

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Danışman: Prof.Dr.Esengün Yengin

111717

ÜST ÇENE REZEKSİYONLU HASTALARDA
İSKELET PROTEZ PLANLAMASI ÜZERİNE
DENEYSEL ARAŞTIRMALAR

GÜLÜMSER (ERTİN) EVLİOĞLU

111717

Dişhekimliği Doktoru
(Dr.Med.Dent)
Ünvanını kazanmak için
İstanbul Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesinde sunulan
Doktora Tezi

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

İstanbul - 1993

Tezimin gerçekleşmesinde bana büyük destek veren ve her konuda bana çok yardımcı olan değerli hocam **Prof.Dr.Esengün Yengin'e**

Çalışmalarım esnasında Laboratuvarlarından faydalanmamı temin eden ve deneysel çalışmalarımda bana yol gösteren İ.T.. İnaaat Fakültesi Zemin Mekaniği Kürsüsünden değerli ğretim yesi **Prof.Dr.Yalçın Aköz'e**

Çalışmalarım sırasında bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli ğretim yeleri **Prof.Dr.Nuri Muğan ve Prof.Dr.Erman Tuncer'e**

Tezimi gerçekleştirmemde bana yol gösteren ve yardımlarıyla moral bulduğum sayın hocam **Doç.Dr.Haluk Keskin ve Doç.Dr.Tayfun zdemir'e**

Araştırma Őekillerimi izen **Mimar Zait Ak'a**

Araştırma modellerimin hazırlanmasında emeği geçen teknisyen **Fevzi Efe'ye**

Birlikte çalışmaktan her zaman zevk aldığım sevgili **alışma arkadaşlarıma,**

Tez çalışmam boyunca yakın ilgilerini gördüğüm **ailem ve eşime**

teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kazanılmış maksiller defektlerin sınıflandırılması.....	3
2.2. Kazanılmış maksiller defektlerde protetik rehabilitasyon.....	5
2.2.1. Cerrahi obtürasyon.....	6
2.2.2. Tedavi obtürasyonu.....	6
2.2.3. Nihai obtürasyon.....	6
2.3. Maksiller defektli dişli hastalarda iskelet protez yapım safhaları.....	7
2.3.1. İskelet protez elemanları.....	7
2.3.2. Maksiller defektli dişli hastalarda iskelet protezlerde kullanılan direkt tutucuların seçim ve planlanması.....	11
2.3.3. Obtüratör protezleri etkileyen kuvvet sistemleri.....	13
2.3.4. Orta hat rezeksiyonlu dişli hastalarda iskelet protez planlamaları.....	13
2.4. Gerilme (Stress).....	17
2.4.1. Stress analizleri.....	18
2.4.2. Fotoelastik stress analizi yöntemi.....	18
2.4.3. Dişhekimliğinde fotoelastisite.....	23
3. ÇALIŞMANIN AMACI	31
4. GEREÇ VE YÖNTEM	32
4.1. Fotoelastik deney modellerinin hazırlanması.....	32
4.1.1. Mesing dişlerin hazırlanması.....	32
4.1.2. Silikon kalıbın hazırlanması.....	33
4.1.3. Araldit modelin hazırlanması.....	33
4.1.4. Kalibrasyon disklerinin hazırlanması.....	34
4.2. İskelet protez planlamaları.....	35
4.2.1. İskelet protez kaidelerinin hazırlanması.....	44

	<u>Sayfa</u>
4.3. Fotoelastik deney modellerinin yüklenmesi.....	45
4.4. Fotoelastik deney modellerinin fotoelastik fırına konulması.....	48
4.5. Fotoelastik deney modellerinden kesitlerin alınması.....	49
4.6. Fotoelastik deney modeli kesitlerinin polariskopta incelenmesi.....	50
5. BULGULAR.....	51
5.1. Birinci iskelet protez planlaması bulguları.....	51
5.2. İkinci iskelet protez planlaması bulguları.....	56
5.3. Üçüncü iskelet protez planlaması bulguları.....	60
5.4. Dördüncü iskelet protez planlaması bulguları.....	65
5.5. Beşinci iskelet planlaması bulguları.....	70
6. TARTIŞMA.....	77
7. SONUÇ.....	85
8. ÖZET.....	87
9. SUMMARY.....	
10. KAYNAKLAR.....	89
11. ÖZGEÇMİŞ.....	98

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1.	Kazanılmış maksiller defektlerin sınıflandırılması Aramany(7).....	4
Şekil 2.	Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Aramany'nin(8) tripodal iskelet protez planlaması.....	14
Şekil 3.	Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Aramany'nin(8) linear iskelet protez planlaması.....	15
Şekil 4.	Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Beumer'in(14) tripodal iskelet protez planlaması I.....	16
Şekil 5.	Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Beumer'in(14) tripodal iskelet protez planlaması II.....	17
Şekil 6.	Polariskopun şematik görünümü.....	20
Şekil 7.	1. iskelet protez planlamamız.....	36
Şekil 8.	2. iskelet protez planlamamız.....	38
Şekil 9.	3. iskelet protez planlamamız.....	40
Şekil 10.	4. iskelet protez planlamamız.....	42
Şekil 11.	5. iskelet protez planlamamız.....	43
Şekil 12.	Yükleme bölgesi (Defekt tarafında 2. küçük azı ve 1. büyük azı dişleri arasında rastladığı varsayılan bölge).....	44
Şekil 13	Deney modelleri için kullanılan yüklemeye aпаратыn şematik görünümü.....	46
Şekil 14	Kalibrasyon diskleri için kullanılan yüklemeye aпаратыn şematik görünümü.....	47
Şekil 15	Kalibrasyon diskinin şematik görünümü.....	48
Şekil 16	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 2. kesite ait şekil.....	53
Şekil 17	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 3. kesite ait şekil.....	54
Şekil 18	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 4. kesite ait şekil.....	54
Şekil 19	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 5. kesite ait şekil.....	55
Şekil 20	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 6. kesite ait şekil.....	55
Şekil 21	2. iskelet protez planlaması 2. kesit.....	58
Şekil 22	2. iskelet protez planlaması 3. kesit.....	58
Şekil 23	2. iskelet protez planlaması 4. kesit.....	59
Şekil 24	2. iskelet protez planlaması 5. kesit.....	59
Şekil 25	2. iskelet protez planlaması 6. kesit.....	60
Şekil 26	3. iskelet protez planlaması 2. kesit.....	63
Şekil 27	3. iskelet protez planlaması 3. kesit.....	63-

Şekil 28	3. iskelet protez planlaması 4. kesit.....	64
Şekil 29	3. iskelet protez planlaması 5. kesit.....	64
Şekil 30	3. iskelet protez planlaması 6. kesit.....	65
Şekil 31	4. iskelet protez planlaması 2. kesit.....	67
Şekil 32	4. iskelet protez planlaması 3. kesit.....	68
Şekil 33	4. iskelet protez planlaması 4. kesit.....	68
Şekil 34	4. iskelet protez planlaması 5. kesit.....	69
Şekil 35	4. iskelet protez planlaması 6. kesit.....	69
Şekil 36	5. iskelet protez planlaması 2. kesit.....	72
Şekil 37	5. iskelet protez planlaması 3. kesit.....	72
Şekil 38	5. iskelet protez planlaması 4. kesit.....	73
Şekil 39	5. iskelet protez planlaması 5. kesit.....	73
Şekil 40	5. iskelet protez planlaması 6. kesit.....	74

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 1	Üzerinde mesing dişler bulunan pembe mum model.....	33
Resim 2	Silikon kalıp ve araldit deney modeli.....	34
Resim 3	1. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü.....	36
Resim 4	2. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü.....	38
Resim 5	3. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü.....	40
Resim 6	4. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü.....	42
Resim 7	5. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü.....	43
Resim 8	Modelajı yapılmış iskelet protez planlamasının revetman model üzerindeki görünümü.....	45
Resim 9	Deney modelinin yükleme apareyindeki görünümü.....	46
Resim 10	Kalibrasyon diskinin yükleme apareyindeki görünümü.....	47
Resim 11	Fotoelastik fırın.....	48
Resim 12	Kesme aleti.....	49
Resim 13	Polariskop.....	50
Resim 14	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 2. kesitin resmi.....	53
Resim 15	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 3. kesitin resmi.....	54
Resim 16	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 4. kesitin resmi.....	54
Resim 17	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 5. kesitin resmi.....	55
Resim 18	1. iskelet protez planlamasına ait araldit deney modelinden elde edilen 6. kesitin resmi.....	55
Resim 19	2. iskelet protez planlaması 2.kesit.....	58
Resim 20	2. iskelet protez planlaması 3.kesit.....	58
Resim 21	2. iskelet protez planlaması 4.kesit.....	59
Resim 22	2. iskelet protez planlaması 5.kesit.....	59
Resim 23	2. iskelet protez planlaması 6.kesit.....	60
Resim 24	3. iskelet protez planlaması 2.kesit.....	63
Resim 25	3. iskelet protez planlaması 3.kesit.....	63
Resim 26	3. iskelet protez planlaması 4.kesit.....	64
Resim 27	3. iskelet protez planlaması 5.kesit.....	64
Resim 28	3. iskelet protez planlaması 6.kesit.....	65
Resim 29	4. iskelet protez planlaması 2.kesit.....	67
Resim 30	4. iskelet protez planlaması 3.kesit.....	68
Resim 31	4. iskelet protez planlaması 4.kesit.....	68
Resim 32	4. iskelet protez planlaması 5.kesit.....	69
Resim 33	4. iskelet protez planlaması 6.kesit.....	69
Resim 34	5. iskelet protez planlaması 2.kesit.....	72
Resim 35	5. iskelet protez planlaması 3.kesit.....	72
Resim 36	5. iskelet protez planlaması 4.kesit.....	73
Resim 37	5. iskelet protez planlaması 5.kesit.....	73
Resim 38	5. iskelet protez planlaması 6.kesit.....	74
Resim 39	39. Kalibrasyon diskinin polariskoptaki görünümü.....	74

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge 1. Fringe çizgilerinin stress değerlerine dönüştürülmesi.....	75
Çizelge 2 Beş farklı iskelet protez planlamasında kroşe uygulanan dişler çevresinde oluşan stress değerleri.....	76
Çizelge 3 Beş farklı iskelet protez planlamasında dişsiz bölgelerdeki stress değerleri.....	76



1. GİRİŞ

Maksiller rezeksiyonlu hastanın yaşamını idame ettirmesi, çiğneme, yutkunma, konuşma, solunum gibi fizyolojik fonksiyonlarını yapabilmesi için kalan dişler ve destek dokuların korunması son derece büyük önem taşımaktadır(7,8,11,14,17,30,46,61,68,71,72).

Dişli üst çene defektlerinin protetik rehabilitasyonları akrilik veya iskelet obtüratör protezlerle yapılmaktadır. Kalan maksiller yapılar üzerindeki dişler protezin başarısını arttırırken büyüyen defekt alanı üzerine yönelen bileşik kuvvetler protezin diş desteğini tehlikeye düşürmektedir. Protezin fonksiyon esnasında karşılayacağı kuvvet bileşkelerinin kalan desteği tehlikeye düşürmemesi için tutucu elemanların yerleşimi ve dağılımına dikkat edilmelidir(1,2,6,11,12,14,31,46,68).

Obtüratör protezlerde fonksiyon halinde oluşan kuvvetlerin eşit ve homojen olarak dağılması sadece protezin başarısı açısından değil aynı zamanda ağızdaki destek dokuların devamlılıklarını sağlıklı bir şekilde sürdürebilmeleri açısından da önemlidir. Bunu başarılabilmesi protezi etkileyen kuvvet sistemleri ve bu kuvvetlerin destek dokularda oluşturduğu stresslerin araştırılması ile mümkündür(8,59,68,71,72).

Genel anlamda ve mühendislik dalında stress daha çok inşaatlarda ve köprü yapımlarında kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların analizi ve bu yoğunlaşmaya engel olabilmek için yapılan dizayn değişiklikleri bakımından önemlidir. Aynı Şekilde ağız içindeki sabit ve müteharrik apareylerde de stresslerin yoğunlaştığı bölgelerin incelenmesi ve buna uygun olarak yapılacak değişiklikler büyük önem taşır.

Son yıllara kadar dihekimliğinin çeşitli dallarında ve daha çok sabit protezlerde yapılan stressle ilgili çalışmalar obturatör protezlerde de araştırmacıların ilgisini çekmeye balamıtır.



2. GENEL BİLGİLER

Habis veya selim bir neoplazmanın cerrahi operasyonla alınması veya travmalarla oluşan defektlere kazanılmış çene defektleri denilir(1,6,14,26,29,68). Bu defektler maksiller ve mandibuler olarak ikiye ayrılırlar(14,68). Cerrahi gereklilik bazen ağız içinin yanısıra fasial sahaya da defekti taşımaktadır. Bunlara ora-antral defektler denilir(1,6,14,68).

2.1. Kazanılmış Maksiller Defektlerin Sınıflandırılması

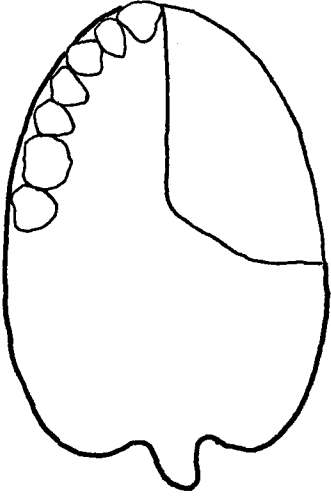
Aramany(7) kazanılmış maksiller defektleri altı kategoriye ayırmıştır (Şekil 1).

1- Orta Hat Rezeksiyon (Mid-line rezeksiyon)'lu Vakalar

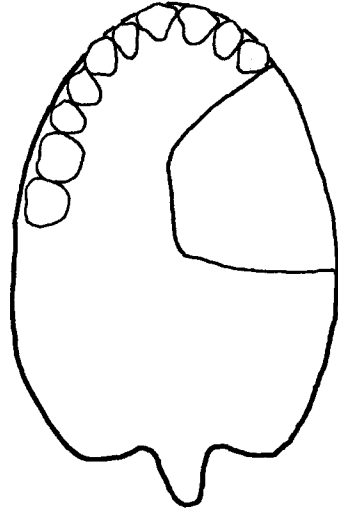
Maksilla orta hat boyunca rezeke edilmiştir. Kalan maksiller yapılar dişli veya dişsiz olabilir. Defekt arka yönde yumuşak damağı içine alır veya almayabilir. En sık görülen maksilla defekti tipidir.

2- Tek Taraflı Rezeksiyon (Unilateral Rezeksiyon)'lu Vakalar:

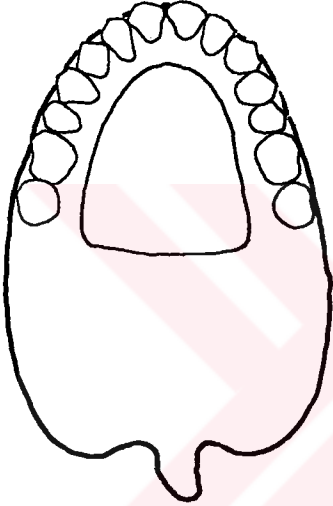
Defekt taraftaki premaksillaya kadar uzanan defekt şeklidir. Kalan maksiller yapılar dişli veya dişsiz olabilir. Defekt arka yönde yumuşak damağı içine alır veya almayabilir.



Orta hat rezeksiyonu



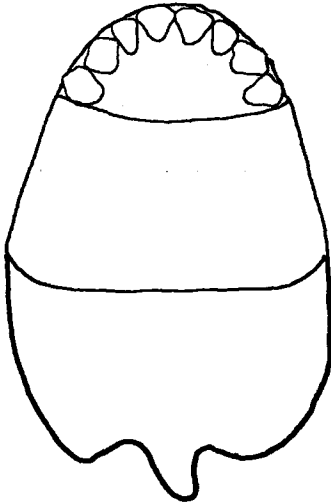
Tek taraflı rezeksiyon



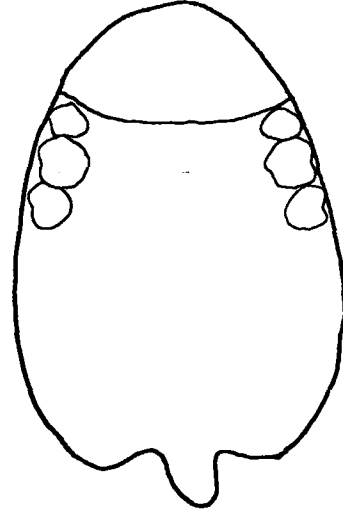
Merkezi Rezeksiyon



Çift taraflı rezeksiyon



Arka kısım rezeksiyonu



Ön kısım rezeksiyonu

Şekil 1 : Kazanılmış maksiller defektlerin Sınıflandırılması (Aramany)(7)

3- Merkezi Rezeksiyonlu Vakalar:

Sert damağın santral kısmında olup bazen yumuşak damağı da içine alan defekt tipidir. Dişler mevcut olabilir veya olmayabilir.

4- Çift Taraflı Rezeksiyon (Bilateral Anterior-Posterior Rezeksiyon)'lu vakalar:

Defekt orta hattı geçer ve maksillanın her iki yanını da içine alır. Kalan dişler mevcutsa bir hat üzerindedir.

5- Arka Kısım Rezeksiyon (Posterior Rezeksiyon)'lu Vakalar

Defekt çift taraflıdır ve kalan maksiller yapıların arkasında yer alır. Destek dişler mevcutsa defektin önündedirler.

6- Ön kısım rezeksiyon (Anterior Rezeksiyon)'lu Vakalar:

Defet kalan maksiller yapıların önünde yer almıştır. Destek dişler mevcutsa defektin arkasında yer alırlar.

2.2. Kazanılmış Maksiller Defektlerde Protetik Rehabilitasyon

Kazanılmış maksiller defektlerin protetik rehabilitasyonları obtüratör protezlerle yapılır(1,2,6,11,12,14,17,26,36,37,41,43,44,56). Obtüratör protezler konjenital, patolojik ve travmatik nedenlerle ağızda meydana gelen doğumsal veya sonradan kazanılmış nasofarinkse doğru uzayan defektleri belirli oranlarda kapayarak fonksiyonel, estetik ve psikolojik sorunları tedavi etmeyi amaçlayan protez türleridir(12,40,68).

Maksillanın kazanılmış defektli hastalar için protetik tedavisi üç tedavi safhasına ayrılır(14,46,68).

2.2.1. Cerrahi Obtürasyon**2.2.2. Tedavi Obtürasyonu****2.2.3. Nihai Obtürasyon**

2.2.1. Cerrahi Obtürasyon: Birinci safhaya cerrahi obtürasyon adı verilir ve protezin cerrahi girişim sırasında takılması amaçlanır. Sünger, gutta-percha ve şişirilebilir lastik bulbları kapsayan malzemelerle yapılabilirdiği gibi, bugün akrilik resinli bir protezin kullanımı tercih edilir. Bu protez başlangıçta damak bütünlüğünün restorasyonunu ve damak konturlarının oluşmasını sağlar. Obtürasyon, cerrahi girişim sırasında bir immediat cerrahi obtüratörün yerleştirilmesiyle sağlanır. Cerrahi protez operasyondan 7-10 gün sonra çıkarılır(6,12,14,17,30,68).

2.2.2. Tedavi Obtürasyonu: Bu safhada yaranın iyileşmesi sırasında defekte meydana gelen hızlı yumuşak doku değişikliklerine uyum sağlayacak ve iyileşme tamamlanıncaya kadar kullanılacak olan tedavi obtüratörleri yapılır. Operasyondan 7-10 gün sonra cerrahi protez hasta ağzından çıkarılarak temizlenir ve gerekli düzeltmeler yapılır. Üzerine geçici tedavi astarları uygulanarak hasta ağzına takılır. Genellikle bu madde haftada bir değiştirilerek bu protez hastaya 3-4 ay kadar uygulanır(14,17,27,55,68).

2.2.3. Nihai Obtürasyon: Hastada rezeke edilmiş dokuların epiteliyasyon ve sikatrizasyonunu tamamlamasından sonra nihai obtüratör yapımına geçilir(14,68). Maksillektomi operasyonundan 3-4 ay sonra uygulanan ağız ve burun boşlukları arasındaki doku kayıplarını protetik olarak restore eden özel protezlere nihai obtüratörler adı verilir(12,14,40,68).

Destek retansiyon ve stabiliteyi arttırmak için dişsiz hastalarda defekt bölgesi daha önemlidir. Bu nedenle iyileşme süresi bu hastalarda daha uzundur. Hastaya radyoterapi uygulanmışsa, uygulandığı doza göre nihai obtürasyonu 6-12 ay arası geciktirir(14,68).

Maksillektomi operasyonu geçirmiş hastalarda ışın tedavisi uygulamaları tükürüğün miktar ve kalitesini olumsuz yönde değiştirmekte ve çürük oluşum hızı artabilmektedir. Maksillemomili hastalar endodonti ve periodontoloji uzmanları tarafından sürekli olarak izlenmeli ve gerektiğinde gecikmeden tedavi edilmelidirler. Bu hastalarda geri kalan dişler çok kıymetlidir. Diş fırçalama ve florürleme işlemi hastanın ağız sağlığı ile

yakından ilgilidir. Bu durum hastaya ve ailesine açıklanmalı ve konuya önem vermeleri sağlanmalıdır. Tümörlü hastaların protetik rehabilitasyonunda hastanın ve yakınlarının eğitimi, bilinçlendirilmesi ve işbirliği çok önemlidir(11,25,68).

2.4. Maksiller Defektli Dişli Hastalarda İskelet Protez Yapım Safhaları

Geri kalan dişleri kısmen veya tamamen korunabilmiş maksiller rezeksiyonlu hastalarda iskelet protez yapım safhaları şunlardır(8,11,37,61).

