne and Tooth-Tissue-Borne Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 3(3): 375-381, 1953.
6. Monteith, B.D. : Management of Loading Forces on Mandibular Distal-Extension Prostheses. Part I : Evaluation of Concepts for Design. J. Prost. Dent. 52(5): 673-681, 1984.
7. Monteith, B.D. : Management of Loading Forces on Mandibular Distal Extension Prostheses. Part II : Classification for Matching Modalities to Clinical Situations. J. Prost. Dent. 52(6): 832-836, 1984.
8. Nally, J.N. : Methods of Handling Abutment Teeth in Class I Partial Dentures. J. Prost. Dent. 30(4): 561-566, 1973.

9. Parfitt, J.G. : Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an Axial Direction. J. Dent. Res. 39(3): 608-617, 1960.
10. Reitz, V.P., Caputo, A.A. : A Photoelastic Study of Stress Distribution by a Mandibular Split Major Connector. J. Prost. Dent. 54(2): 220-225, 1985.
11. Spiekermann, H. : Prosthetic and Periodontal Considerations of Free-End Removable Partial Dentures. Int. J. Periodont. Rest. Dent. 1: 48-63, 1986.
12. Tebrock, O.C., Rohen, R.M., Fenster, R.K., Pelleu, G.B. : The Effect of Various Clasp Systems on the Mobility of Abutment Teeth for Distal-Extension Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 41(5): 511-516, 1979.
13. Tomlin, H.R., Wilson, H.J. : The Measurement of Thickness and Hardness of Oral Soft Tissues. Brit. Dent. J. 2: 22-27, 1968.
14. Levin, B. : Stressbreakers : A Practical Approach. Dent. Clin. North Ame. 23(1): 77-86, 1979.
15. Mensor, C.M. : The Rationale of Resilient Hinge-Action Stressbreakers. J. Prost. Dent. 20(3): 204-215, 1968.
16. Mühlemann, H.R. : Tooth Mobility. The Measuring Method, Initial and Secondary Tooth Mobility. J. Periodont. 25: 22-29, 1954.
17. Fisher, L.R. : Factors That Influence the Base Stability of Mandibular Distal-Extension Removable Partial Dentures : A Longitudinal Study. J. Prost. Dent. 50(2): 167-171, 1983.
18. Kydd, L.W., Daly, C.H. : The Biologic and Mechanical Effects of Stress on Oral Mucosa. J. Prost. Dent. 43(3): 317-329, 1982.

19. Maxfield, Nicholls, Smith, D.E. : Forces Transmitted to Abutment Teeth by Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 41(2): 134-142, 1979.
20. Farah, J.W., Mac Gregor, A.R., Miller, T.P.G. : Stress Analysis of Disjunct Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 42(3): 271-275, 1979.
21. Henderson, D., Seward, T.E. : Design and Force Distribution with Removable Partial Dentures : A Progress Report. J. Prost. Dent. 17(4): 350-364, 1967.
22. Kaires, A.K. : Partial Denture Design and Its Relation to Force Distribution and Masticatory Performance. J. Prost.Dent. 6(5): 672-683, 1956.
23. Nairn, R.I. : The Problem of Free-End Denture Bases. J. Prost. Dent. 16(3): 522-532, 1966.
24. Neill, D.J. : The Problem of the Lower Free-End Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 8(4): 623-634, 1958.
25. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J., Caputo, A.A. : Evaluation of Photoelastic Stress Patterns Produced by Various Designs of Bilateral Distal-Extension Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 38(3): 261-273, 1977.
26. Hindels, G.W. : Stress Analysis in Distal Extension Partial Dentures. J. Prost. Dent. 7(2): 197-205, 1957.
27. Preiskel, H.W. : Precision Attachments in Prosthodontics : The Applications of Intracoronal and Extracoronal Attachments. Volume 4. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, London, Berlin, Rio de Janerio and Tokyo, Chapter: 4, pp. 95-111, 1984.