- 1- Rehber düzlemler oluşturulması.
- 2- Aşırı veya yetersiz konturların düzenlenmesi.
- 3- Tırnak ve endirekt tutucu yerlerinin hazırlanması
- 4- Aşırı madde kaybı nedeni ile ağızda korunma süreleri kısa olan dişlerin kronlanması.
- 5- Defekte yakın dişlerin splint kronlarla birleştirilerek fonksiyonel kuvvetlere karşı dirençlerinin arttırılması.
- 6- İskelet protez planlamasının yapılması.
- 7- İskelet protezlerin hazırlanması.

Maksiller defektli dişli hastalara yapılan iskelet protezlerde genel olarak klasik iskelet protez kuralları geçerlidir. Defektin tipine, büyüklüğüne, dişlerin durumuna göre bazı değişiklikler yapılması gerekebilir(1,25,30,31,61).

2.3.1. İskelet Protez Elemanları

Maksiller defektli dişli hastaların protetik tedavisi için yapılan iskelet protezlerde, klasik iskelet protezlerde olduğu gibi rijid bir büyük bağlayıcıya, küçük bağlayıcılara, direkt ve endirekt tutuculara, dişsiz alveol kretleri üzerinde akriliğe tutuculuk sağlayan retantif parçalara gereksinim vardır(8,11,14,19,52,61,71,72,76).

Büyük Bağlayıcı: İskelet protezlerde kavsin bir tarafındaki komponentleri, kavsin diğer tarafındakilere bağlayan bir elamandır. Büyük bağlayıcının rijid olması ve dişetlerini minimal kaplaması gerekir. Maksiller büyük bağlayıcılar serbest dişeti ve onun sınırı arasında 6 mm mesafe kalacak şekilde planlanmalıdırlar(19,52,76).

Küçük Bağlayıcılar: Büyük bağlayıcıdan yükselen ve genellikle oklüzal tırnak şeklinde dişlerin çiğneme yüzlerinde sonlanan elemanlardır. Küçük bağlayıcıların proteze gelen basınçları destek dişe, destek dişe gelen basınçları proteze nakletmek gibi önemli görevleri vardır(19,52).

Endirekt Tutucular: Bölümlü protezleri dokulara doğru tutan ve dokulardan uzaklaşmasını önleyen elemanlardır. Maksiller defektli dişli hastalara yapılan iskelet protezlerde endirekt tutucuların protezin nasal uzantısının terminal pozisyondan uzaklaşan hareketini geciktirebilecek şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu planlama ile destek dişler üzerindeki stress azalır(8,14,19,43,52,76).

Tırnaklar: Bölümlü protezlerde büyük bağlayıcıdan dik olarak yükselen küçük bağlayıcının sonunda bulunan ve doğal dişlerin üzerinde özel olarak hazırlanmış yuvalara oturan elemanlardır. Buldukları yere göre oklüzal tırnak, lingual (cingulum) tırnak, kesici tırnak olarak isimlendirilirler(19,52).

Maksiller defektli dişli hastalara yapılan iskelet protezlerde oklüzal tırnaklar çiğneme ve yutkunma esnasında ortaya çıkan oklüzal kuvvetleri dağıtmak için kullanılırlar(8,13). Uygun pozisyonda olmayan tırnaklar kalan dişlere lateral kuvvetler uygulayarak ortodontik hareketlere sebep olurlar(19,52). Oklüzal tırnak mevkileri kaşık şeklinde ve apikale eğimli olmalıdır. Tırnak yerleri hazırlanırken keskin kenarlardan daima kaçınılmalıdır. Tırnak yerleri mine sınırları dahilinde hazırlanmalıdır. Genç insanlarda ve mine dokusunun zayıf olduğu vakalarda amalgam dolgu, altın inley gibi bir restorasyon yapılması ve tırnak yerinin bu restorasyon içinde hazırlanması gerekir. Dişe kron yapılacaksa tırnak yeri hem mum modelajda hem de doğal dişin kendisinde hazırlanmalıdır(19,52).

Direkt Tutucular: Direkt tutucular kroşeler ve hassas bağlantılar olarak iki grubta incelenirler(52).

1- Kron Dışı Direkt Tutucular (Kroşeler): Destek dişlerin kron kısımlarının dışına tutunan ve protezlerin çeşitli yönlerdeki hareketlerini önleyen böylece protezin bir bütün olarak retansiyonuna ve stabilizasyonuna katkıda bulunan döküm veya bükme telden yapılmış elemanlardır(19,52,76). Kroşeler dişin andırkat bölgesine yaklaşımları açısından ikiye ayrılırlar: a) Çevresel kroşeler, b) Bar kroşeler

Andırkat bölgeye oklüzal yönden yaklaşan kroşelere çevresel kroşeler adı verilir. Çevresel kroşelerin akers kroşe, halka kroşe, geri etkili kroşe (Back action), tersine geri etkili kroşe (Reverse back action), bileşik kroşe (embrasure kroşe) çok parçalı kroşe, yarım yarım kroşe, uzatılmış kollu kroşe gibi çeşitleri vardır(19,52,76).

Dişin andırkat bölgesine dişeti veya kök yönünden yaklaşan kroşelere bar kroşeler adı verilir. Retantif olan uç kısımlarının benzediği harflere göre T bar, U bar, Y bar, I bar gibi isimler alırlar(19,52,76).

RPI sistemi (mezial tırnak - proksimal plak - I bar kroşe)

Kratochvil(19,51) tarafından önerilen sistemin bir modifikasyonudur. Kroşenin tümü küçük bağlayıcı üzerinde bir tırnak, proksimal plak ve I bar kroşe kolundan oluşur. RPI sistemi kroşe gereksinimini en iyi şekilde karşılayan ve destek diş üzerine gelen stressleri en az düzeye indiren bir sistemdir. Destek dişin oklüzal yüzünün mezialinde yer alan oklüzal tırnak rotasyon noktası olur ve dişin hareket etmesine sebep olan distal kuvvet yerine mezial yönlü bir kuvvet uygular. Destek dişin üzerine gelen basınçlar ,dişte tork kuvvetine neden olmaksızın proksimal plağı kret yönünde hareket ettirir. Bu anda I-bar retantif kroşe kolunun ucu da çiğneme kuvvetinin etkisiyle mezio-gingival yönde dişten uzaklaşır .Böylece hareket esnasında diş serbest kalır bundan ötürü tork kuvvetinden kurtulur. Mezial tırnak distal tırnaklı kroşelerin dişe uyguladığı kaldırma kuvvetlerini ortadan kaldırır(19,51,52,76).

Kombinasyon Kroşeleri

Döküm ve bükme elemanların birlikte kullanıldığı kroşe şeklidir. Bu elemanlar çevresel veya bar şeklinde olabilir. resiprokal kroşe kolu genellikle çevreseldir. Retantif kroşe kolu çevresel olabildiği gibi bar şeklinde de hazırlanabilir. Bu tip kroşelerin en önemli üstünlüğü bükme olarak yapılmış olan retantif kolun fleksibilite ve ajuste edilebilme yeteneğidir. Fleksibilite özellikle dişsiz sonlanan vakalarda ve destek dişlerin zayıf olduğu durumlarda önemlidir. Retantif kolun fleksibilitesinin artması sonucu kroşe adeta kuvvet kırıcı gibi fonksiyon görür. Resiprokal kolun dökümden ve dolayısıyla rijid olması lateral kuvvetlere direnç göstermesini ve iskelet protezin takılıp çıkarılması esnasında bükme retantif kol tarafından uygulanan stressleri resiproke edebilmesini sağlar. Kombine kroşeler özellikle defektin tek taraflı yerleştiği vakalarda endikedirler(14,19,52,76).

Swing-Lock Sistemi

Çene rezeksiyonlarından sonra sadece dişler aracılığı ile elde edilen retansiyon yetersiz kalacağı ve alveol kretlerinin retantif özellik gösterdiği vakalarda kullanılan bir tutucu sistemdir. Bir plak ve vestibülden geçen devamlı kroşe şeklindedir. Takılıp çıkarılırken kilit sistemi ile çalışmaktadır(9,10,36,44,81,50).

2- Hassas Bağlantılar

Bölümlü protezlerin mekanik olarak retansiyonunu sağlayan ve çeşitli türleri olan bağlantı şeklidir. Kron içi ve kron dışı tipleri olan hassas bağlantıların fonksiyonu bölümlü protez için direkt olarak tutuculuk sağlamaktır(19).

Hassas bağlantılar maksiller defektli dişli hastalara yapılan obtüratör protezlerde retansiyon ve stabilite temini için sık sık kullanılırlar. Endikasyonlarının çok iyi belirlenmesi gerekir. Defekt küçük ve kalan dişler sağlıklı ise başarı ile kullanılabilirler. Defekt büyük, dişler sağlıklı ise kullanılamazlar. Çünkü bu tip bağlantılar dişlere kroşelerden daha fazla kuvvet uygularlar. Pahalı ve zaman alıcıdır(14,17,19,52,63).

2.3.2. Maksiller Defektli Dişli Hastalara Uygulanan İskelet Protezlerde Kullanılan Direkt Tutucuların Seçim ve Planlaması

Dikkat edilmesi gereken prensipler şunlardır(8):

Pasif yerleştirme: Kroşe kolları fonksiyonel kuvvetler aktive edinceye kadar pasif durumda kalmalıdır.

Retansiyon: Dış kuvvet tatbiki olmaksızın obtüratörü yerinde tutacak minimum tutuculuk gereklidir.

Stabilizasyon: Her tutucunun resiprokal kola ihtiyacı vardır.

Kroşenin diş kronunun çevresini 180°'den fazla olacak şekilde çevrelemesi gerekir.

Destek: Obtüratör protezin yumuşak doku ve defekt içine olan hareketini önlemek için tırnakların kullanılması gerekir.

Hareket: Kaide plağının destek dişlere tork kuvveti uygulamadan en az şekilde hareket etmesi gerekir.

Kısmen dişli maksiller defektli hastalarda, direkt tutucuların seçim ve planlaması klasik parsiyel protez planlamasından bazı farklılıklar gösterir(17).

Bütün retantif sahalar ve dişlerin tek taraflı lokalizasyonuna bağlı olarak, protez defekt dışına ve kroşeler retantif andırkatlarının dışına hareket edebilirler. Bu retantif andırkatların lokalizasyonunun rehber düzlemler veya bazı retantif kroşelerin palatal yerleşimi ile tesirinin arttırılması gerekir(17,31). Kroşelerin yerleşimini ve şekillendirilmelerini kolaylaştırmak için tabii dişlerin full kronlarla restorasyonları yapılabilir. Hasta çürümelere karşı düşük rezistansa sahipse veya radyoterapi görmüşse kalan tüm dişlerin kronlanması gerekir(8,14,17,31,41).

Bukkal ve palatinal retantif kroşelerin aynı diş üzerinde kullanılmaları gerektiği halde, dişlerin sayı ve pozisyonu bunların kullanımını gerektirebilir(31,56).

Palatinal kroşelerin etkinlikleri dişlerin defektle ilgili olarak eğimi ve palatinal yüzey uzunlukları ile ilgilidir(31).

Retantif kroşelerin defekte mümkün olduğu kadar yakın ve uzak dişlere yerleştirilmesi gerekir. Bukkal ve palatinal retantif kroşeler obtüratör protezin büyüklük ve lobalizasyonu yönünden uyguladığı tork kuvvetinin bir kısmını azaltmak için kuvvet kırıcı aktiviteye sahip olmalıdırlar(31).

Döküm kroşelerin kuvvet kırıcı etkiyi sağlayacak şekilde ve uzunlukta olmaları gerekir. Bükme kroşelerde kuvvet kırıcı etkiye sahip olmak için 0,8 mm'den kalın olmamalıdırlar. Kombine kroşelerde özellikle birkaç dişin kaldığı ve destek dişlerin tek taraflı olduğu vakalarda kullanılabilirler. Kuvvet kırıcı aktiviteye sahiptirler(31).

Uygun tutucunun seçimi ağızdaki dişlerin durumuna, defektin büyüklüğüne ve hekimin kararına bağlıdır(1,17,31,36,46,68).

2.3.3. Obtüratör Protezleri Etkileyen Kuvvet Sistemleri

Çene defektli hastalara uygulanan obtüratör protezleri etkileyen kuvvetler şunlardır(8,73):

- 1- Rotasyonel kuvvet
- 2- Lateral kuvvetler
- 3- Oklüzal kuvvetler
- 4- Ön-Arka kuvvetler

Obtüratör protezin nasal uzantısının ağırlığı, destek dişlere dikey ve rotasyonel kuvvetler uygular. Bu durumda obtüratörün ağırlığını azaltmak gerekir. Yapışkan gıdalarında neden olduğu bu kuvvete karşı koyabilmek için obtüratör bulunun yanak tarafındaki uzantısını mümkün olduğunca yukarı çıkararak retansiyonu arttırmak gerekir(8).

Lateral kuvvetler tarafından yaratılan stressler uygun oklüzal şemanın seçimi, erken temas noktalarının kaldırılması, stabilize edici komponentlerin geniş bir şekilde dağılımıyla azaltılabilirler. Defektin median duvarıda lateral kuvvetleri karşılamada faydalı olur. Palatal lambo ile kapatılmış duvarlarda bu özellik artar(8).

Oklüzal kuvvetler çiğneme ve yutkunma esnasında ortaya çıkarlar. Bu kuvvetleri dağıtmak için oklüzal tırnaklar yardımcı olur. Maksimum destek sağlamak için bütün damak ağının kullanılması yolunda planlama yapılmalıdır(8,38).

Ön-arka kuvvetler destek dişlerin proksimal yüzlerine uygulanan rehber düzlemler ile karşılanır(8).

2.3.4. Orta Hat Rezeksiyonlu Dişli Hastalarda İskelet Protez Planlamaları

Klasik maksillektomi operasyonlarında dişler ve alveoler kemik orta hat boyunca alınır. Bu en sık görülen üst çene defekt tipidir(8,31). Bu konuda pekçok araştırmacı değişik planlamalar önermektedir. Bunlardan en çok tercih edilenler Aramany(8) ve Beumer'e(14) ait planlamalardır.

Aramany'nin İskelet Protez Planlamaları

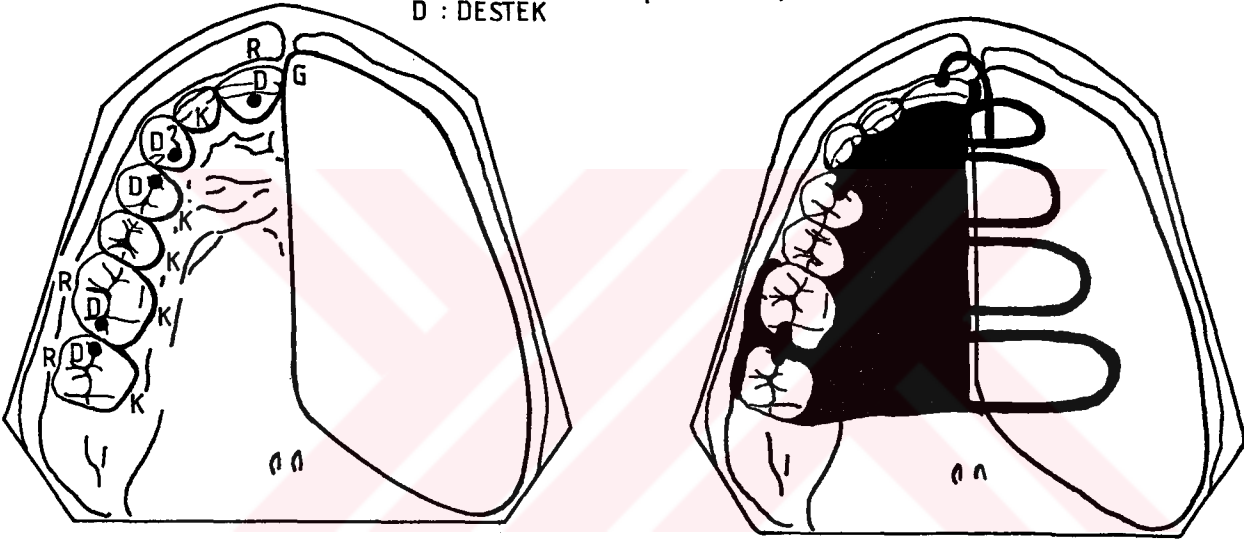
Aramany'e(8) göre orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda iskelet protez planlaması oklüzal tırnakların konumuna göre üçgen (tripodal) veya doğrusal (linear) olabilir. Mümkün olduğunca defekte yakın iki veya üç dişin splint kronlarla birleştirilmesi ve fonksiyonel kuvvetlere karşı dirençlerinin arttırılması gerekir.

a) Üçgen (Tripodal) Planlama:

Bu planlamada oklüzal tırnak orta kesici dişe ve ikinci büyük azı dişine uygulanarak destek sağlanır. Dental ark kavisli ise kanin veya birinci küçük azı dişinin distal yüzüne oklüzal tırnak uygulanarak endirekt retansiyon elde edilir. Direkt tutuculuk orta kesici dişin bukkal yüzünden ve büyük azı dişlerinin bukkal yüzlerinden elde edilir(18) (Şekil 2).

TRİPODAL PLANLAMA

G : GİRİŞ YOLU
R : RETANTİF KISIM
K : KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
D : DESTEK



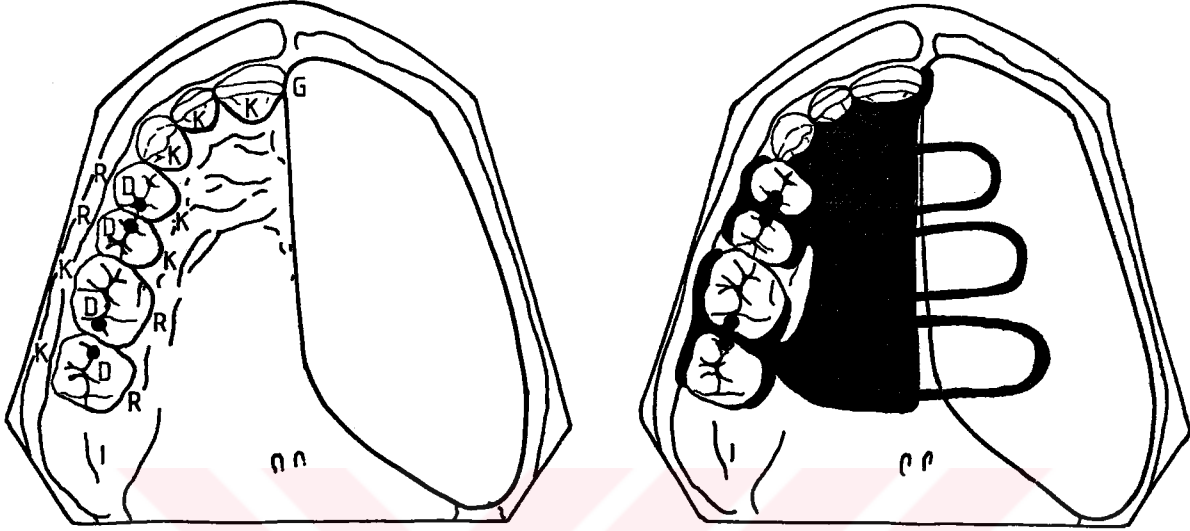
Şekil 2 : Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Aramany'nin tripodal iskelet protez planlaması

b) Doğrusal (Linear) Planlama:

Orta hat rezeksiyonlu vakalarda ön dişler mevcut değilse veya planlamaya dahil edilmek istenmiyorsa, geri kalan dişler düz bir çizgi üzerinde olduğu takdirde linear planlama yapılabilir. Bu planlamada çapraz olarak çalışan retansiyon ve stabilizasyon sistemlerinden yararlanır. Retansiyon küçük azı dişlerinin bukkal, büyük azı dişlerinin palatinal yüzlerinden sağlanır. Stabilize edici unsurlar küçük azı dişlerinin palatinal, büyük azı dişlerinin bukkal yüzlerine yerleştirilir(8) (Şekil 3).

LİNEAR PLANLAMA

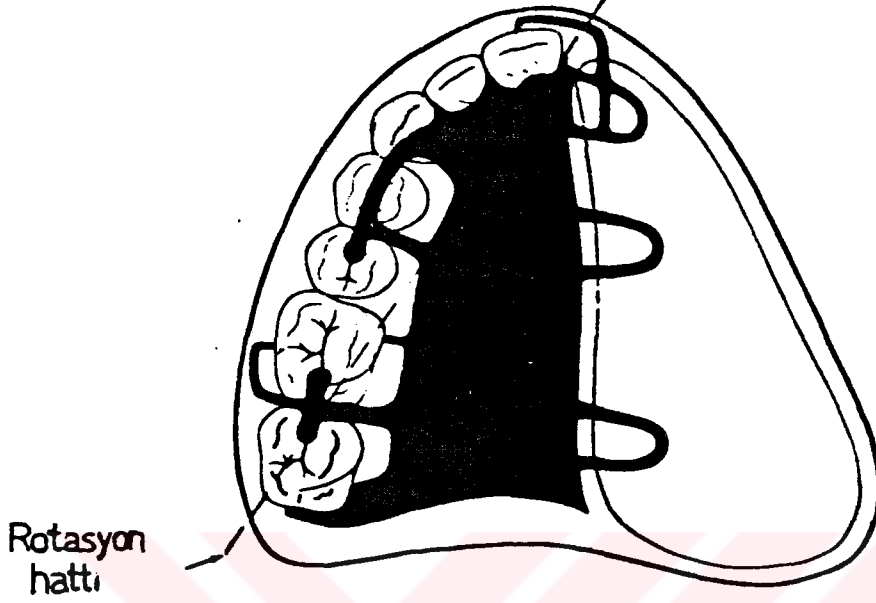
G : GİRİŞ YOLU
 R : RETANTİF KISIM
 K : KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
 D : DESTEK



Şekil 3 : Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Aramany'nin Linear iskelet protez planlaması

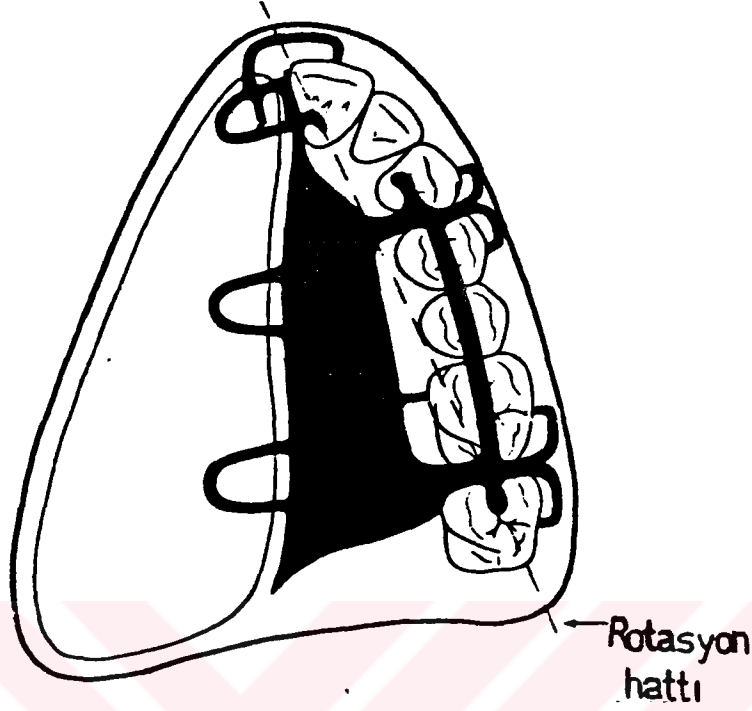
Beumer'in İskelet Protez Planlamaları

Beumer(14) orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda tripodal planlama önermektedir. Bu planlamada destek orta kesici diş ile en sondaki büyük azı dişine uygulanan tırnaklarla sağlanır. Direkt tutuculuk orta kesici diş üzerine uygulanan RPI kroşe ve birinci büyük azı dişinin bukkal yüzüne yerleştirilen I-bar kroşe ile elde edilir (Şekil 4).



Şekil 4 : Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Beumer'in tripod al iskelet protez planlaması.

Beumer(14) diğer bir planlamasında yine tripod al düzenleme yapmıştır. Bu planlamada Kanin, küçük azı ve büyük azı dişleri üzerindeki tırnaklar bir barla birleştirilerek yaygın olarak bütün dişlerin oklüzal yüzlerinden destek alınmıştır. Direkt retansiyon orta kesici dişe uygulanan RPI kroşe sistemi ve azı dişlerine uygulanan bukkal retansiyonlu I.bar kroşeler ile sağlanmıştır (Şekil 5).



Şekil 5 : Orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda Beumer'in tripodal iskelet protez planlaması

2.4. STRESS (GERİLME)

Genel fizikte stress (gerilme) uygulanan dış kuvvetin cismin içinde oluşturduğu iç kuvvet olarak tanımlanır(18,24,39,65). Dıştan bir kuvvet uygulandığı zaman cisim ya hareket eder veya şekil değiştirir. Bir dış kuvvet sonucu cisimde gerilme oluştuğu zaman birim şekil değiştirmede mutlaka buna eşlik eder. Gerilme ve birim şekil değiştirme birbirlerinden ayrı düşünülemez(39,64,65).

Uygulanan dış kuvvet ve buna bağlı olarak cisimde oluşan iç reaksiyon, cismin belirli bir alanına dağıldığından içerisindeki gerilme birim alandaki kuvvet olarak ölçülür. Bu açıdan gerilme şu formülle hesaplanır(18,39,64,65).

$$\text{Gerilme} = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Alan}} \quad [\text{Kg/cm}^2] \text{ veya } [\text{N/m}^2] \text{ veya } (\text{KN/m}^2)$$

Yönlerine göre gerilmeler üçe ayrılırlar(39,64,65,66)

- 1- Çekme gerilmesi (tensile stress)
- 2- Basınç gerilmesi (compressive stress)
- 3- Kayma gerilmesi (shear stress)

2.4.1. Stress Analizleri

Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli dallarda stress analizleri yapılır(19).

Stresslerin incelenmesinde temel olarak beş değişik yöntem uygulanır(19,21,24,47).

- a- Kırılma vernik kullanılarak yapılan gerilme inceleme yöntemi
- b- Elektronik gerilim ölçerlerle yapılan gerilme inceleme yöntemi (ESG)
- c- Matematiksel gerilme inceleme yöntemi (Sonlu elemanlar stress analizi yöntemi)
- d- Laser ışınlarıyla yapılan gerilme inceleme yöntemi
- e- Fotoelastik yöntemle yapılan gerilme inceleme yöntemi

2.4.2. Fotoelastik Stress Analizi Yöntemi

Fotoelastisitenin Tarihçesi

Fotoelastik stress analizi polarize ışıkla bakıldığında renkli çizgileri gösteren bazı saydam maddelerin özelliklerinden faydalanılarak yapılan bir yöntemdir(4,19,32,39,78). Bu yöntem tam ve yaygın olarak inşaat ve uçak mühendisliğinde kullanılmaktadır.

Fotoelastik stress analizi yöntemi ilk olarak 1816 yılında fizikçi Sir David Brewster'in basınç altında cam parçasının çift kırılma özelliğini keşfetmesiyle başladı(4,15,32,58,67). Basınç altında polarize ışıkla nicelenen bu cam parçasının içinde stress nedeniyle parlak renkli şekiller görül-

dü, ancak Brewster(15) yaptığı çalışmalarda kantitatif bir sonuç elde edemedi. Konunun teorisi daha sonra 1841 ve 1853 yıllarında ayrı ayrı Newman ve Maxwell tarafından kuruldu(3,4,32). İlk sayısal sonuçlar 1854 yılında Wertheim tarafından elde edildi(3).

1900 yılına kadar fotoelastisitenin mühendislik dallarındaki uygulama olanakları farkedilemedi(32). Bu dalda dikkati çeken ilk çalışma Mesnager(66) tarafından yapıldı. Gerçek bir mühendislik problemi olan camdan yapılmış bir köprü modeli üzerinde gerilmeleri gösterdi. Cama şekil vermenin zorluğu, ayrıca bu maddenin aşırı duyarlı olması karşısında fotoelastik stress analizi yöntemi fazla yayılamadı.

Fotoelastik stress analizi yöntemi 1911 yılında Londra Üniversitesi profesörlerinden E.G.Coker'in camdan üç defa daha hassas olan sellüloidi model materyali olarak kullanılmasıyla geliştirildi(3,19,32,67). Daha sonraları istenilen fotoelastik özelliklere sahip olan sentetik reçine ve plastiklerin bulunmasıyla bu yöntem, pratik problemler konusunda geniş ölçüde kullanılmaya başlandı(3,32).

Hetenyi, Drucker, Frecht, Midlin, Jessop ve Kuske ölçme ve deney tekniğinin geliştirilmesinde yardımcı olmuşlardır(3,32).

Günümüzde fotoelastik stress analizi yönteminde model materyali olarak değişik hassasiyetteki sentetik reçineler, Columbia reçinesi, epoksi reçineler ve çeşitli numaralarda poliesterler kullanılmaktadır(78).

Fotoelastik Stress Analizi Yönteminin Fiziksel Kuralları

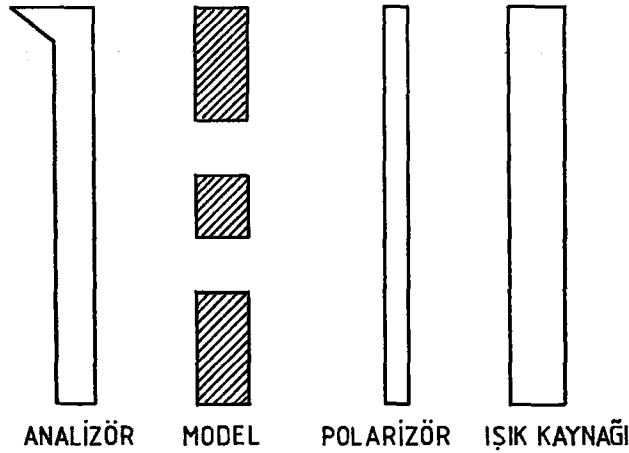
Fotoelastik stress analizi yöntemi iki fiziksel kurala dayanır(19,39).

- 1- Işığın polarizasyonu
- 2- Bazı maddelerin gerilim altında ışığı çift kırması

Işık görme duyusu ile algılanan ve dalga teorisine göre ilerleme doğrultusuna dik, enine dalgalar halinde yayılan, bir enerji şeklidir(4,33,39,67). Polarize ışık ise, ilerleme doğrultusuna dik olan düzlemdeki titreşimlerin belirli bir kurala göre düzenlendiği elektromanyetik bir dalgadır(33,38). Polarizasyon olayında ışık kaynağı olarak beyaz veya monokromatik ışık kullanılır(33,38). Monokromatik ışık tek dalga boyundaki ışık demektir(33). Polarizasyon ışık dalga hareketindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle meydana gelen bir olaydır(4,19,79). Önceleri Nicol prizması ile polarize ışık elde edilmiştir. 1930'lu yıllarda polarize ışık verebilen büyük polaroid levhalar bulundu(4). Polarize ışık demeti, yüklenmiş fotoelastik özelliğe sahip bir maddeden geçerken dikey titreşimlere dönüşür ve esas düzlem boyunca iki ışın demeti halinde seyreder. Bu demetlerden birinin geçiş hızı diğerininkinden farklıdır. Bu iki ışın demeti arasındaki faz farkının miktarını ölçmek için fotoelastik polariskop denilen bir aygıt kullanılır. Böylece fotoelastik madde içindeki stress alanları direkt olarak gözlenebilir(4,5,16,19,60,70,79). (Şekil 6).

Polariskopun ana elemanları şunlardır(19,38,39,54,60,66,70):

- 1- Işın kaynağı (monokromatik veya beyaz ışık)
- 2- Polaroid levhalar
 - a- Polarizör
 - b- Analizör



Şekil 6 : (Polariskop)

Polarizör ışın kaynağından yayılan dalgaların yalnız polarizasyon eksenine paralel olan demetlerini geçirir, böylece bu levhayı geçen ışık tek doğrultuda titreşim yapabilir(4,39).

Analizör yapı bakımından polarizörün aynı olup ışın geçirme eksenini polarizörünkine diktir(4).

Bu iki polaroid levha geçirme eksenleri birbirine dik olacak şekilde ışın kaynağının önüne yerleştirilir. İncelenecek model ise polaroid levhalar arasında yer alır. Buna düzlemsel polariskop adı verilir(4,19,39).

Çoğu dental uygulamada ana bilgi gereksinimi stress konsantrasyonunun yoğunluğu ile ilgilidir. Bu bilgiler isokromatik fringe çizgilerinden alınabilirler. İsochromatik fringe çizgilerinin sınanmasını kolaylaştırmak için isokliniklerin elimine edilmesi gerekir. İsochromatikleri elimine etmek için dörtte bir dalga plağı (Quarter Wave Plates) denilen filtreleri olan bir dairesel (sirküler) polariskop kullanılır. Bu filtreler sadece isokromatik fringe'leri gösteren isoklinik fringe'leri önleyen ışığın rotasyonunu kısmen iptal eden filtrelerdir(4).

Deneylerde beyaz ışık kullanılıyorsa, bir tek dalga boyundan söz edilemez. Bu ışık ile gerilim altında anizotrop olan durum renkli bir takım çizgiler halinde görülür. Renkli çizgiler isokromat, siyah çizgiler ise isokliniklerdir. Her patern bir stress şeridini temsil eder ve "fringe" olarak tanımlanır. Zorlamanın hangi bölgelerde yoğunlaştığı bu fringelerin sayılması ile hesaplanır(3,4,66,67). ancak belirli bir eksen boyunca daima siyah renkli bir fringe vardır bunun derecesi 0 (Sıfır) olarak alınır ve değrelendirme 0'dan başlayarak 1,2,3,4,5, şeklinde devam eder(3,19,38,67).

Maddenin incelenmesinde linear polariskop kullanılırsa fringe'lerle birlikte siyah beyaz çizgiler görülür. Bunlara isoklinik çizgiler adı verilir. İsochromatik çizgiler esas kuvvetin yönünü, isokromatik çizgiler ise esas kuvvet ile olan sabit farkın odak noktasını belirler(3,38). Eğer ortamda stress söz konusu değilse, polarize ışık demeti fotoelastik maddeyi geçerken tamamen etkisiz kalacaktır(45).

Fotoelastisitenin Klinikte Uygulanışı

Klinik dişhekimliğinde uygulanan fotoelastik stress analizi yöntemleri üç grupta toplanabilir(20).

- a- İki boyutlu foto elastik stress analizi yöntemi
- b- Üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi
- c- Quasi-üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi,

a- İki Boyutlu Fotoelastik Stress Analizi Yöntemi

Analizi istenen cisim iki boyutlu veya düzlemsel ise tabakalar halinde olan genellikle 3-5 mm kalınlığındaki hazır fotoelastik özelliğe sahip plaklardan yararlanır(20,23,42,58). Bu plakların üzerine incelenecek olan cismin şekli çizildikten sonra kesilerek o cismin modeli elde edilir. Yükleme yapıldıktan sonra model polariskopta incelenerek resimleri çekilir(20,23,28,57).

İki boyutlu teknik, ağız ortamının üç boyutlu geometrisini kötü kopya eder. Bu büyük bir dezavantajdır. Bu yöntemde tam üç boyutlu stress dağılımı saptanamaz(20).

b- Üç Boyutlu Fotoelastik Stress Analizi Yöntemi

Bu teknikte incelenecek olan yapının, fotoelastik özelliği bulunan maddeden üç boyutlu bir modeli elde edilir. Bu model özel şartlar altında yüklenir ve oluşan stressler dondurulur. Daha sonra modelden kesitler alınarak polariskopta incelenir ve fotoğrafları çekilir(20,23,54,58).

Fotoelastik model normal büyüklükte, normalden küçük veya daha büyük hazırlanabilir(20). Hazırlanan model üzerine spesifik olarak arttırılan derecelerde yük uygulandığında ve sıcaklık yükler modelin üzerinde iken yavaş yavaş oda ısısına düşürüldüğünde, içindeki stressler model üzerindeki yükler kaldırıldığında da sabit kalmaktadır. Bu şekilde stresslerin dondurulması işlemine gerilme dondurulması (stress freezing) adı verilmektedir(20).

Üç boyutlu teknik sayesinde tam geometrik şeklin korunması "boyutsal korunum" sağlanabilmektedir. Uygulaması zor olan bir tekniktir. Bunun nedeni modelden ince dilimler halinde kesitler alınması gerekir. Her kesit, daha sonra bir iki boyutlu model olarak analiz edilir. Bütün kesitlerin analizi, üç boyutlu stress tablosunun tam olarak oluşmasını sağlar(20). Buna ek olarak tam bir üç boyutlu modelin hazırlanması, iki boyutlu modelin hazırlanmasından çok daha zordur(20).

c- Quasi-Üç Boyutlu Stress Analizi Yöntemi

Bu teknik hem iki boyutlu hem üç boyutlu tekniklerin avantajlarını biraraya getirmek amacıyla geliştirilmiştir. Üç boyutlu teknikten farklı olarak fotoelastik bilgilerin elde edilebilmesi için modelden kesitler alınması gerekli değildir. Bu tekniğin en önemli dezavantajı ise modelin içinde gerçek bir üç boyutlu stress dağılımının sağlanamayışıdır(20).

2.4.3. Dişhekimliğinde Fotoelastisite

Fotoelastik stress analizi yöntemi, polarize ışıkla bakıldığında renkli çizgileri gösteren bazı saydam maddelerin özelliklerinden faydalınarak yapılan bir analiz yöntemidir(4,20).

Stress analizleri konusunda en çok tercih edilen yöntemdir(4,19,20,32,39,78).

Brodsky(16) ve arkadaşlarının bildirdiğine göre fotoelastik stress analizi yönteminin dişhekimliğindeki ilk uygulaması 1935 yılında Zak isimli bir araştırmacı ile başladı. Bu araştırmacı ortodontik kuvvetlerin destek dokulardaki etkilerini inceledi(16).

Daha anlamlı çalışmaların 1949 yılında Noonan ile başladığı bilinmektedir(35,49). Noonan kavite dizaynı ile stress arasındaki ilişkiler konusunda amalgam restorasyonları değerlendirmek için iki boyutlu stress analizi yöntemini kullandı(35,49).

Bölümlü Protezler Konusunda Yapılmış Fotoelastik Çalışmalar

1974'de Kratochvill ve Caputo(51) diş ve doku destekli bölümlü protezler üzerindeki basıncı fotoelastik stress analizi yöntemini kullanarak incelediler. Fizyolojik olarak ajuste edilmiş iskelet protezlerde kuvvet çizgisinin destek dişin uzun ekseni boyunca iletildiğini, fizyolojik olarak ajuste edilmemiş iskelet protezlerde ise diş ve destek dokular üzerinde tork ve eğilme hareketine neden olduğunu saptadılar.

1977'de MacGregor, Miller ve Farah(35) iki parçalı iskelet protezlerle oluşan stressleri üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelediler. Diş destekli, mukoza destekli, diş ve mukoza destekli olmak üzere üç tip iki parçalı iskelet protez üzerinde çalışarak diş destekli protezlerde sonu serbest biten bölgede stresslerin az, mukoza destekli protezlerde daha fazla, dişler üzerinde ise daha az olduğunu saptadılar.

1977'de Thompson, Kratochvill ve Caputo(77) üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemini kullanarak iki taraflı serbest sonlanan bölümlü protezlerde planlama değişikliğiyle ilgili olarak yaptıkları çalışmalarda şu sonuçları elde ettiler:

1- Lingual kolun dikey yönde olduğu I-bar veya bükme telden retantif kroşe kolunun bulunduğu ve oklüzal tırnağında mezialde yer aldığı vakalarda en uygun değerinde stress dağılımı saptanmıştır.

2- Oklüzal tırnak destek dişin distal tarafında yer alıyorsa bu planlamada uygulanan kuvvetler destek dişin distale eğilmesine, dişin apeksinin meziale hareket etmesine, kemik dokusunda horizontal kuvvetlere sebep olabilir.

3- Sonları serbest biten bölümlü protezlerde tırnakların ön bölgeye yerleştirilmesi, uygulanan kuvvetleri daha dikey olarak yönlendiren rotasyon ekseninin oluşmasına sebep olur.

4- Çevresel kroşe ile birlikte oklüzal tırnağın dişin distal tarafında yerleştirilmesi destek dokularda daha büyük yatay kuvvetlerin oluşmasına sebep olur.

1978'de White(80) fotoelastik stress analizi yöntemi ile alt çene ye uygulanan üç ayrı tipteki bölümlü protezin destek dokularda oluşturduğu stressleri inceledi ve şu sonuçları elde etti.

1- Tek taraflı serbest sonlanan bölümlü protezler iki taraflı serbest sonlanan bölümlü protezlerle karşılaştırıldığında ikinci tip protezlerin daha fazla stresse sebep olduğu saptanmıştır.

2- Tam aktif dalbo bağlantısı bölümlü protezlerde maksimal miktarda kuvvet kırıcı etki salğar.

3- Rijid dalbo bağlantısı alveol kretlerinin minimal yer değişmesine neden olur.

4- Rijid dalbo bağlantısı, distaldeki destek diş üzerinde maksimal stresse neden olur.

5- Kullanılan dalbo ve may bağlantılarından hiçbiri dişsiz alveol kretleri boyunca stress dağılımı göstermez.

1978'de Berg ve Caputo(13) üst çene bölümlü protezlerde kullanılan ve ön tarafa yerleştirilen tırnakların periodontal yapılar üzerindeki etkilerini fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelediler. Bu araştırmacılar kaide plağının ön tarafında ve orta kesici dişlerde oluşan stresslerin tüm diş kavsi boyunca alveol kretlerine en geniş şekilde iletildiğini ileri sürdüler.

1978'de McDowell(53) sonu serbest biten bölümlü protezlerde üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile bir çalışma yaptı. Bu çalışmada birinci büyük azı bölgesinden tek taraflı dikey bir kuvvet uygulandığında, endirekt tutucular aracılığı ile iletilen kuvvetlerin etkilerini araştırdı. Bu araştırma sonunda yükleme yapılan tarafta ve endirekt tutucu bulunan destek dişin apeksinde iki katı daha fazla stress oluştuğunu söyledi.

1979'da Standlee, Caputo, Ralph(74) çiğneme esnasında alt çenenin kondil başında yoğunlaşan stressleri incelediler. Bunun için birbirine benzeyen üç adet dişli insan alt çenesinin modellerini fotoelastik bir maddeden döktüler. Bu modelleri ayrı ayrı iki değişik tip eksentrik oklüzyon durumunda yüklediler. Sonuçlar lateral hareketlerde azıların temas etmediği oklüzyon durumunda (Anterior guidance) azıların temas ettiği oklüzyon durumuna göre (group function) kondillerde en az stress oluştuğunu saptadılar.

1979'da Ulusoy(79) altçene Kennedy I vakalarında kullanılan farklı direkt tutucuları, destek dişlere ilettikleri kuvvetler bakımından üç-boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile inceledi. Dikey kuvvetlerin genellikle destek dişler bölgesinde yoğunlaştığını ve denemesi yapılan bütün tutucularda, dişsiz kretlerin en arka kısmının daha az dikey kuvvet aldığını saptadı.

1979'da Ersoy(34) üst çenede Kennedy III Mod I vakalarına uygulanan sabit köprü ve değişik hareketli bölümlü protezleri kuvvet analizi yönünden üç-boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile inceledi. Bu tür vakalarda öncelikle köprü sistemi sabit protezlerin endike olduğunu, akers kroşeli bölümlü protezlerin ise ikinci derecede avantajlı olduğunu gösterdi. Ceka barlı bölümlü protezlerin yatay kuvvetlere karşı olumsuz cevaplar vermesi sebebiyle dezavantajlı olduğunu söyledi.