28. Pezzoli, M., Rosetto, M., Calderale, P.M. : Evaluation of Load Transmission by Distal-Extension Removable Partial Dentures by Using Reflection Photoelasticity. J. Prost. Dent. 56(3): 329-337, 1986.
29. Christensen, F.T. : Mandibular Free End Denture. J. Prost. Dent. 12(1): 111-115, 1962.
30. Kaires, A.K. : Effect of Partila Denture Design on Unilateral Force Distribution. J. Prost. Dent. 6(4): 526-533, 1956.
31. Christidon, L., Osborne, J., Chamberlain, J.B. : The Effects of Partial Denture Design on the Mobility of Abutment Teeth. Brit. Dent. J. 3: 9-18, 1973.
32. Preiskel, H. : Precision Attachments for Free-End Saddle Prosthesis. Brit. Dent. J. 18: 462-468, 1969.
33. Craig, R.G. : Stresses From Loading Distal-Extension Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 39(3): 274-277, 1978.
34. Fenner, W., Gerber, A., Mühlemann, H.R. : Tooth Mobility Changes During Treatment with Partial Denture Prosthesis. J. Prost. Dent. 6(4): 520-525, 1956.
35. Zembilci, G. : Parsiyel (Bölümlü) Protezler. Kutulmuş Matbaası, İstanbul, Cilt II, s: 183-190, 1971.
36. Ulusoy, M., Aydın, A.K. : Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, No: 13, s: 90-91, 1988.
37. Henderson, D., Steffel, V.L. : McCracken's Removable Partial Prosthodontics. The C.V. Mosby Company, St. Louis, Toronto, London. Chapter: 8, pp. 113-119, 1981.

38. Cecconi, B.T., Kaiser, G., Rahe, A. : Stressbreakers and the Removable Partial Denture. *J. Prost. Dent.* 34(2): 145-151, 1975.
39. Sossamon, J.M. : The Spectrum of Function - A Classification System for Attachments in Removable Prosthodontic Therapy. *Quin. Int.* 17(3): 173-179, 1986.
40. Sossamon, J.M. : J.M. Sossamon Discusses His Spectrum of Function Classificaitons for Precision Attachments and Retention/Support Dichotomy. *Quint. Dent. Tech.* 8(1): 49-54, 1984.
41. Singer, F., Schon, F. : Partial Dentures. Quintessence Publishing Co., Inc., Berlin, Chicago. Part I, pp. 16-25, 1973.
42. Kennedy, E. : Partial Denture Construction. Dental Items of Intrest Publishing Co. Brooklyn, New York. Chapter: 12, pp. 217-223, 1940.
43. Hirschtritt, E. : Removable Partial Dentures with Stress-Broken Extension Bases. *J. Prost. Dent.* 7(3): 318-324, 1957.
44. Reitz, V.P., Sanders, J.L., Caputo, A.A. : A Photoelastic Study of a Split Palatal Major Connector. *J. Prost. Dent.* 51(1): 19-23, 1984.
45. Muğan, N. : Döküm Kroşelerin Alaşım Çeşitleri Esneklik Dereceleri ve Bükme Kroşelerin Esneklik Dereceleriyle Mukayeseleri. İstanbul Univ. Diş Hek. Fak. Doktora Tezi. Fakülteler Matbaası, İstanbul, 1964.
46. Feingold, G.M., Grant, A.A., Johnson, W. : The Effect of Partial Denture Design on Abutment Tooth and Saddle Movement. *J. Oral Rehabil.* 13(6): 549-557, 1986.
47. Mc Cartney, J.W. : Motion Vector Analysis of an Abutment for a Distal-Extension Removable Partial Denture : A Pilot Study. *J. Prost. Dent.* 43(1): 15-21, 1980.