1980'de Sutherland ve Holland(75) sabit bölümlü protezlerin rijid ve rijid olmayan dizaynlarında destek dokulardaki stress dağılımını 2 boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelediler ve şu sonuçları elde ettiler:

1- Rijid dizaynlar nonrijid dizaynlara göre stressi destek dokulara daha iyi iletirler.

2- Destek dokulardaki stress dağılımı kuvvetin yönü ve miktarı ile değişir.

3- Ney ve stern ataşmanlı nonrijid sabit parsiyel protezlerde stress dağılımının konsantrasyonunda dikey yükleme de belirgin bir fark yoktur

1985'de Reitz ve Caputo(69) alt çene Kennedy II Mod I vakasında üç değişik tipte büyük bağlayıcıda oluşan stressleri üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelediler. Bu araştırmacılar büyük bağlayıcının tek bir rijid parça halinde olmayıp ikiye ayrıldığı ve kuvvet kırıcı olarak görev yaptığı bağlayıcı tipinde, split (yarık) orta çizgiye uzatıldığında sonu serbest olan taraftaki destek dişte meydana gelen stresslerin daha az olduğunu söylediler. Destek dişle sonlanan tarafa kuvvet uygulandığında üç değişik tip büyük bağlayıcıda oluşan stressler arasında belirgin bir fark kaydedilmediğini söylediler.

1986'da Pezzoli ve Rossetto(62) iki tarafı serbest sonlanan bölümlü protezlerde üç-boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile kroşeleri, presizyon ataşmanlarını ve stress breaker'ları incelediler, ve şu sonuçları elde ettiler:

1- Stress breaker kullanılan iskelet protezlerde en fazla stress saptanmıştır.

2- Kroşeli ve presizyon ataşmanlı iskelet protezlerde orta derecede stress saptanmıştır.

3- Mezial tırnaklı iskelet protezlerde, distal tırnaklı protezlere göre daha iyi stress dağılımı görülmüştür.

4- Endirekt tutucu uygulanan kanin dişlerinde stress dağılımı görülmüştür

5- Teleskopik iskelet protezlerde destek dokularda en iyi stress dağılımı saptanmıştır.

1986'da Ko ve McDowell(48) mezial ve distal oklüzal tırnaklı mandibuler bölümlü protezlerde stress dağılımını üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi ile incelediler. Şu sonuçları elde ettiler:

1- Destek diş üzerine uygulanan distal oklüzal tırnak, vestibül yüzde mezial oklüzal tırnaktan daha fazla stresse sebep olmuştur.

2- Alveoler kret üzerinden yük uygulandığında mezial oklüzal tırnaklar distal oklüzal tırnaklara göre daha çok stress oluşturmuştur.

1989'da Chou ve Caputo(22) iki taraflı serbest sonlanan bölümlü protezlerde kroşeler ve hassas bağlantılarla oluşan stress dağılımını Quasi-üç boyutlu stress analizi yöntemi ile incelediler. Genel olarak intrakoronal ataşmanların klasik kroşelere nazaran daha fazla stresse sebep olduklarını saptadılar. Bu araştırmacılar kroşelerin içinde de RPI sisteminin en düzenli ve az miktarda stress dağılımı oluşturduğunu söylediler.

Obtüratör Protezler Konusunda Yapılmış Fotoelastik Çalışmalar

1985'de Schwartzman, Caputo, Beumer(71) orta hat rezeksiyonu geçirmiş dişli hastalarda altı değişik tipte iskelet protez planlaması ile oklüzal kuvvetlerin destek dokulara iletimini üç boyutlu fotoelastik stress analiz yöntemi ile incelediler ve şu sonuçları elde ettiler:

1- Bütün iskelet protezler fizyolojik düzeltme ile denendi ve yük-leme ile destek dokularda ortaya çıkan zararın en aza indirildiği saptandı.

2- Bütün iskelet protez planlamalarında en çok stress küçük kazılar bölgesinde saptandı.

3- Palatinal retansiyon bukkal retansiyondan daha fazla stress oluşturdu.

4- Ön bölgede singulum tırnaklı I-bar kroşe oklüzal-kuvvetlerin dişin uzun eksen boyunca iletiminde en iyi kombinasyon olarak belirlendi.

5- Stresi dengeleme açısından denenen iskelet protez planlamaları iyiden kötüye sıralanacak olursa:

- 1- İnfrabulge I-bar kroşe (bukkal veya palatinal retansiyon)
- 2- Kombine kroşe (bukkal retansiyon)
- 3- Çevresel (Akers) kroşe (bukkal retansiyon)
- 4- Swing-lock sistemi

1989'da Myers ve Mitchell(59) orta hat rezeksiyonlu dişli hastalarda dört değişik iskelet protez planlaması ile oluşan stress dağılımını Quasi-üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelediler ve şu sonuçları elde ettiler.

1- Denenen bütün iskelet protez planlamalarında damakta bir miktar stress saptanmıştır.

2- Bukkal retansiyonlu, palatinal resiprokasyonlu çevresel kroşeli planlama kalan damakta önemli derecede stress oluşturmuştur.

3- Bukkal retansiyonlu çevresel kroşe-palatinal plak kullanılan planlama ve bukkal retansiyon, palatinal resiprokasyonlu çevresel kroşeli planlama santral dişten 1. küçük azya kadar olan bölgede en az stresse sebep olmuştur.

4- Swing-Lock sistemi ve çevresel kroşe-bukkal resiprokasyon - I.bar kroşe, palatinal retansiyonlu planlamalar bütün dişlerde önemli derecede stress oluşturmuştur.

1990'da Schwartzman, Caputa Beumer(72) orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda 6 değişik tipte iskelet protez planlaması ile oluşan stress dağılımını üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi ile incelediler ve şu sonuçları elde ettiler:

1- I-bar kroşe sistemi ve bukkal retansiyonlu çevresel kroşe sistemi en iyisidir. Bu planlamalarda palatinal retansiyon kullanıldığında önemli derecede stress oluşmuştur.

2- Kombine kroşe ve Swing-Lock sistemi orta derecede stress yaratmıştır

3- Palatinal retansiyonlu iskelet protez planlamalarında bukkal retansiyonlu planlamalara göre daha çok stress oluşmuştur.

3. ÇALIŞMANIN AMACI

Kazanılmış maksiller defektler içinde en sık rastlanılan orta hat rezeksiyonlu vakalardır. Bu vakalarda geri kalan yapılar tek taraflıdır. Bu yüzden geri kalan yapılara yönelmiş bileşik kuvvetler ile protez hareketlenebilir. Aynı kuvvetler kemik erimesini arttırır ve obturator protez için kalan desteği tehlikeye düşürür(1,6,7,8,14,17,25,29,31,37,41,44,46,68,73).

Orta hat rezeksiyonlu dişli hastaların protetik rehabilitasyonları akrilik veya iskelet obtüratör protezlerle yapılabilir. Bu hastalara yapılan iskelet protezlerde planlama yapılırken, protezi fonksiyon halinde etkileyen kuvvetlerin kalan destek dokulara patolojik stres uygulayamayacağı şekilde bir düzenleme yapılmasına dikkat edilmelidir. Çünkü fizyolojik tolerans sınırlarını aşan kuvvetler protezin desteğini oluşturan dokularda patolojik sonuçlar doğurabilir(8,14,59,71,72,73). Destek dokularda oluşan bu sonuçlar (stressler) çeşitli analiz yöntemleri ile tespit edilebilirler(19,24).

Çalışmamızda bu amaca yönelik olarak orta hat rezeksiyonlu dişli vakalara uyguladığımız beş değişik iskelet protez planlaması ile dişkökleri çevresinde ve kalan damakta oluşan stressleri fotoelastik modellerden yararlanarak, stress analizi yöntemlerinden biri olan 3 boyutlu fotoelastik analiz yöntemi ile inceledik. Uygulanan kuvvetlerle destek dokularda oluşan stresslerin yoğunlaştığı bölgeleri saptayıp, kuvvetlerin dişler üzerinde daha homojen olarak dağılabilmesi için en uygun iskelet protez planlamasını saptamaya çalıştık. Böylece protezlerin ağızda kalan dişler veya diğer destek dokulara verebileceği zararı deneysel olarak ortaya koyup önlemeye çalıştık.

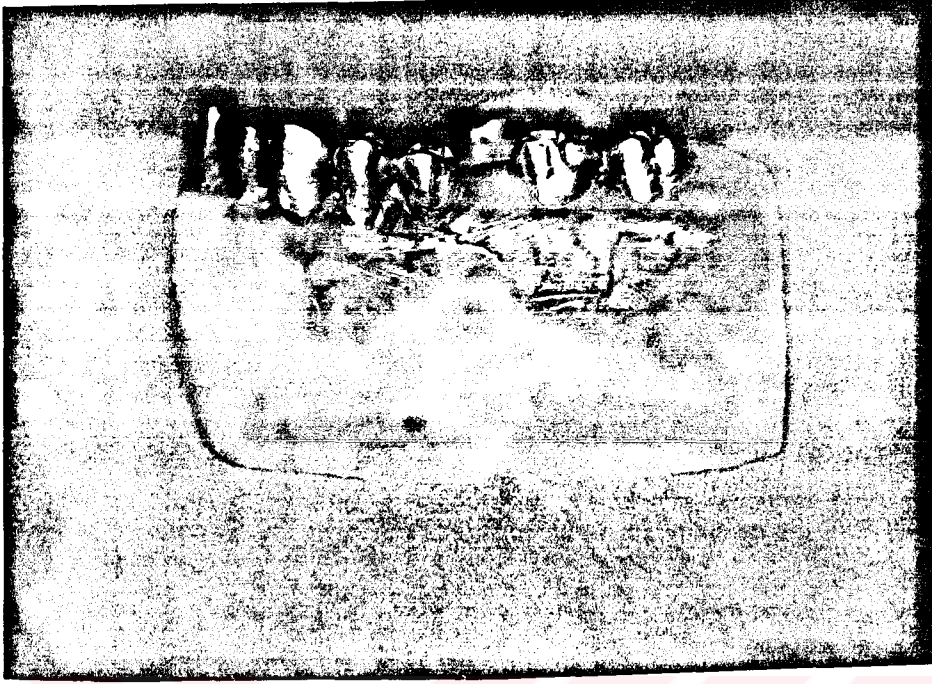
GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma cerrahi defekt tiplerinden en fazla rastlanılan orta hat rezeksiyonlu (mid line resection) ve kalan maksiller yapıları dişli hasta ağızına benzeyen eşit boyutlardaki deney modelleri üzerinde üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile yapılmıştır. Standardizasyon tüm deneylerde aynı kalıptan hazırlanan modeller ile sağlanmıştır.

4.1. Fotoelastik Deney Modellerinin Hazırlanması

4.1.1. Mesing Dişlerin Hazırlanması

İnsan maksillasındaki dişlerle eşit boyutlarda ve şekildeki dişlerin (Columbia Dentoform Corp) mavi mumdan kalıbı hazırlandı. Bu kalıplar üzerinde gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra manşete alınarak mesing metalinden döküldü. Santral kesici diş, lateral kesici diş, kanin dişi, birinci ve ikinci küçük azı, ikinci ve üçüncü büyük azı dişleri hazırlandı. Biz çalışmamızda birinci büyük azı dişi insanların büyük bir kısmında erken yaşta çekildiği için koymadık ve dişsiz olan bu bölgede oluşan stressleri de tespit etmeyi amaçladık. Hazırladığımız mesing dişler üzerinde vertikal rehber düzlemler, tırnak yerleri, retantif yüzeyler oluşturuldu. Her fotoelastik model üzerinde aynı mesing dişler kullanıldı (Resim 1).



Resim 1 : Üzerinde mesing dişler bulunan pembe mum model

4.1.2. Silikon Kalıbın Hazırlanması

Pembe mumdun orta hat boyunca operasyona uğramış üzerinde hazırladığımız mesing dişler bulunan bir üst çene modeli oluşturuldu (Resim 1). Bu model bir mukavva kutu içine yerleştirildi. Esası silikon kauçuğu olan kalıp materyali (RTV Silicone, Dow Corning., Midland, Mich) katalizörü ile (1 kg silikona 50 gr katalizör) 15 dakika karıştırılarak mum model üzerine döküldü. Silikon kalıbın donması için 24 saat beklendikten sonra içindeki mum temizlendi.

4.1.3. Araldit Modelin Hazırlanması

Silikon kalıp içindeki kron yuvalarına mesing dişler kökleri yukarıda kalacak şekilde yerleştirildi. Dişlerin kök yüzeylerine periodontol membranı taklit etmek için 0,25 mm kalınlığında viscogel (detrey Division, Dentsply Limited Weybridge Surrey, England) tatbik edildi.

100 gr Araldit-D maddesi (Ciba - Geigy Firmasının ürünü) 20 gr amin tipi katalizör (H.V. 956) ile oda sıcaklığında 10 dakika karıştırılarak silikon kalıp içine yavaş yavaş döküldü. Birgün süre ile maddenin sertleşmesi beklendi. Daha sonra fotoelastik maksilla modeli esnek özellikle olan silikon kalıptan rahatlıkla çıkartıldı (Resim 2). Bu işlemler 5 kez tekrar edildi ve stress dağılımının incelenmesi istenen prototiple tıpatıp aynı 5 araldit maksilla modeli elde edildi. Daha sonra bu modeller üzerinde herbiri için ayrı ayrı molloplast-B'den (Mollaplast KG Köstner Co) gingivayı taklit eden yumuşak kaideler hazırlandı.



Resim 2 : Silikon kalıp ve araldit deney modeli

4.1.4. Kalibrasyon Disklerinin Hazırlanması

Fotoelastik deney modelleri hazırlanırken her bir model için kullanılan Araldit-D maddesinden birer adet kalibrasyon diski hazırlandı. Bu diskler çapı 7,5 cm kalınlığı 1 cm. olan çelik kalıplar içine Araldit-D maddesi dökülerek elde edildi.

4.2. İskelet Protez Planlamaları

Beş araldit deney modeli üzerinde beş farklı iskelet protez planlaması düzenlendi. Bütün iskelet protez planlamaları tripodal olarak hazırlandı. Planlamaların hepsinde iskelet kaidesi, serbest dişeti kenarı ile arasında 6 mm kalacak şekilde planlandı.

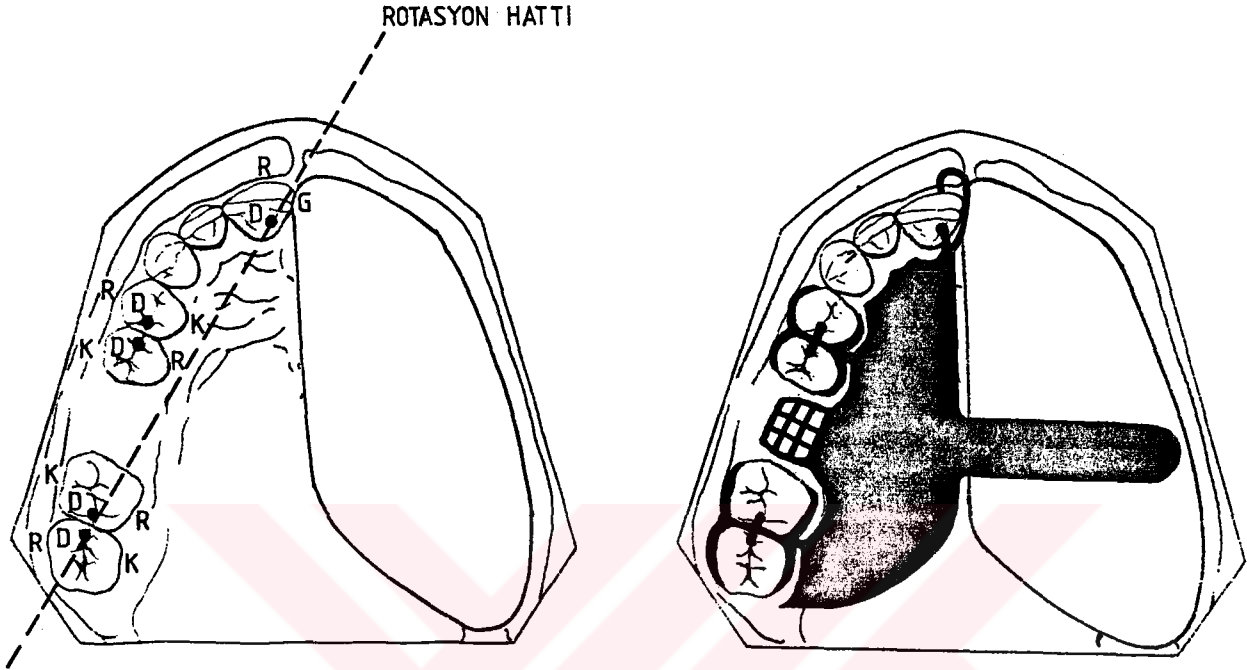
Birinci İskelet Protez Planlaması

- Santral kesici diş : RPI kroşe sistemi
1.ve 2. küçük azı dişi : Çapraz işlevli akers (çevresel) kroşe
2.ve 3. büyük azı dişi : Çapraz işlevli akers (çevresel) kroşe

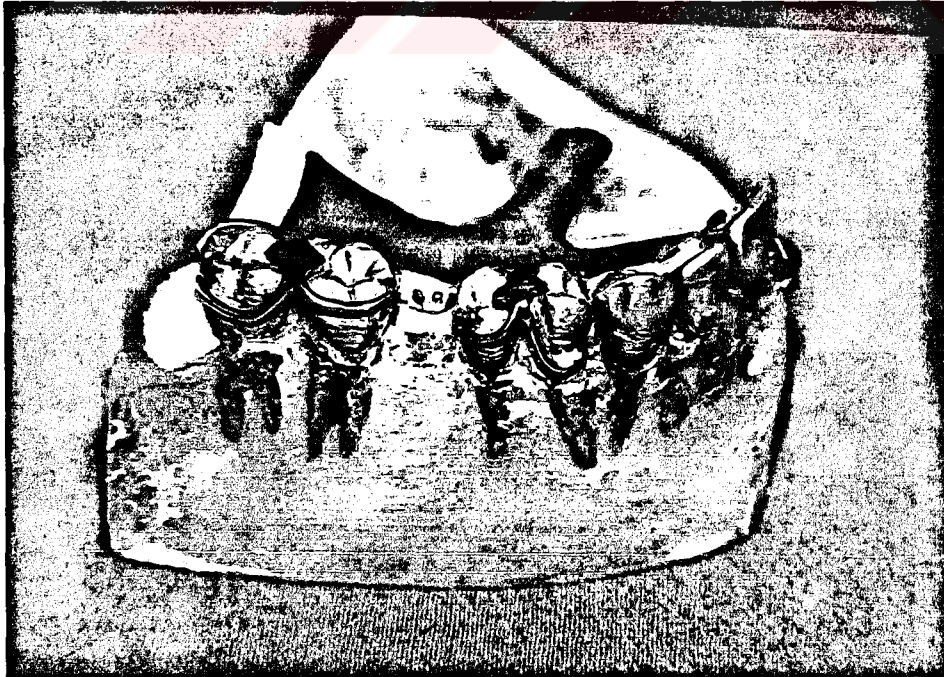
Birinci planlama da oklüzal tırnak orta kesici dişe, ve üçüncü büyük azı dişlerine uygulanarak destek sağlandı. Küçük azı dişlerinin mezial ve distal tarafına yugulanan oklüzal tırnaklarla endirekt retansiyon elde edildi. Direkt tutuculuk orta kesici diş, küçük azı ve büyük azı dişlerine uygulanan kroşelerle elde edildi.

Bu planlamada santral kesici diş üzerine rehber düzlem hazırlandıktan sonra RPI kroşe sistemi uygulandı. Küçük azı dişleri üzerinde çapraz işlevli akers kroşe kullanıldı. Çapraz akers kroşe sistemi birinci küçük azı dişinde retantif kol vestibül yüzde, resiprokal kol palatinal yüzde olacak şekilde düzenlendi. İkinci küçük azı dişinde resiprokal kol vestibül yüze, retantif kroşe kolu palatinal yüze konuldu. İkinci ve üçüncü büyük azı dişlerinde de çapraz işlevli akers (çevresel) kroşe sistemi kullanıldı. Çapraz akers sistemi ikinci büyük azı dişinde retantif kol palatinal yüzde, resiprokal kroşe kolu vestibül yüzde olacak şekilde düzenlendi. Üçüncü büyük azı dişinde retantif kroşe kolu vestibüle, resiprokal kroşe kolu palatine koyuldu (Şekil 7) (Resim 3).