48. Taylor, D.T., Pflughoeft, F.A., Mc Givney, G.P. : Effect of Two Clasping Assemblies on Arch Integrity as Modified by Base Adaptation. J. Prost. Dent. 42(2): 120-125, 1982.
49. Mc Dowell, G.C. : Force Transmission by Indirect Retainers During Unilateral Loading. J. Prost. Dent. 39(6): 616-621, 1978.
50. Mc Dowell, G.C., Fisher, R.L. : Force Transmission by Indirect Retainers When a Unilateral Dislodging Force is Applied. J. Prost. Dent. 47(4): 360-365, 1982.
51. Clayton, A.J., Jaslow, C. : A Measurement of Clasp Forces on Teeth. J. Prost. Dent. 25(1): 21-42, 1971.
52. Cecconi, B.T., Asgar, K., Dootz, E. : Clasp Assembly Modifications and Their Effect on Abutment Tooth Movement. J. Prost. Dent. 27(2): 160-167, 1972.
53. Cecconi, B.T., Asgar, K., Dootz, E. : The Effect of Partial Denture Clasp Design on Abutment Tooth Movement. J. Prost. Dent. 25(1): 44-55, 1971.
54. Browning, J.D., Meadors, L.W., Eick, J.D. : Movement of Three Removable Partial Denture Clasp Assemblies Under Occlusal Loading. J. Prost. Dent. 55(1): 69-74, 1986.
55. Neill, D.J., Walter, J.D. : Partial Dentures. Blackwell Scientific Publications, Oxford, London, Edinburgh, Boston, Melbourne, pp. 38-39, 1983.
56. Kratochvil, F.J. : Influence of Occlusal Rest Position and Clasp Design on Movement of Abutment Teeth. J. Prost. Dent. 13(1): 114-124, 1963.
57. Krol, A.J. : Clasp Design for Extension-Base Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 29(4): 408-415, 1973.

58. Kratochvil, F.J., Caputo, A.A. : Photoelastic Analysis of Pressure on Teeth and Bone Supporting Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 32(1): 52-61, 1974.
59. Goodman, J.J. : Equipoise. The Protection, Preservation and Strengthening of the Abutment Teeth Through Proper Denture Design. Dental Prosthetic Corp. 39 Hihwood Ave. Tenafly, New Jersey, 07670, 1978.
60. Goodmar, J.D., Goodman, H.W. : Balance of Force in Precision Free-End Restorations. J. Prost. Dent. 13(2): 302-308, 1963.
61. Ko, S.H., Mc Dowell, G.C., Kotowicz, W.F. : Photoelastic Stress Analysis of Mandibular Removable Partial Dentures With Mesial and Distal Occlusal Rests. J. Prost. Dent. 56(4): 454-460, 1986.
62. Cecconi, B.T. : Effect of Rest Design on Transmission of Forces to Abutment Teeth. J. Prost. Dent. 32(2): 141-151, 1974.
63. Myers, R.E., Pfeifer, D.L., Mitchell, D.L., Pelleu, G.B. : A Photoelastic Study of Rests on Solitary Abutments for Distal-Extension Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 56(6): 702-707, 1986.
64. Doğruer, F. : Diş Hekimliğinde Raporlar. Kompresyon ve Anatomik Ölçüler Üzerine Mukayeseli Tecrübeler. Emme Ölçü Total Protezlerin Rüşhaniyeti. İstanbul, 1938.
65. Hindels, G.W. : Load Distribution in Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 2(1): 92-100, 1952.
66. Ceka, N.V. Catalog. Century Center de Keyserlei 60, Bus 44 - Belgium, 1982.
67. Frechette, A.R. : The Influence of Partial Denture Design on Distribution of Force to Abutment Teeth. J. Prost. Dent. 6(2): 195-212, 1956.