G: GİRİŞ YOLU
R: RETANTİF KISIM
K: KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
D: DESTEK



Şekil 7 :Araştırma vakamız için düzenlediğimiz 1. iskelet protez planlaması



Resim 3 : 1. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü

İkinci İskelet Protez Planlaması

Santral kesici diş : RPI - kroşe sistemi

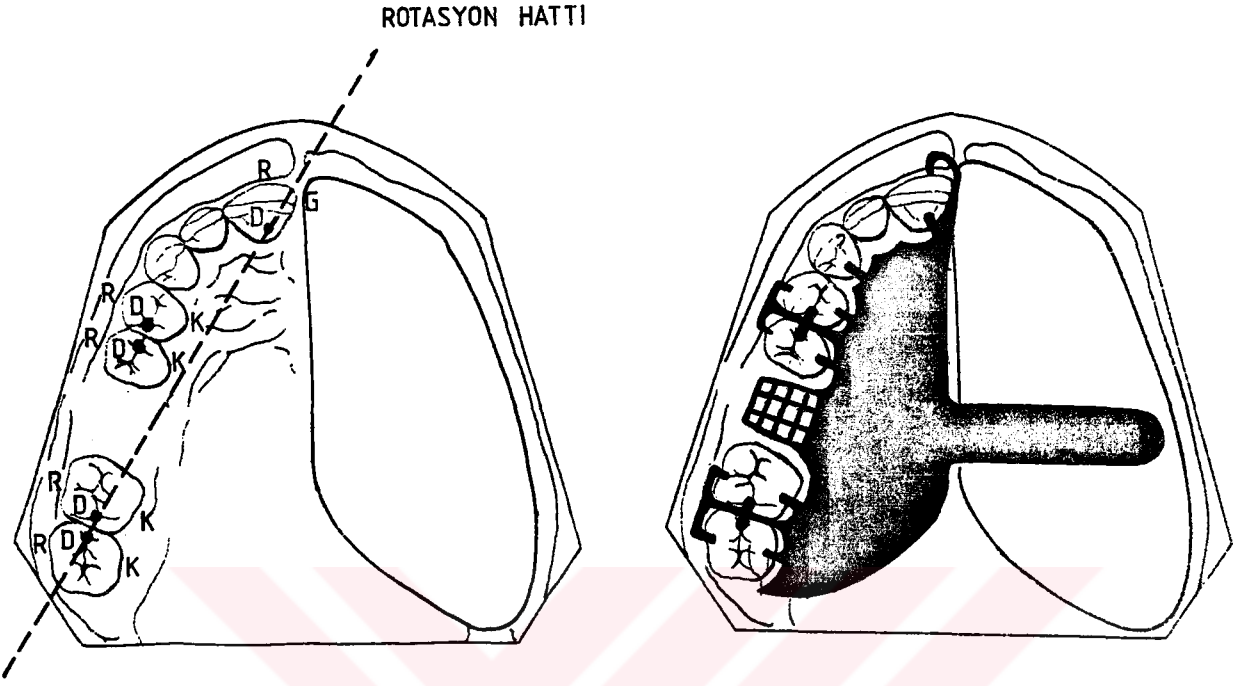
1. ve 2. küçük azı dişi : I-bar kroşe

2. ve 3. büyük azı dişi : I-bar kroşe

İkinci iskelet protez planlamasında oklüzal tırnak santral kesicid işe ve üçüncü büyük azı dişine uygulanarak destek sağlandı. Kanin dişi, birinci ve ikinci küçük azı dişlerine uygulanan tırnaklarla endirekt retansiyon elde edildi. Direkt retansiyon santral kesici diş, küçük azı ve büyük azı dişlerine uygulanan kroşelerle sağlandı.

Bu planlamada santral kesici diş üzerine rehber düzlem hazırlandıktan sonra RPI (Proksimal plak-mezial tırnak I-bar kroşe) sistemi uygulandı. Küçük ve büyük azı dişlerinde I-bar kroşe kullanıldı. I bar kroşe uygulanan bütün dişlerde retantif kroşe kolu vestibül yüze, resiprokal kroşe kolu palatinal yüze koyularak direkt retansiyon elde edildi (Şekil 8) (Resim 4).

G: GİRİŞ YOLU
 R: RETANTİF KISIM
 K: KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
 D: DESTEK



Şekil 8 : Araştırma vakamız için düzenlediğimiz 2. iskelet protez planlaması



Resim 4: 2. iskelet protez planlamasının araldit modeli üzerindeki görünümü

Üçüncü İskelet Protez Planlaması

- Santral kesici diş : RPI - kroşe sistemi
1. ve 2. küçük azı dişi : Akers (Çevresel) kroşe
2. ve 3. büyük azı dişi : Akers (çevresel) kroşe

Üçüncü iskelet protez planlamasında santral kesici diş ve üçüncü büyük azı dişine uygulanan tırnaklarla destek elde edildi. Endirekt retansiyon küçük azılar ve kanin dişine konulan tırnaklarla sağlandı. Santral kesici diş küçük ve büyük azı dişlerine uygulanan kroşelerle direkt retansiyon elde edildi.

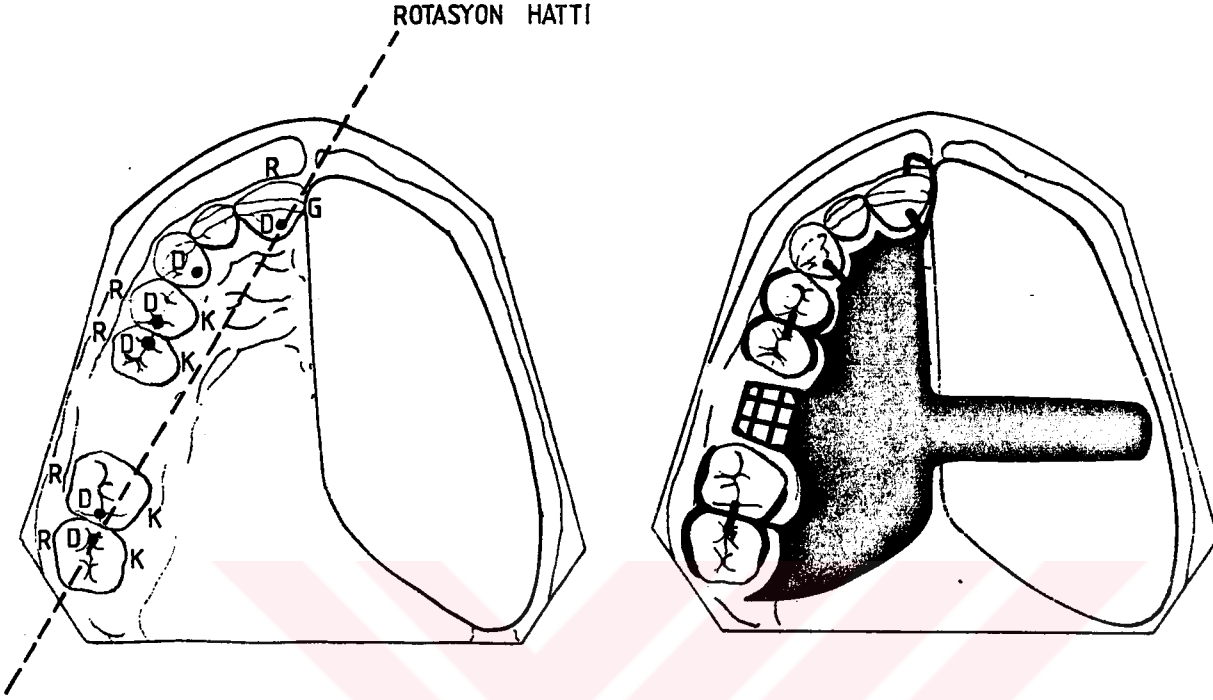
Bu planlamada santral kesici diş üzerinde rehber düzlem hazırlandıktan sonra RPI kroşe sistemi uygulandı. Küçük ve büyük azı dişlerine akers kroşe uygulandı. Akers kroşe uygulanan dişlerde retantif kroşe kolu vestibüle, resiprokal kroşe kolu palatinal yüze konuldu (Şekil 9) (Resim 5).

Dördüncü İskelet Protez Planlaması

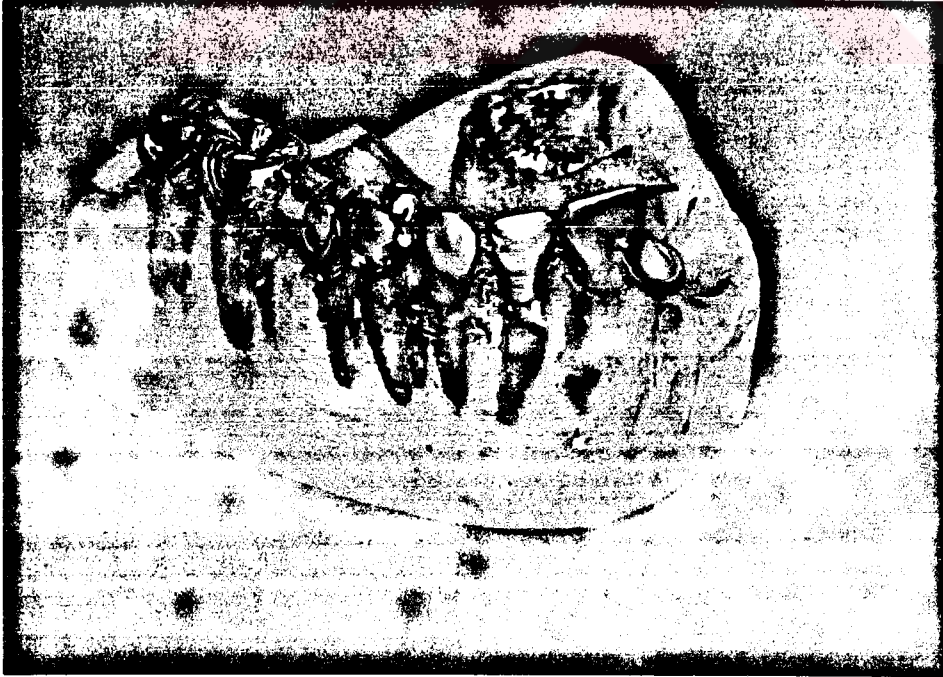
- Santral kesici diş : Kombine kroşe
1. ve 2. küçük azı dişi : Çapraz I-bar kroşe
2. ve 3. büyük azı dişi : Çapraz Akers kroşe (çevresel)

Dördüncü planlamada santral kesici diş ve üçüncü büyük azı dişine uygulanan tırnaklarla destek elde edildi. Endirekt retansiyon küçük azı dişlerine konulan tırnaklarla sağlandı. Direkt retansiyon santral kesici diş, küçük ve büyük azı dişlerine uygulanan kroşelerle elde edildi.

G: GİRİŞ YOLU
R: RETANTİF KISIM
K: KAVRAYICI (Resprokal kısım)
D: DESTEK



Şekil 9 : Araştırma vakamız için düzenlediğimiz 3. iskelet protez planlaması



Resim 5 : 3.iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü

Bu planlamada santral kesici diş üzerine retantif kolu bükme tel-den resiprokal kolu dökümden oluşan kombine kroşe uygulandı. Küçük azı dişlerinde çapraz I-bar kroşe sistemi kullanıldı. Bu kroşe sistemi birinci küçük azıda retantif kol palatinal yüzde, resiprokal kol vestibül yüzde olacak şekilde planlandı. İkinci küçük azıda retantif kroşe kolu vestibül yüze resiprokal kroşe kolu palatinal yüze konuldu. Büyük azı dişlerinde çapraz akers kroşe sistemi kullanıldı. Bu sistemde 2. büyük azı dişinde retantif kroşe kolu vestibülde, resiprokal kol palatinalde olacak şekilde düzenleme yapıldı. 3. büyük azıda resiprokal kroşe kolu vestibül yüze, retantif kroşe kolu palatinal yüze yerleştirildi (Şekil 10) (Resim 6).

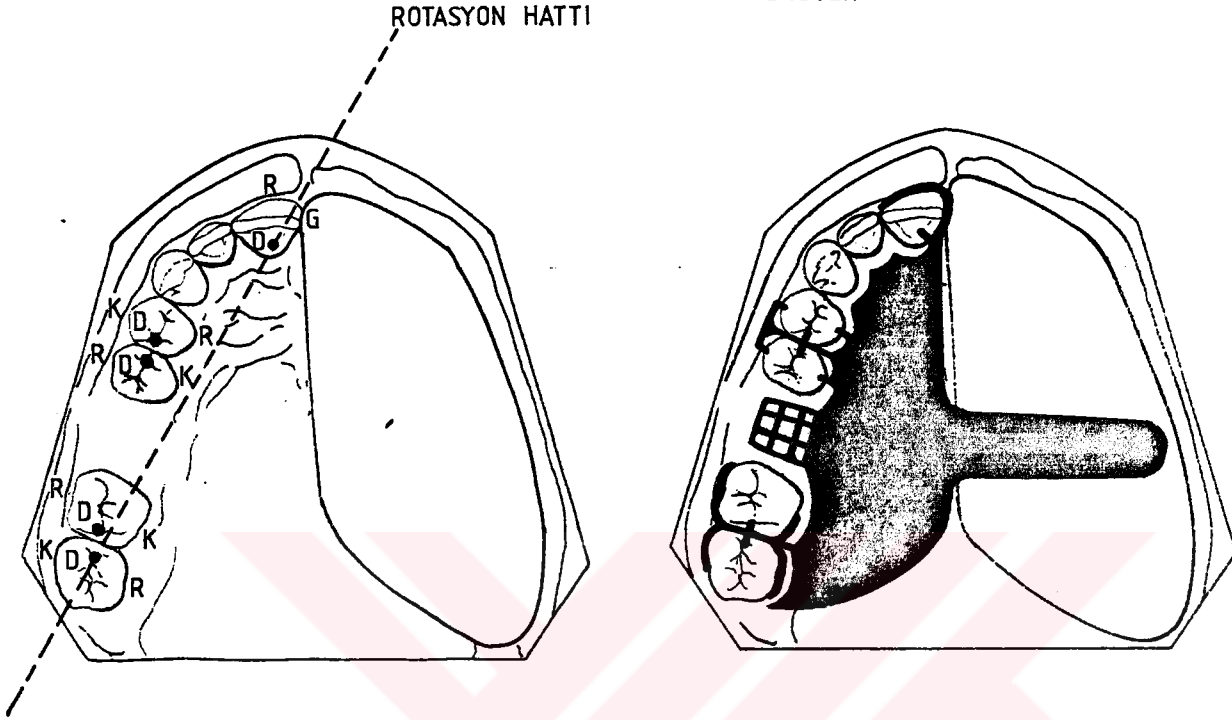
Beşinci İskelet Protez Planlaması

- Santral kesici diş : Y-bar kroşe
 1. ve 2. küçük azı dişi : Uzatılmış kollu bar kroşe
 2. ve 3. büyük azı dişi : Çapraz akers (çevresel) kroşe

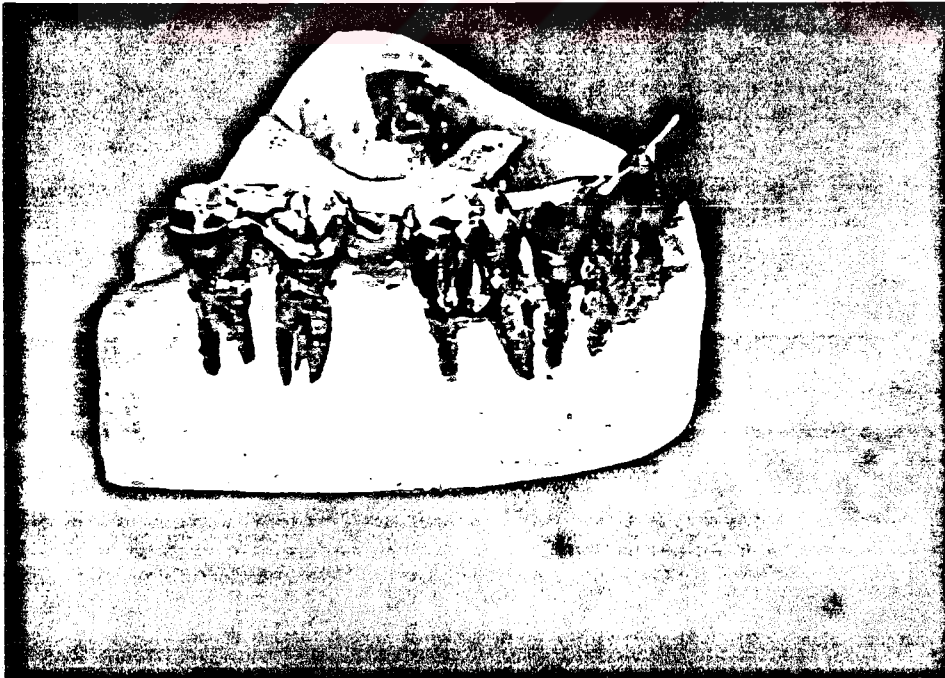
Beşinci planlamada da santral kesici diş ve üçüncü büyük azı dişine uygulanan tırnaklarla destek elde edildi. Endirekt retansiyon kanin ve küçük azı dişlerine uygulanan tırnaklarla sağlandı. Direkt retansiyon santral kesici, diş küçük ve büyük azı dişlerine uygulanan kroşelerle elde edildi.

5. planlamada santral kesici diş üzerine Y-bar kroşe uygulandı. Küçük azı dişlerine uzatılmış kollu bar kroşe konuldu. Bu kroşe retantif kroşe kolu vestibül yüzde , resiprokal kol palatinal yüzde olacak şekilde düzenlendi. Büyük azı dişlerinde çapraz akers kroşe uygulandı. Bu kroşe sistemi ikinci büyük azıda retantif kroşe kolu vestibülde, resiprokal kroşe kolu palatinal yüzde olacak şekilde düzenlendi. 3. büyük azı dişinde retantif kroşe kolu palatinalde resiprokal kol vestibül yüze yerleştirildi (Şekil 11) (Resim 7).

G : GİRİŞ YOLU
 R : RETANTİF KISIM
 K : KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
 D : DESTEK

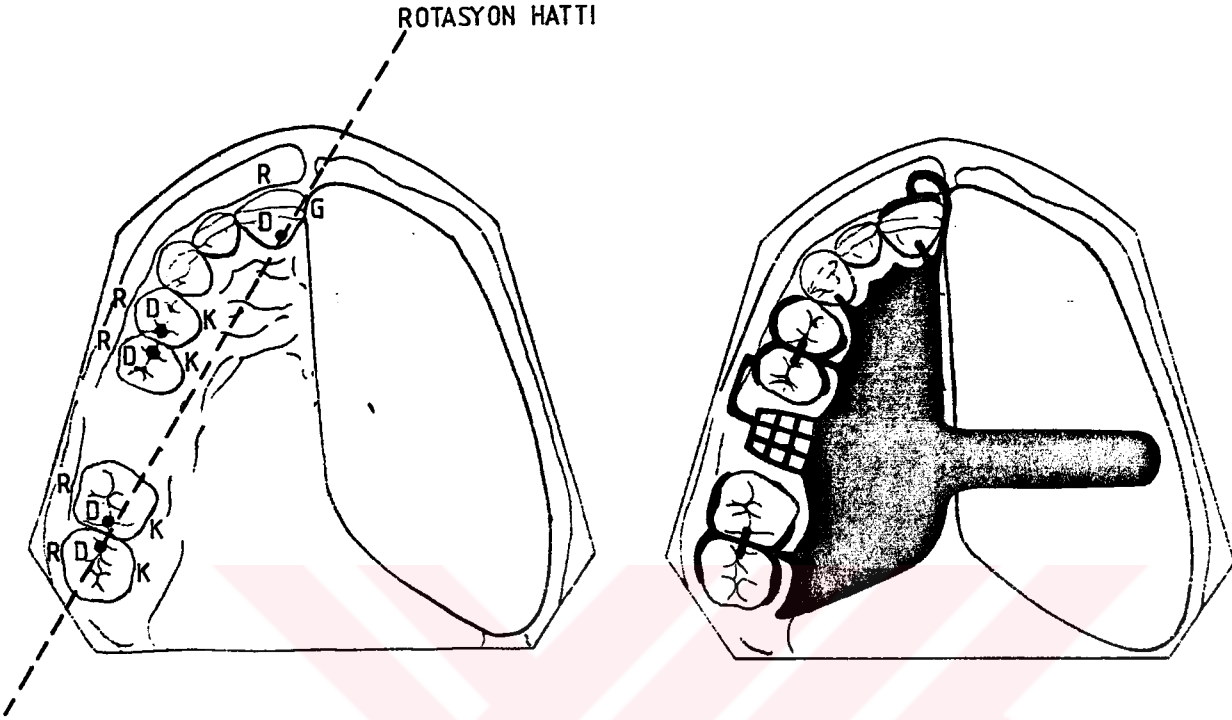


Şekil 10 : Araştırma vakamız için düzenlediğimiz 4. iskelet protez planlaması

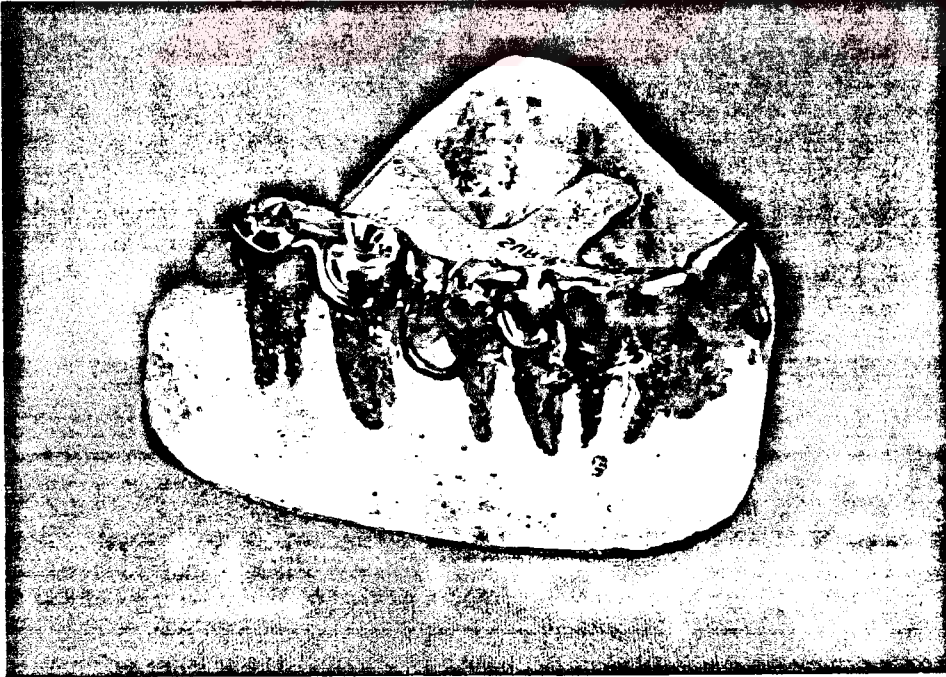


Resim 6 : 4. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü

G: GİRİŞ YOLU
 R: RETANTİF KISIM
 K: KAVRAYICI (Resiprokal kısım)
 D: DESTEK



Şekil 11 : Araştırma vakamız için düzenlediğimiz 5. iskelet protez planlaması



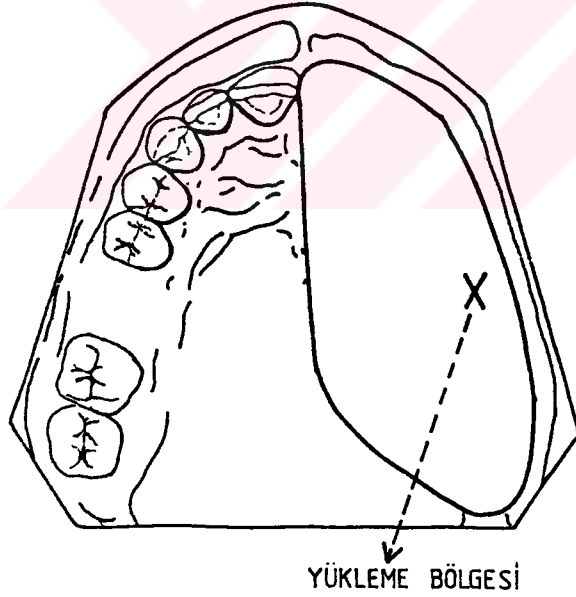
Resim 7 : 5. iskelet protez planlamasının araldit deney modeli üzerindeki görünümü