68. Picton, D.C.A., Wills, D.J. : Viscoelastic Properties of the Periodontal Ligament and Mucous Membrane. *J. Prost. Dent.* 40(3): 263-272, 1978.
69. Arstad, T. : The Resiliency of the Edentulous Alveolar Ridges. Oslo University Press, Oslo, Part 1, pp. 7-20, 1959.
70. Eick, J.D., Browning, J.D., Stewart, C.D., Mc Garrah, H.E. : Abutment Tooth Movement Related to Fit a Removable Partial Denture. *J. Prost. Dent.* 57(1): 66-72, 1987.
71. Cecconi, B.T., Asgar, K., Dootz, E. : Removable Partial Denture Abutment Tooth Movement as Affected by Inclination of Residual Ridges and Type of Loading. *J. Prost. Dent.* 25(4): 375-381, 1971.
72. Waltz, M.E. : Ceka Extracoronar Attachments. *J. Prost. Dent.* 30(2): 167-171, 1973.
73. Hannam, A.G., DeCou, R.E., Scott, J.D., Wood, W.W. : The Kinesiographic Measurement of Jaw Displacement. *J. Prost. Dent.* 44(1): 88-93, 1980.
74. K6, Diagnostic System Catalog. Seattle, USA, 1987.
75. Jankelson, B. : Measurement Accuracy of the Mandibular Kinesiograph - A Computerized Study. *J. Prost. Dent.* 44(6): 656-666, 1980.
76. Bates, J.F., Neill, D.J., Preiskel, H.W. : Restoration of the Partially Dentate Mouth. Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, London, Berlin, Rio de Janeiro and Tokyo. Part II, pp. 203-209, 1984.
77. Browning, J.D., Eick, J.D., Mc Garrah, H.E. : Abutment Tooth Movement Measured In Vivo by Using Stereophotogrammetry. *J. Prost. Dent.* 57(3): 323-328, 1987.

78. Goodkind, R.J. : The Effects of Removable Partial Dentures on Abutment Tooth Mobility : A Clinical Study. *J. Prost. Dent.* 30(2): 139-146, 1973.
79. Aydınlık, E., Dayangaç, B., Çelik, E. : Effect of Splinting on Abutment Tooth Movement. *J. Prost. Dent.* 49(4): 477-480, 1983.
80. Bazirgan, M., Bates, J.F. : Preliminary Study of a Method of Measuring Removable Partial Denture Abutment Tooth Movement In Vitro and In Vivo. *J. Prost. Dent.* 56(2): 204-207, 1986.
81. Browning, J.D., Jameson, W.E., Stewart, C.D., Mc Garrah, H.E., Eick, J.D. : Effect of Positional Loading of Three Removable Partial-Denture Clasp Assemblies on Movement of Abutment Teeth. *J. Prost. Dent.* 55(3): 347-351, 1986.
82. Feingold, G.M., Grant, A.A., Johnson, W. : Abutment Tooth and Base Movement with Attachment Retained Removable Partial Dentures. *J. Dent.* 16: 264-268, 1988.
83. Shohet, H. : Relative Magnitudes of Stress on Abutment Teeth With Different Retainers. *J. Prost. Dent.* 21(3): 267-282, 1969.
84. White, T.J. : Abutment Stress in Overdentures. *J. Prost. Dent.* 40(1): 13-17, 1978.
85. Bickley, R.W. : Combined Splint-Stress Breaker Removable Partial Denture. *J. Prost. Dent.* 21(5): 509-512, 1969.
86. Kotowicz, W.E., Fisher, R.L., Reed, R.A., Jaslow, C. : The Combination Clasp and the Distal Extension Removable Partial Denture. *Dent. Clin. North Ame.* 17(4): 651-660, 1973.
87. Mac Gregor, R., Farah, W. : Stress Analysis of Mandibular Partial Dentures With Bounded and Free-End Saddles. *J. Dent.* 8(1): 27-34, 1980.

88. Schuyler, C.H. : An Analysis of the Use and Relative Value of the Precision Attachment and the Clasp in Partial Denture Planning. J. Prost. Dent. 3(5): 711-714, 1953.
89. Takanshi, S. : Experimental Studies of Stress-Breaking Mechanisms in Some Kind of Precision Attachment Applied to Free-End Saddle Dentures. J. Tokyo Dent. Coll. Soc. 72: 143-151, 1978.
90. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D., Caputo, A.A. : Photoelastic Analysis of Stress Patterns on Teeth and Bone with Attachment Retainers for Removable Partial Dentures. J. Prost. Dent. 46(1): 21-27, 1981.