4.2.1. İskelet Protez Kaidelerinin Hazırlanması

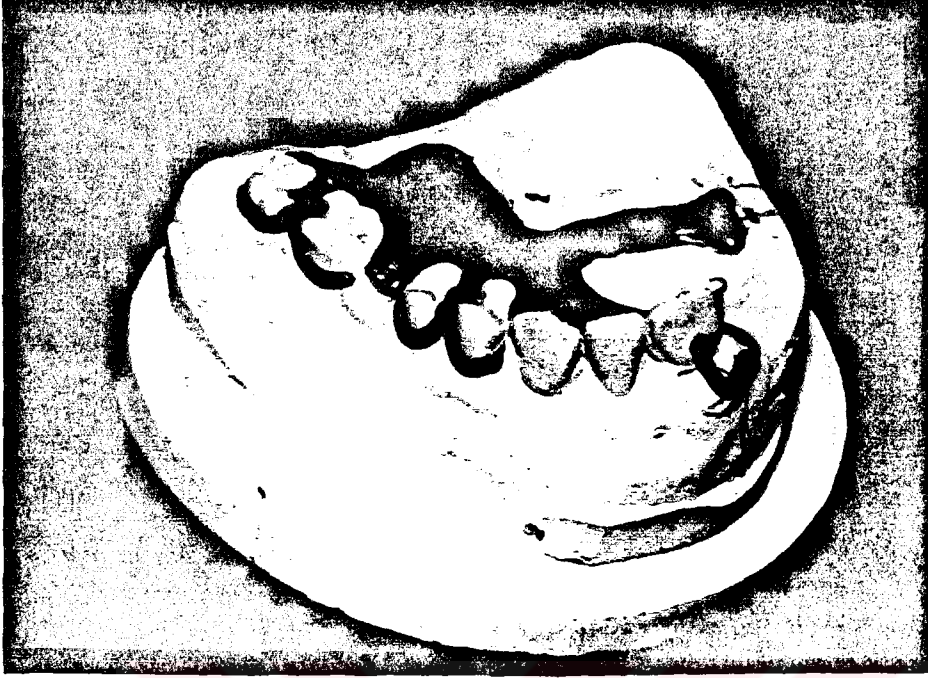
Fotoelastik deney modelleri üzerinde geleneksel laboratuvar teknikleri ile blok-out yapıldı ve iskelet protez kaideleri hazırlandı (Resim 8).

İskelet protez dökümleri krom-kobalt, molibden (Bego, Wironit % 64 Co, % 28,5 Cr, % 5 Mo, % 1 Si, % 1 Mn, % 5 CO, DIN 13912) alaşımından yapıldı.

İskelet protezlerde defekt tarafında yükleme yapılacak olan ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişleri arasında rastlayan bölgeye doğru bir uzantı yapıldı. Kuvvet herbir iskelet protezde bu uzantı üzerinde aynı noktadan tatbik edildi (Şekil 12).



Şekil 12 : Yükleme bölgesi
(Defekt tarafında 2. küçük azı ve 1. büyük azı dişleri arasında rastladığı varsayılan bölge)

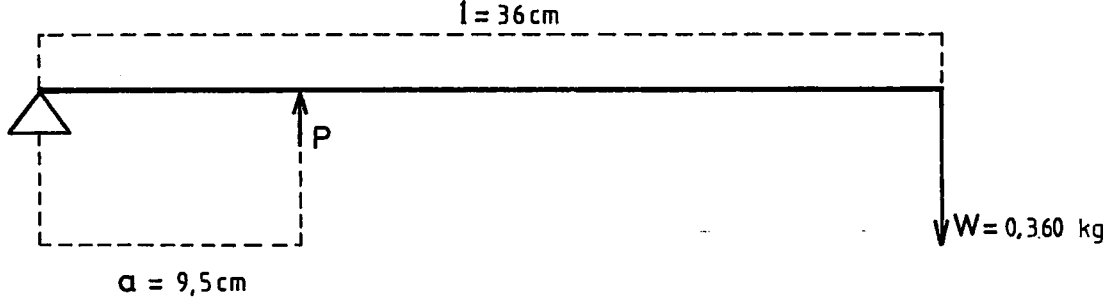


Resim 8 : Modelajı yapılmış iskelet protez planlamasının revetman model üzerindeki görünüşü

4.3. Fotoelastik Deney Modellerinin Yüklenmesi

Beş farklı iskelet protez kaidesi, fotoelastik modeller üzerine oturtuldu. Defekt bölgesinde ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişleri arasına rastlayan uzantı üzerinden dik yönde yükleme yapıldı.

Deney modelleri ve kalibrasyon modelleri için farklı yükleme apeareleri kullanıldı. Deney modelleri için kullanılan yükleme apeareyi (İ.T.Ü. İnşaat Mühendisliği Fakültesi Zemin Mekaniği Kürsüsü) özel olarak hazırlandı. Bu apearede l uzunluğu 36 cm idi ve 0,360 kg'lık bir kuvvet uygulandı. Aşağıdaki bağıntılardan faydalanılarak dikey yöndeki gerçek yük 1,342 kg olarak hesaplandı. Elde edilen fringe derecelerine göre 1,342 kg'lık yük deneysel araştırma için yeterli görüldü (Resim 9) (Şekil 13).



$$l = 36 \text{ cm}$$

$$a = 9,5 \text{ cm}$$

$$W = 0,360 \text{ kg}$$

$$P = \frac{W}{a} \times l = \frac{0,360}{9,5} \times 36$$

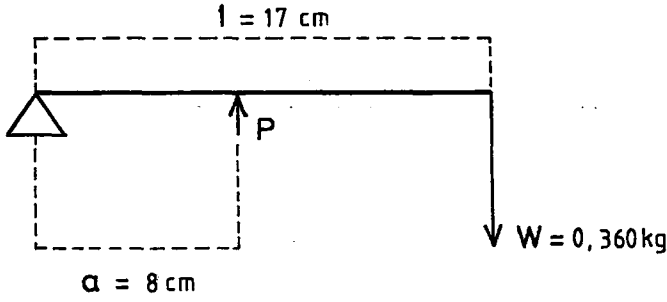
$$p = 1,342 \text{ kg}$$

Şekil 13 : Deney Modelleri için kullanılan yükleme aperiinin şematik görünümü



Resim 9 : Araldit deney modelinin özel yükleme aperiindeki görünümü

Kalibrasyon diskleride (İ.T.Ü. İnşaat Müh. Fak. Zemin Mekaniği Kürsüsünde) hazırlanan ayrı bir yükleme apereyinde yüklendi. Bu yükleme apereyinin l uzunluğu 17 cm idi ve 0,360 kg'lık yük uygulandı. Aşağıdaki formüllerden yararlanılarak kalibrasyon diskleri için dikey yöndeki gerçek yük 0,765 kg olarak saptandı.



$$l = 17 \text{ cm}$$

$$a = 8 \text{ cm}$$

$$W = 0,360 \text{ kg}$$

$$P = \frac{W}{a} \times l = \frac{0,360}{8} \times 17$$

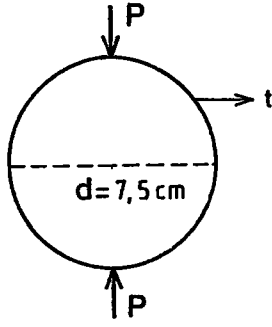
$$p = 0,765 \text{ kg}$$

Şekil 14 : Kalibrasyon diskleri için kullanılan yükleme apereyinin şematik görünümü



Resim 10 : Kalibrasyon diskinin özel yükleme apereyindeki görünümü

Malzeme optik katsayısı disk biçiminde hazırlanan kalibrasyon modellerinden aşağıdaki formüllerle bulundu.



C: Malzeme optik katsayısı
d: Kalibrasyon çapı
n: Eşrenk sayısı
p: Yük
t: Kalınlık

$$G_1 - G_2 = \frac{8p}{\pi dt}$$

$$G_1 - G_2 = \frac{n \cdot c}{t}$$

$$\frac{8p}{\pi dt} = \frac{n \cdot c}{t}$$

$$\frac{C = 8p}{\pi dn}$$

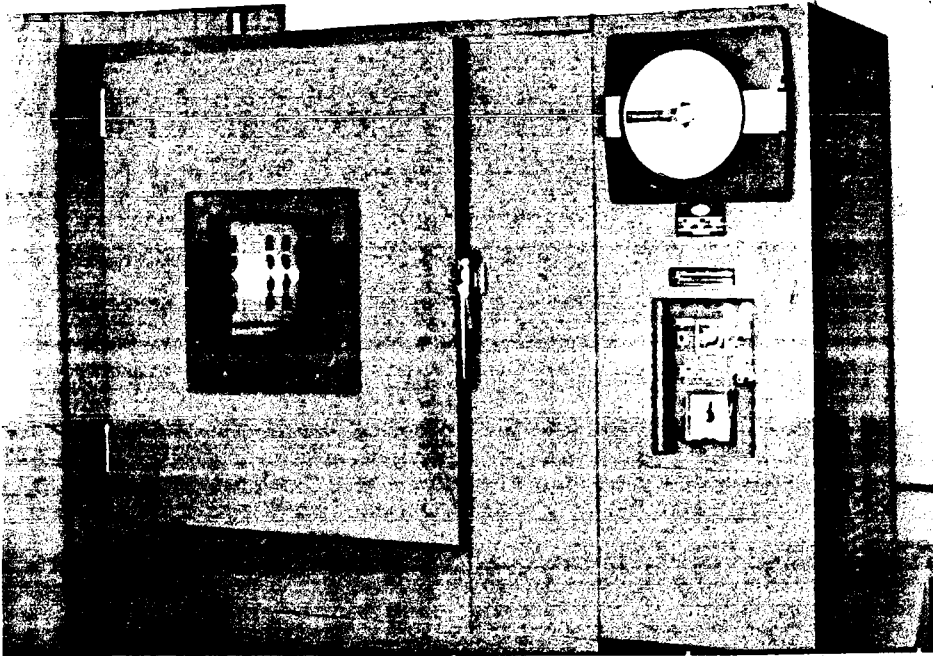
$$\frac{C = 8.0765}{\pi \cdot 715.1,5}$$

$$= 0,17 \text{ kg/cm}$$

Şekil 15 : Kalibrasyon diskinin şematik görünümü

4.4. Fotoelastik Deney Modellerinin Fotoelastik Fırına Konulması

Beş fotoelastik deney modeli üzerine uygulanan beş iskelet protez kaidesi ile birlikte herbirinde aynı yükleme bölgesinde yükledikten sonra farklı zamanlarda yükleme apereyi ile birlikte (İstanbul Teknik Üniversitesi İnşaat Mühendisliği Fakültesi Zemin Mekaniği Kürsüsünde) Photoelastik Inc'e ait fırının içine konuldu (Resim 11).



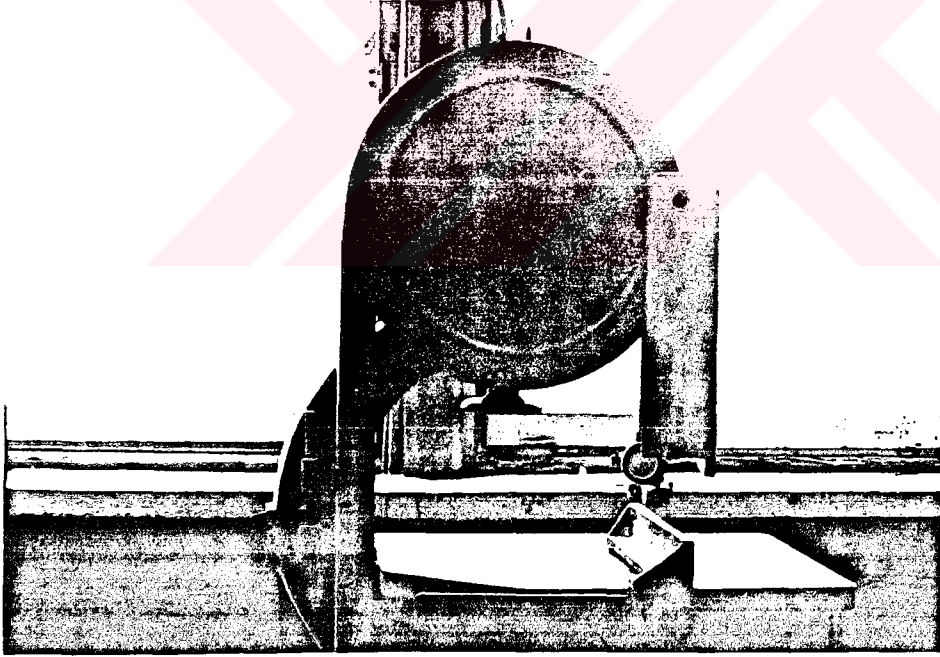
Resim 11 : Fotoelastik Fırın

Fırın ısısı 6 saatte 250° F a yükselecek, 1 saat bu ısı derecesinde kalıp tekrar 6 saatte oda sıcaklığına düşecek şekilde programlandı. Toplam 13 saat sonra fırından çıkarılan deney modelleri kesit alınmaya ve polaris-kopta incelenmeye hazır duruma getirildi.

Kalibrasyon diskleri de özel yükleme apareyinde yüklenerek ait oldukları deney modelleri ile birlikte fotoelastik fırına konuldu.

4.5. Fotoelastik Deney Modellerinden Kesitlerin Alınması

Yüklenilen her bir fotoelastik maksilla modelinden, üzerindeki mesing dişler çıkartıldıktan sonra dikey düzlemde kalınlığı $4,37 \pm 1$ mm olan 6'şar kesit alındı. Bu işlem içinde İ.T.Ü. İnşaat Mühendisliği Fakültesi Zemin Mekaniği Kürsüsündeki kesme aleti kullanıldı (Resim 12).

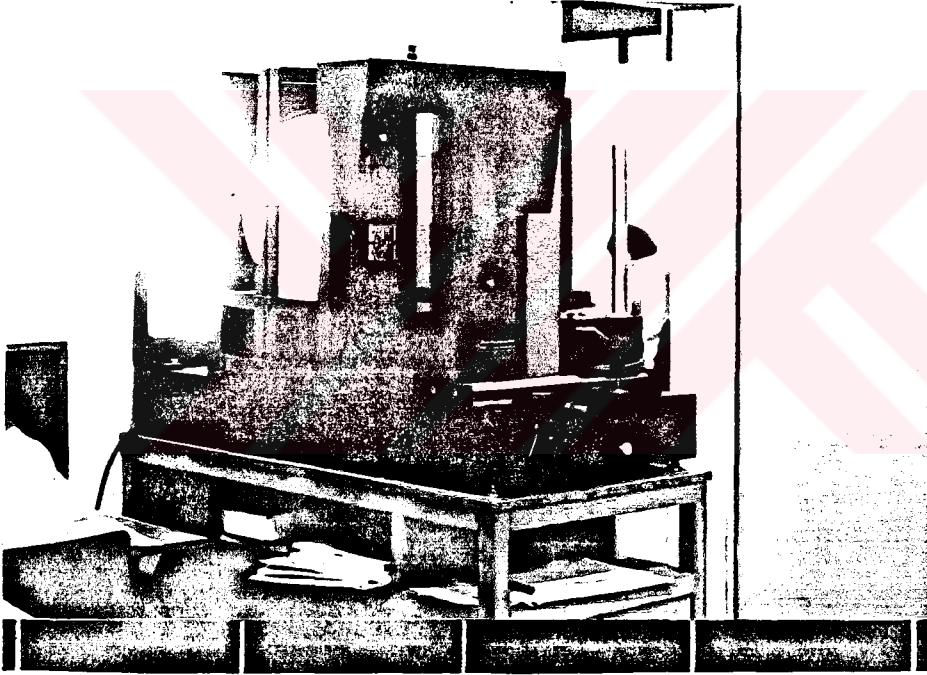


Resim 12 : Kesme Aleti

4.6. Fotoelastik Deney Modeli Kesitlerinin Polariskopta İncelenmesi

Deney modellerinden kesit alındıktan sonra kesitler tek tek polariskopta incelendi. Deneylerimizde dairesel polariskop (Pholtoelastic Inc) (Resim 13) 6x20 Wattlık beyaz ışık veren floresan lamba kullandık. Kesitlerin değerlendirilmeleri İ.T.Ü. İnşaat Müh.Fak. Öğretim üyelerinden Prof.Dr.Yalçın Aköz tarafından yapıldı.

Kalibrasyon diskleride fotoelastik fırından çıkartıldıktan sonra katsayıları polariskop aracılığı ile değerlendirildi.



Resim 13 : Polariskop

Deney modellerinin ve kalibrasyon disklerinin içinde oluşan kuvvet çizgilerinin görüntülerinide fotoğraf makinesi (Ektachrome, E 64, Eastmon Kodak Co. Rochester, N.Y) ile görüntüledik.

5. BULGULAR

Beş farklı fotoelastik deney modelinden alınan kesitlerin polaris-
kopta incelenmesi sonucu aşağıdaki bulgular elde edilmiştir (Çizelge 2-3).

5.1. Birinci İskelet Protez Planlaması Bulguları

Bu planlamada dişler üzerine aşağıdaki kroşeler uygulanmıştır.

- Santral kesici diş : RPI kroşe sistemi
1. ve 2. küçük azı dişi : Çevresel (çapraz Akers) kroşe
2. ve 3. büyük azı dişi : Çevresel (Çapraz Akers) kroşe

Vestibülo-palatinal yönde kesitler incelendiğinde elde edilen bul-
gular şunlardır:

1.KESİT: Görüntü elde edilememiştir.

2. KESİT: (Şekil 16) (Resim 14).

3. Büyük azı dişi: Vestibülo-distal kökün apekse yakın vestibül
yarısı distal yönde 4 değerinde büyük bir stress altındadır. Vestibülomezial
kök vestibül yarıda mezialde 5 değerinde en büyük basıncı alan dolayısıyla
en çok zorlanan kök yüzeyi durumundadır.

2. Büyük azı dişi: Vestibülo distal kökün distal yüzünde koleye yakın kısımda 1 değerinde stress görülmektedir.

2. Küçük azı dişi: Kökün vestibüldeki yarısında tam apekte 1 değerinde çok uygun bir stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Dişin vestibüldeki kökünün vestibül yarısında apekse yakın distal yüzde 1 değerinde çok uygun stress görülmektedir.

3. *KESİT*: (Şekil 17) (Resim 15).

3. Büyük azı dişi: Vestibülo distal kökün palatinal yarısında distal yüzde dar bir alanda 1 değerinde stress görülmektedir. Vestibülo mezial kökte palatinal yarıda mezial yüzde daha geniş alanda 2 değerinde basınç alanı görülmektedir. Trifürkasyon bölgesinde 2 değerinde stress görülmektedir.

İkinci büyük azı dişi: Palatinal kökte distal yüzde dar bir alanda 2 değerinde stress görülmektedir. 2. büyük azı dişi oldukça uygun bir basınç altındadır.

2. Küçük azı dişi: Kökün palatinal yarısında distal yüzde koleye yakın 2,5 değerinde stress mevcuttur.

1. küçük azı dişi: Palatinal kökün palatinal yarısında distal yüzde 2 değerinde stress mevcuttur.

4. *KESİT*: (Şekil 18) (Resim 16).

Stress değeri 1'den küçük olarak tespit edilmiştir.

5. *KESİT*: (Şekil 19) (Resim 17).

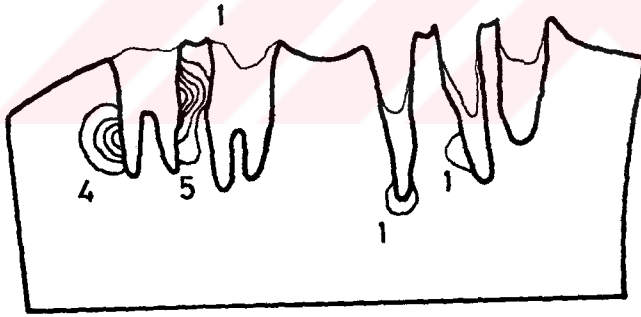
Santral kesici diş: Kökün mezial yüzeyinde ortasından koleye doğru olan bölgede 1 değerinde stress mevcuttur. Bu durum kemik desteği çok az kalmış olan santral diş için I-bar kraşenin çok uygun olduğunu göstermektedir.

6. KESİT: (Şekil 20) (Resim 18).

Rezeksiyon hattı: Rezeksiyon çizgisinin geçtiği alanda 1 değerinde çok uygun bir stress görülmektedir.



Resim 14 : Birinci iskelet protez planlaması 2.Kesit



Şekil 16 : Birinci iskelet protez planlaması 2.Kesit



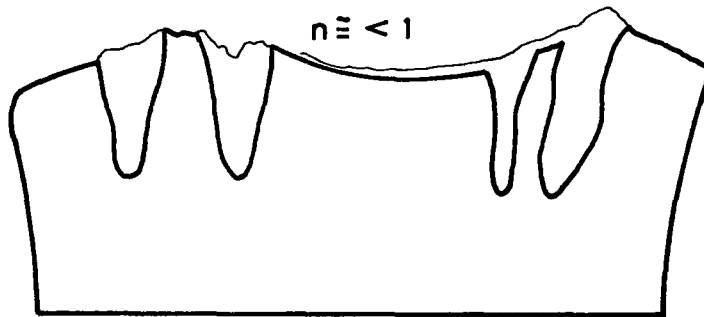
Resim 15 : Birinci iskelet protez planlaması 3. kesit



Şekil 17 : Birinci İskelet protez planlaması 3. kesit



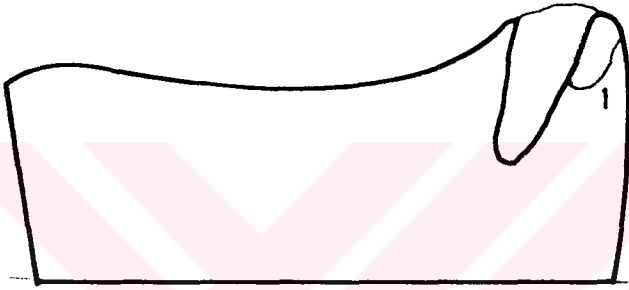
Resim 16 : Birinci iskelet protez planlaması 4. kesit



Şekil 18 : Birinci iskelet protez planlaması 4. kesit



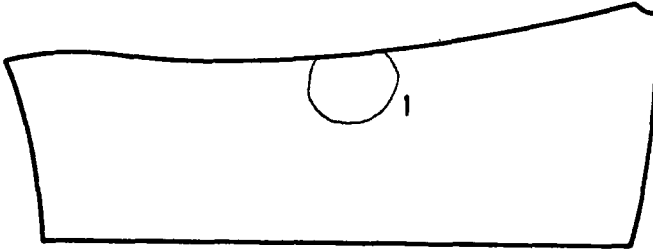
Resim 17 : Birinci iskelet protez planlaması 5. kesit



Şekil 19 : Birinci iskelet protez planlaması 5. kesit



Resim 18 : Birinci iskelet protez planlaması 6. kesit



Şekil 20 : Birinci iskelet protez planlaması 6. kesit

5.2. İkinci İskelet Protez Planlaması Bulguları

Bu planlamada dişler üzerine aşağıdaki kroşeler uygulanmıştır:

Santral kesici diş : RPI kroşe sistemi

1. ve 2. küçük azı dişi : I-bar kroşe

2. ve 3. büyük azı dişi : I-bar kroşe

Vestibülo palatinal yönde kesitler incelendiğinde elde edilen bulgular şunlardır:

1. **KESİT:** Görüntü elde edilememiştir.

2. **KESİT:** (Şekil 21)(Resim 19).

3. Büyük azı dizi: Vestibülo distal kökün vestibüldeki yarısında apekse yakın distal yüzde 1 değerinde iki stress kümesi görülmektedir. Vestibülomezial kökün vestibül yarısında stress görülmemektedir.

2. Büyük azı dişi: Vestibülo-distal ve vestibülomezial köklerde hiçbir stress görülmemektedir. 2. ve 3. büyük azı dişleri arasındaki septumda 1,5 değerinde stress görülmektedir.

2. Küçük azı dişi: Kökün vestibüldeki yarısının apeksine lokalize 1 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Vestibüldeki kökün apeksine yakın distal yüzünde 1 değerinde stress mevcuttur.

3. **KESİT:** (Şekil 22) (Resim 20).

3. Büyük azı dişi: Vestibülo-distal kökün palatinaldeki yarısının apekse ve krete yakın bölgesinde 1 değerinde çok az düzeyde stress mevcuttur. Vestibülomezial kökün palatinal yarısının krete yakın kısmında 1,5 değerinde az düzeyde stress görülmektedir. Trifürkasyon bölgesinde 1 değerinde çok önemsiz bir basınç birikimi mevcuttur.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökün distal yüzünde 1,5 değerinde stress mevcuttur.

2. Küçük azı dişi: Kökün palatinaldeki yarısının distalinde 1 değerinde mezialinde 1,5 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Palatinaldeki kökün distalinde apekse yakın 1,5 değerinde stress mevcuttur. 1. küçük azı ve kanin dişi arasında 0,5 değerinde yok denecek kadar az stress görülmektedir.

4. *KESİT* (Şekil 23) (Resim 21)

3. Büyük azı dişi: Palatinal kökün distal yüzünde apekse yakın 2 değerinde stress görülmektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökte hiçbir stress görülmemektedir.

5. *KESİT* (Şekil 24) (Resim 22)

Santral kesici dişi: Apekse yakın mezial yüzde 1 değerinde stress görülmektedir.

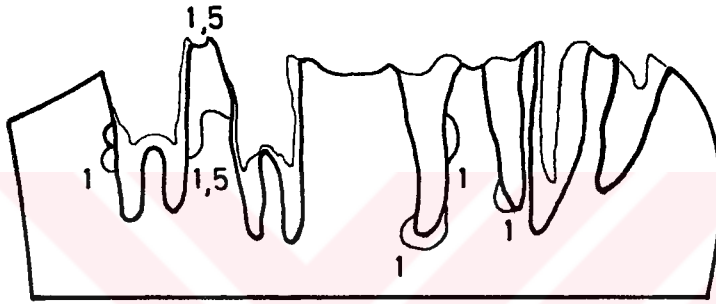
6. *KESİT*: (Şekil 25) (Resim 23)

Rezeksiyon hattı: Maksiller rezeksiyon çizgisinin geçtiği alanda 1 değerinde stress görülmektedir.

Bütünüyle retantif unsurların vestibülde, dengeleyici unsurların palatinalde yer aldığı I-bar kroşelerin kullanıldığı bu planlamada orta hat rezeksiyonu vakalarda dişler ve çevresindeki alveol kemiğin çok iyi korunduğu görülmektedir.



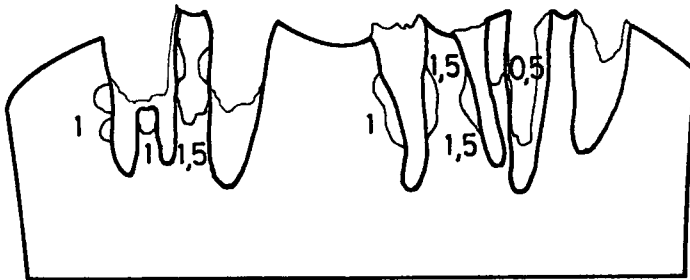
Resim 19 : İkinci iskelet protez planlaması 2. kesit



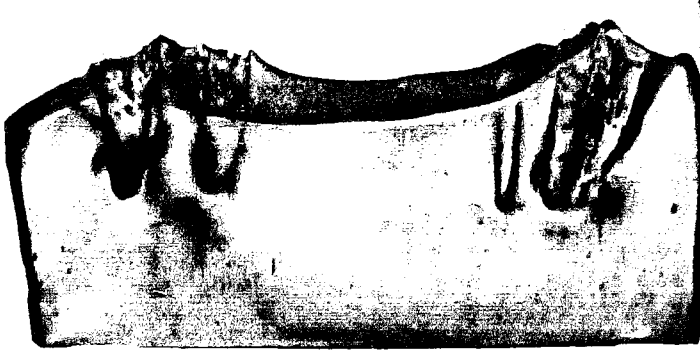
Şekil 21 : İkinci iskelet protez planlaması 2. kesit



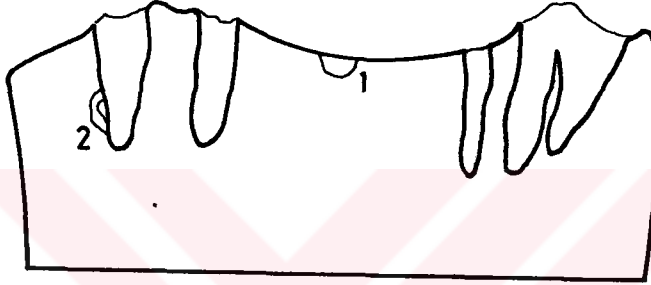
Resim 20 : İkinci iskelet protez planlaması 3. kesit



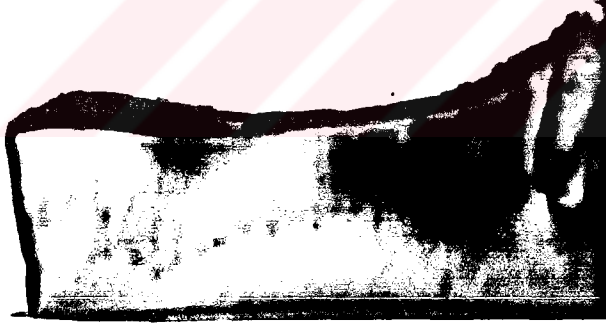
Şekil 21 : İkinci iskelet protez planlaması 3. kesit



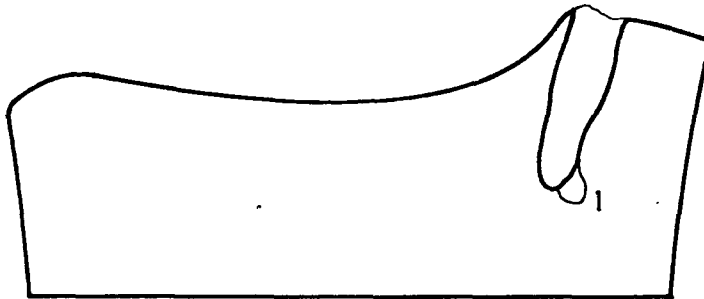
Resim 21 : İkinci iskelet protez planlaması 4. kesit



Şekil 23 : İkinci iskelet protez planlaması 4. kesit



Resim 22 : İkinci iskelet protez planlaması 5. kesit



Şekil 24 : İkinci iskelet protez planlaması 5. kesit



Resim 23 : İkinci iskelet protez planlaması 6. kesit



Şekil 25 : İkinci iskelet protez planlaması 6. kesit

5.3. Üçüncü İskelet Protez Planlaması Bulguları

Bu planlamada dişler üzerine aşağıdaki kroşeler uygulanmıştır:

- Santral kesici diş : RPI kroşe sistemi
- 1. ve 2. küçük azı dişi : Çevresel (Akers) kroşe
- 2. ve 3. büyük azı dişi : Çevresel (Akers) kroşe

Vestibülopalatinal yönde kesitler incelendiğinde elde edilen bulgular şunlardır:

1. **KESİT:** Görüntü elde edilememiştir.
2. **KESİT:** (Şekil 26) (Resim 24).
3. Büyük azı dişi: Vestibülodistal kökün vestibül yarısında apekse yakın distal yüzde 2 değerinde stress görülmektedir. Vestibülomezial kökün vestibül yarısında mezial yüzde orta kısımda 2 değerinde stress mevcuttur.

2. Büyük azı dişi: Vestibülo distal ve vestibülo mezial köklerde hiçbir stress görülmemektedir.

2. Küçük azı dişi: Kökün vestibül yarısında apekse lokalize 3 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Vestibüldeki kökün distal yüzeyinde apekse yakın 1,5 değerinde stress mevcuttur. Mezial yüzde alveol kretine yakın bölgede 2 değerinde stress görülmektedir.

3. KESİT: (Şekil 27) (Resim 25)

3. Büyük azı dişi: Vestibülo distal kökün palatinal yarısında apekse yakın distal yüzde 1 değerinde stress mevcuttur. Vestibülo mezial kökün mezial yüzünde 4 değerinde oldukça büyük bir basınç alanı görülmektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökte apekse yakın distal yüzeyde 1 değerinde stress görülmektedir.

2. Küçük azı dişi: Kökün palatinal yarısında tam apekte 1 değerinde stress mevcuttur. 1. küçük azı dişinin palatinal kökünün distal yüzeyi ile 2. küçük azı kökünün mezial yüzeyi arasında 1 değerinde önemsiz basınç görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Palatinaldeki kökün mezial yönünde orta kısımda 1 değerinde stress mevcuttur.

4. KESİT: (Şekil 28) (Resim 26).

3. Büyük azı dişi: Palatinal kökün apekse yakın distal yüzünde 1 değerinde stress görülmektedir. Palatinal kökün mezial yüzeyinde krete yakın bölgede 2,5 değerinde stress görülmektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökte hiçbir stress görülmemektedir.

1. Büyük azı dişinin boşluğu: Bu bölgede alveol kretinin tepesine lokalize 1 değerinde mukozaya yönelik stress görülmektedir.

5. *KESİT*: (Şekil 29) (Resim 27)

Santral kesici diş: Kökün mezial yüzeyinde apekse ve krete yakın bölgede 1 değerinde, distal yüzeyinde krete yakın kısımda 1 değerinde stress görülmektedir.

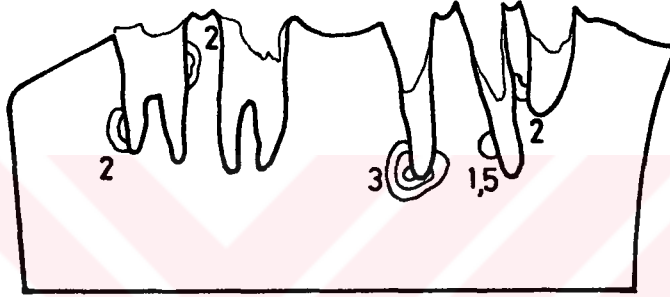
6. *KESİT*: (Şekil 30) (Resim 28)

Rezeksiyon Hattı: Rezeksiyon hattı ve sert damak mukozası beraberce 1,5 değerinde basınç altındadır.

Bütünüyle retantif unsurların bukkal yüzde, dengeleyici unsurların palatinal yüzde yer aldığı bu planlamada I-bar kroşe ile tutuculuk alınan santral diş hariç diğer dişlerin özellikle 1. küçük azı ve 3. büyük azı dişlerinin köklerinde önemli derecede zorlanmalar oluşmuştur. 1. ve 2. küçük azı dişlerinde vestibülo-palatinal yönde azalan bu kuvvetler 3. büyük azı dişinde aynı yönde artar şekilde seyretmektedir. Bu durumun 1. küçük azı dişinin vestibülomezioproksimal yüzündeki kemik desteğini, yine 1. küçük azı dişinin vestibüloaapekse yakın kısımdaki kemik desteğini tehlikeye düşüreceğini söylemek mümkündür. 2. küçük azının kökünün apeksine lokalize stressin, lokalizasyonu itibarıyla dişte önemli bir hasar yaratmayacağı söylenebilir. Ancak 3. büyük azının vestibülomezial kökünün mezial yüzeyinde ve palatinal kökünün mezial yüzeyinde kret tepesine yakın bölgede oluşan stressin kemik rezorpsiyonu oluşturacağına mutlak gözle bakılabilir.



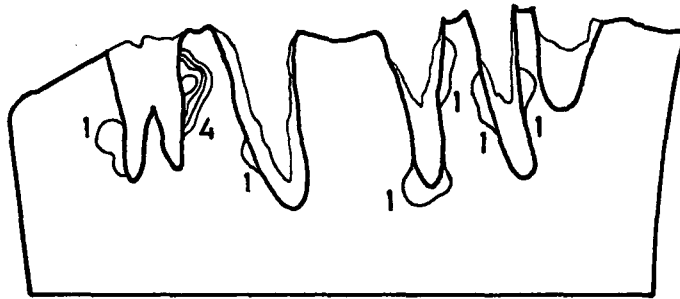
Resim 24 : Üçüncü iskelet protez planlaması 2. kesit



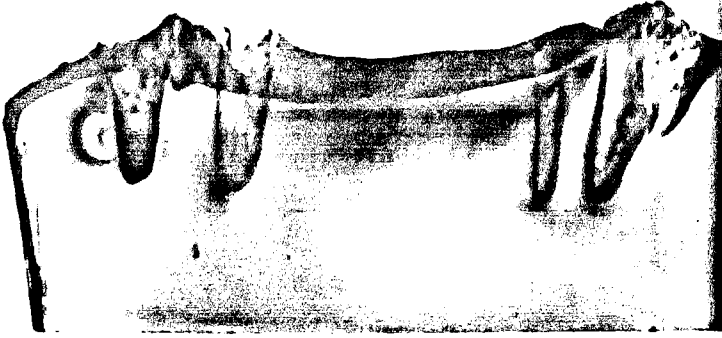
Şekil 26 : Üçüncü iskelet protez planlaması 2. kesit



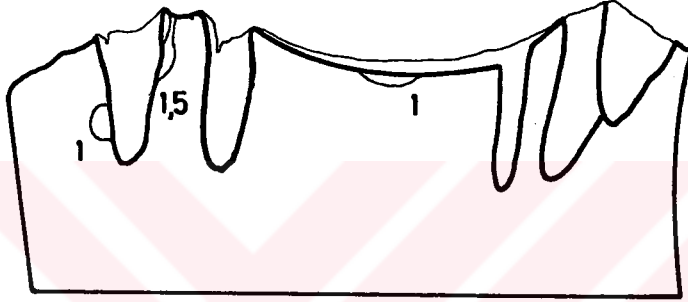
Resim 25 : Üçüncü iskelet protez planlaması 3. kesit



Şekil 27 : Üçüncü iskelet protez planlaması 3. kesit



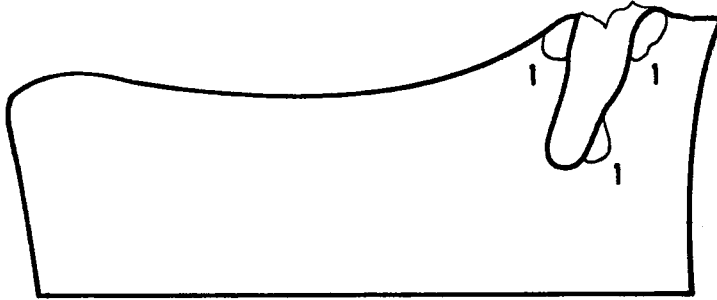
Resim 26 : Üçüncü iskelet protez planlaması 4. kesit



Şekil 28 : Üçüncü iskelet protez planlaması 4. kesit



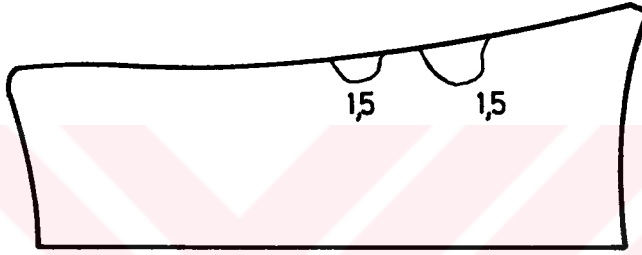
Resim 27 : Üçüncü iskelet protez planlaması 5. kesit



Şekil 29 : Üçüncü iskelet protez planlaması 5. kesit



Resim 28 : Üçüncü iskelet protez planlaması 6. kesit



Şekil 30 : Üçüncü iskelet protez planlaması 6. kesit

5.4. Dördüncü İskelet Protez Planlaması Bulguları

Bu planlamada dişler üzerine aşağıdaki kroşeler uygulanmıştır.

- Santral kesici diş : Kombine kroşe
- 1. ve 2. küçük azı dişi : Çapraz I-bar kroşe sistemi
- 2. ve 3. büyük azı dişi : Çevresel (Çapraz Akers) kroşe

Vestibülopalatinal yönde kesitler incelendiğinde elde edilen bulgular şunlardır:

1. **KESİT:** Görüntü elde edilememiştir.
2. **KESİT:** (Şekil 31) (Resim 29)

3. Büyük azı dişi: Vestibülo distal kökün apekse yakın distal yüzünde 1 değerinde stress mevcuttur. Vestibülomezial kökte hiçbir stress görülmemektedir.

2. Büyük azı dişi: Vestibülo-distal kökün distal yüzünde alveol kretinden trifürkasyon alanına doğru artan 1-2-3 değerinde stress görülmektedir. Vestibülo-distal kökün mezial yüzünde apekse yakın bölgede 1 değerinde stress mevcuttur.

2. Küçük azı dişi: Kökün vestibül yarısında apekse lokalize 1 ve 2 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Vestibüldeki kökün vestibül yarısında distal yüzün ortasında 1 değerinde stress mevcuttur.

3. *KESİT*: (Şekil 32) (Resim 30).

3. Büyük azı dişi: Vestibülo-distal kökte hiçbir stress görülmemektedir. Vestibülo-mezial kökün palatinaldeki yarısının mezialinde 1 değerinde stress görülmektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökün distal yüzeyinde orta kısımda 1,5 değerinde mezial yüzde 1 değerinde stress mevcuttur.

2. Küçük azı dişi: Kökün palatinaldeki yarısının distalinde krete yakın bölgede 3 apekse yakın bölgede 1 değerinde stress görülmektedir. Kökün mezial yüzünde apekse yakın kısımda 2 değerinde stress mevcuttur.

1. Küçük azı dişi: Palatinal kökte hiçbir stress görülmemektedir.

4. *KESİT*: (Şekil 33) (Resim 31)

3. Büyük azı dişi: Palatinal kökte hiçbir stress görülmemektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökte hiçbir stress görülmemektedir.

5. *KESİT*: (Şekil 34) (Resim 32)

Santral kesici dişi: Kökün tam apeksine lokalize 3 değerinde, distal yüzeyde alveol kreti ile birleşim yerine lokalize 1 değerinde stress görülmektedir.

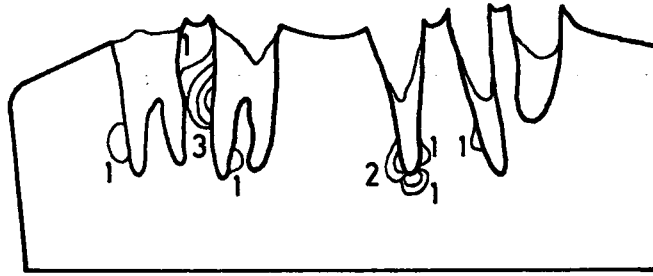
6. KESİT(Şekil 35) (Resim 33)

Rezeksiyon Hattı: Rezeksiyon hattında 1 değerinde stress görülmektedir.

Bir bütün olarak bu sistemi incelediğimiz zaman bar kroşelerin 1. ve 2. küçük azı dişlerinin köklerinde oldukça az düzeyde stress oluşturduğu, kombine kroşenin santral dişte orta şiddette fakat tam apekse lokalize stress oluşturduğu görülmektedir. 2. büyük azı dişinde kemik desteğinin daha yoğun olması sebebiyle çapraz işlevli akers kroşenin retantif kolunun vestibülde yer alması, üçüncü büyük azı dişinden ise retantif kroşe kolunun kemik desteğinin daha çok olduğu palatine konulması 2. ve 3. büyük aşı dişlerinin çok daha uygun basınç almasını sağlamıştır.



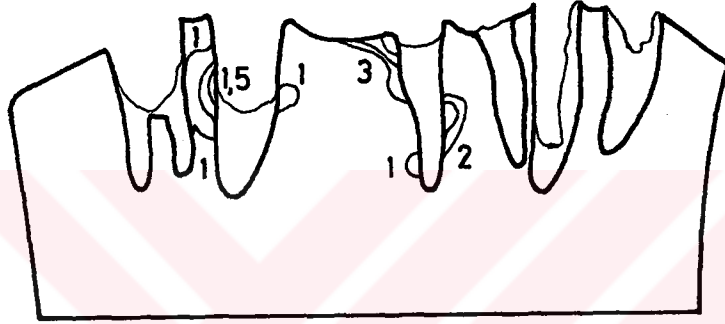
Resim 29 : Dördüncü iskelet protez planlaması 2. kesit



Şekil 31 : Dördüncü iskelet protez planlaması 2. kesit



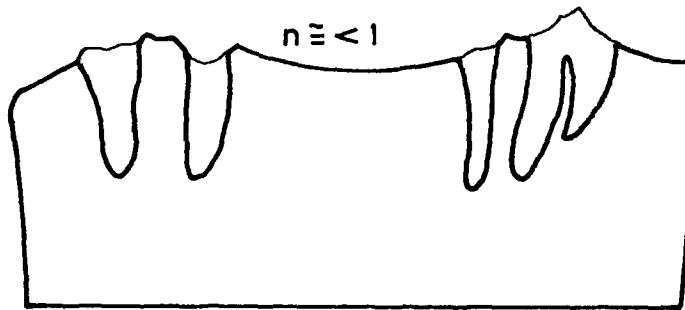
Resim 30 : Dördüncü iskelet protez planlaması 3. kesit



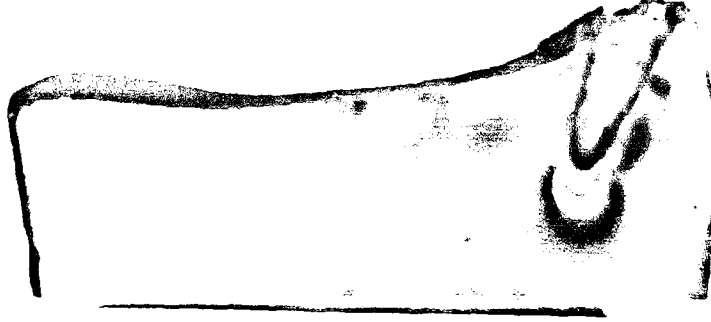
Şekil 32 : Dördüncü iskelet protez planlaması 3. kesit



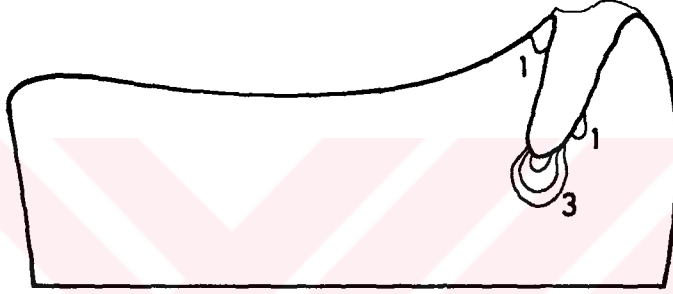
Resim 31 : Dördüncü iskelet protez planlaması 4. kesit



Şekil 33 : Dördüncü iskelet protez planlaması 4. kesit



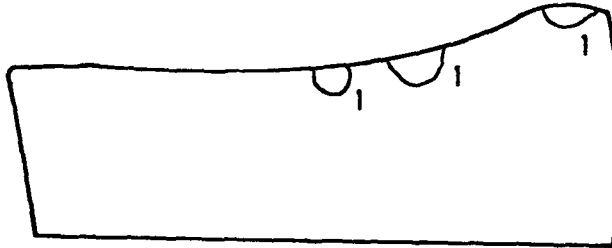
Resim 32 : Dördüncü iskelet protez planlaması 5. kesit



Şekil 34 : dördüncü iskelet protez planlaması 5. kesit



Resim 33 : Dördüncü iskelet protez planlaması 6. kesit



Şekil 35 : Dördüncü iskelet protez planlaması 6. kesit

5.5. Beşinci İskelet Protez Planlaması Bulguları

Bu planlamada dişler üzerine aşağıdaki kroşeler uygulanmıştır:

Santral kesici diş : Y-bar kroşe

1. ve 2. küçük azı dişi : Uzatılmış kollu bar köşe

2. ve 3. büyük azı dişi : Çevresel (Çapraz düzenlenmiş Akers) kroşe

Vestibülopalatinal yönde kesitler incelendiğinde elde edilen bulgular şunlardır:

1. **KESİT:** Görüntü elde edilememiştir.

2. **KESİT:** (Şekil 36) (Resim 34)

3. Büyük azı dişi: Vestibülodistal kökte apekse yakın distal yüzde 1 değerinde stress görülmektedir. Vestibülo mezial kökün mezial yüzünde 1 değerinde stress mevcuttur.

2. Büyük azı dişi: Vestibülodistal kökün distal yüzünde apekse yakın bölgede 1, krete yakın bölgede 1 değerinde stress mevcuttur. Vestibülo mezial kökün mezialinde apeksten krete doğru 2 değerinde stress görülmektedir.

2. Küçük azı dişi: Kökün vestibüldeki yarısının mezialinde alveol kretinden apekse doğru yayılan 2 değerinde, tam apeks bölgesinde 1 değerinde ve alveol kretine yakın distal yüzde 1 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Vestibüldeki kökün distal yüzünde krete yakın 1-2, apekse yakın 1 değerinde, mezialde apekse yakın bölgede 1 değerinde stress görülmektedir.

3. **KESİT:** (Şekil 37) (Resim 35)

3. büyük azı dişi: Vestibülodistal kökün palatinaldeki yarısının distal yüzeyinde apekse yakın bölgede 1 değerinde stress mevcuttur. Vestibülo mezial kökün palatinaldeki yarısının mezial yüzünde alveol kretinden apekse doğru yayılan 1 değerinde stress görülmektedir.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökün mezial yüzünde kretten apekse doğru 1-2-3 değerinde stress görülmektedir. Palatinal kökün distal yüzünde apekse yakın bölgede 1 değerinde stress mevcuttur.

2.küçük azı dişi: Kökün palatinaldeki yarısında distal yüzde alveol kretinden apekse doğru 2 değerinde, mezial yüzeyde krete yakın kısımda 1 değerinde stress görülmektedir.

1. Küçük azı dişi: Palatinal kökün distal ve mezial yüzde kretle birleşim yerinde 2 onu takip eden alanlarda 1 değerinde stress mevcuttur.

4. KESİT: (Şekil 38) (Resim 36)

3. büyük azı dişi: Palatinal kökün apekse yakın distal ve mezial yüzünde 1 değerinde stress mevcuttur.

2. Büyük azı dişi: Palatinal kökün alveol kretine yakın mezial yüzünde 1. değerinde stress mevcuttur.

5. KESİT: (Şekil 39) (Resim 37)

Santral kesici dişi: Kökün mezial ve distal yüzünde distalde alveol kretine yakın 1-1,5 değerinde, mezialde alveol kretinden apekse doğru yayılan 1 değerinde stress kümeleri görülmektedir.

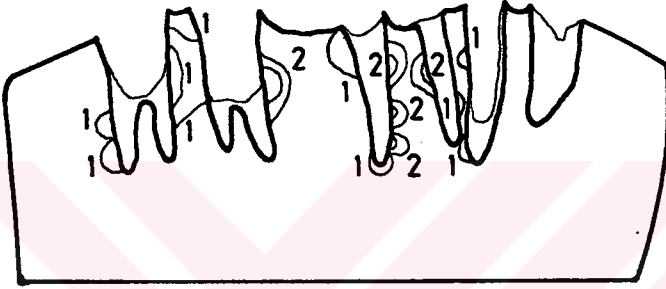
6. KESİT: (Şekil 40) (Resim 38)

Rezeksiyon Hattı: Rezeksiyon hattında stress görülmemektedir. Ancak kaide plağının dişlere yakın kısmında 1 değerinde stress mevcuttur.

Bu sistem içinde Y-bar kroşe bar kroşelerin avantajını taşımasına rağmen dişte I-bar kroşeye nazaran daha çok tork etkisi oluşturacak şekilde stressler uygulamıştır.



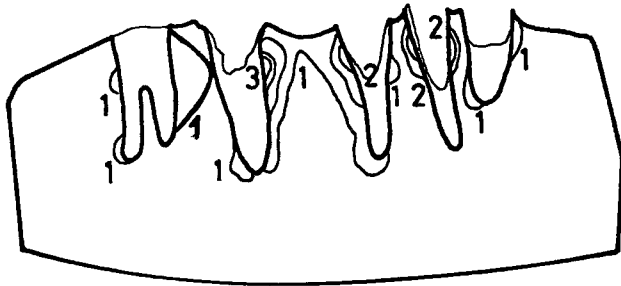
Resim 34 : Beşinci iskelet protez planlaması 2. kesit



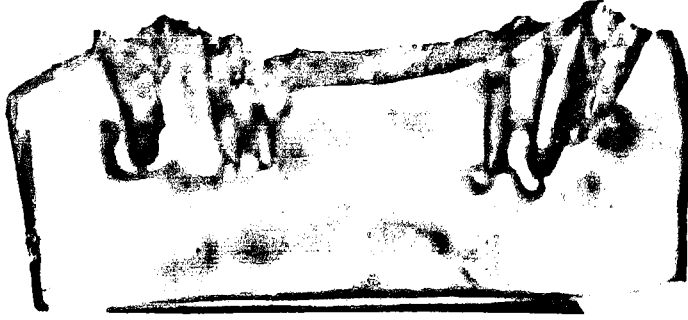
Şekil 36 : Beşinci iskelet protez planlaması 2. kesit



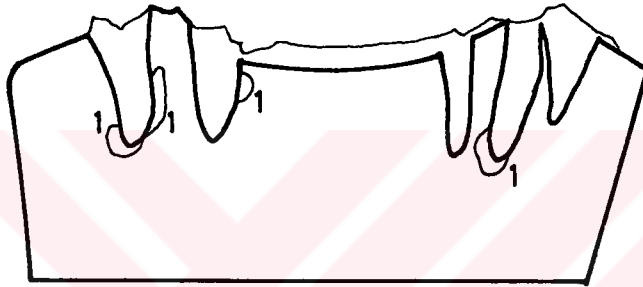
Resim 39 : Beşinci iskelet protez planlaması 3. kesit



Şekil 37 : Beşinci iskelet protez planlaması 3. kesit



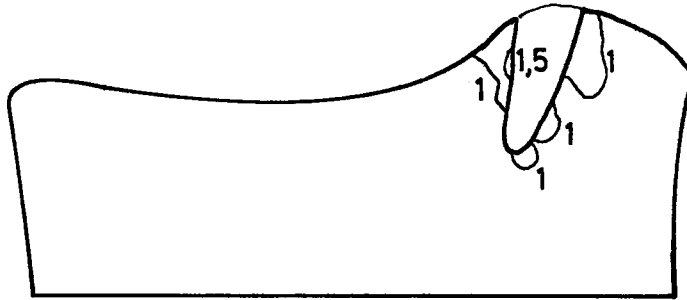
Resim 36 : Beşinci iskelet protez planlaması 4. kesit



Şekil 38 : Beşinci iskelet protez planlaması 4. kesit



Resim 37 : Beşinci iskelet protez planlaması 5. kesit



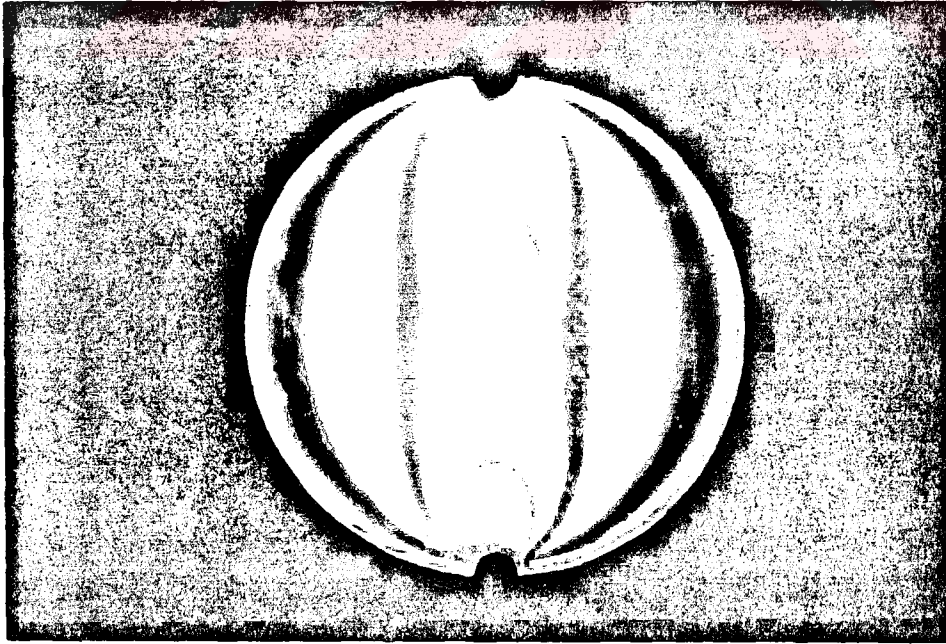
Şekil 39 : Beşinci iskelet protez planlaması 5. kesit



Resim 38 : Beşinci iskelet protez planlaması 6. kesit



Şekil 40 : Beşinci iskelet protez planlaması 6. kesit



Resim 39 : Kalibrasyon diskinin palariskoptaki görünümü

Çizelge I : Fringe çizgilerinin stress değerlerine dönüştürülmesi

<i>Fringe çizgilerinin sayısı</i>	<i>Stress derecesi</i>
0	0
0,1-0,9	1+
1,0-1,9	2+
2,0-2,9	3+
3,0-3,9	4+
4,0-4,9	5+

Çizelge II : Farklı iskelet Protez Planlamasında Kroşe Uygulanan Dişler Çevresinde Oluşan Stres Değerleri

<i>İskelet Protez Planlamaları</i>	<i>Santral kesici diş</i>	<i>1. küçük azı</i>	<i>2. küçük azı</i>	<i>2. büyük azı</i>	<i>3. büyük azı</i>
1. planlama	1+	2+	2,5+	2+	5+
2. planlama	1+	1,5+	1,5+	1,5+	2+
3. planlama	1+	2+	3+	1+	4+
4. planlama	3+	1+	3+	3+	1+
5. planlama	1,5+	2+	2+	3+	1+

Çizelge III. 5 Farklı İskelet Protez Planlamasında Dişsiz Bölgelerdeki Stres Değerleri

<i>İskelet protez planlamaları</i>	<i>Rezeksiyon Hattı</i>	<i>Rezeksiyon Hattı ile Alveoler Kret Arasına Rastlayan Bölge</i>	<i>Dişlere Yakın bölge</i>	<i>Birinci Büyük Azı Dişinin Boşluğu</i>
1. planlama	1+	0	0	0
2. planlama	1+	0	0	1+
3. planlama	1,5+	1,5+	0	1+
4. planlama	1+	1+	1+	0
5. planlama	0	0	1+	0

6. TARTIŞMA

Maksiller defektli dişli hastaların protetik tedavisinde bir alternatif de iskelet obtüratör protezlerdir. Bu protezlerde planlama yapılırken protezi etkileyen kuvvetlerin kalan destek dokulara patolojik stress uygulamayacağı şekilde bir düzenleme yapılmasına özen gösterilmelidir. Dişhekimliği literatürünü taradığımızda bu konuda yapılmış araştırmaların azlığı dikkatimizi çekti(8,14,59,71,73).

Yapılan çalışmalarda araştırmacıların çeşitli stress analizi yöntemlerini kullandıklarını saptadık(19,24).

İki boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ağız ortamının üç boyutlu geometrisini kopya edemez. Bu yöntemde tam üç boyutlu stress dağılımı saptanamaz. Quasi-üç boyutlu fotoelastik analiz yönteminde modelin içinde gerçek bir üç boyutlu gerilim dağılımı sağlanamaz. Fotoelastisite dışında kullanılan diğer herhangi bir analiz yöntemi de sadece sayısal değerler verir veya sadece yüzeyel gerilimleri gösterir(20,23).

Sağlıklı sonuçlar alabilmek için araştırmamızda üç boyutlu fotoelastikstress analizi (gerilimin donması) yöntemini kullandık. Bu yöntemle tam geometrik şeklin korunması (boyutsal korunum) sağlanabilmektedir. Üç boyutlu modellerin iç noktalarındaki gerilimleri de saptayabilmek mümkündür. Böylece dondurulmuş kuvvet çizgileri polariskopta çıplak gözle ve defalarca incelenebilir(20,23,54,58).

Araştırmamızda çiğneme kuvvetleri daha çok 2. küçük azı ve 1. büyük azı dişleri tarafından karşılandığı için defekt tarafında bu bölgeye yapılan uzantı üzerinden yükleme yaptık. Diğer araştırmacıların da(59,72) bizim gibi aynı bölgeden yükleme yaptıklarını tesbit ettik.

Araştırmamızda denediğimiz bütün planlamalarda ana bağlayıcı olarak kaide plağı kullandık ve sınırını dişeti kenarı ile arasında 6 mm kalacak şekilde düzenledik. Myers ve arkadaşlarının(59) yaptıkları çalışmada 2 planlamalarında, Schwartzman ve arkadaşlarının(72) 1 planlamalarında kaide plağı kullanarak sınırını dişlerin kesici kenarına kadar uzattıklarını gördük. Bu uygulama doğru değildir ve şu zararları vardır. Kaide plağının sınırının serbest dişeti dokusunun üzerini örttüğü durumlarda protezin hareketleriyle oluşan fonksiyonel basınçlar, dokuların fizyolojik tolerans sınırlarını aşınca, birtakım patolojik değişimler oluşabilir. Damak mukozası beslenmesini derin damak arterlerinden sağlar, halbuki dişetlerindeki arterler daha yüzeysel olup aşırı basınçtan etkilenirler. Bu nedenle dişeti dokusundan mümkün olduğu kadar uzaklaşmalı ve o bölgelerin serbest kalması sağlanmalıdır(76). Bizde planlamalarımızda bu hususu gözönünde bulundurarak dişetlerinin minimal kaplanmasını amaçladık.

Araştırmamız için seçtiğimiz defekt tipinde (orta hat rezeksiyonu) defekt oldukça geniş olduğunda hassas bağlantı kullanmayı düşünmedik. Hassas bağlantılar daha çok defektin küçük olduğu vakalarda endikedirler. Diğer araştırmacılarında(59,71,72) bizim gibi orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda hassas bağlantı kullanmadıklarını saptadık.

Çalışmamızda denediğimiz bütün planlamalarda kroşeler ile defekte en yakın ve en uzak dişlerden retansiyon sağlamayı amaçladık. Aynı zamanda aradaki bölgeye de mümkün olduğu kadar çok sayıda retatif unsuru koymaya özen gösterdik. bizim gibi diğer birçok araştırmacının da(8,14,59,71,72) bu özelliğe dikkat ettiklerini saptadık.

Araştırmamızda I-bar kroşeyi üç planlamada da santral kesici diş üzerinde RPI (mezial tırnak, praksimal plak, I.bar kroşe) sistemi olarak kullandık. Bu kroşeleme sistemi Kratochvill(51) tarafından önerilen sistemin bir modifikasyonudur. Kroşenin tümü küçük bağlayıcı üzerinde bir tırnak, proksimal plak ve bir I-bar kroşe kolundan oluşur. RPI sistemi kroşe gereksinimini en iyi şekilde karşılayan ve destek diş üzerine gelen stressleri en az düzeye indiren bir sistemdir(19,52). Bu sebeple biz üç planlamamızda da santral kesici diş üzerinde RPI sistemini kullandık ve çok iyi sonuçlar elde ettik. Bu konuda diğer bir çok araştırmacının(8,14,59,71,72) bizimle aynı düşünce içinde olduklarını gördük.

Çalışmamızda II. planlama da I bar kroşeyi küçük azı ve büyük azı dişlerinde bukkal retansiyon, palatinal resiprokasyon olarak kullandık. Bu planlamamızda, rezeksiyon hattında ve kalan sert damakta yok denecek kadar az düzeyde stress oluştuğunu tespit ettik. Bu bulgularımız, Schwartzman, Caputo, Beumer'in(71,72) bulgularına uymaktadır.

Myers ve arkadaşları(59) yaptıkları araştırmada I-bar kroşeyi küçük ve büyük azılarda palatinal yüzde retansiyon amacıyla kullanmışlardır. Bu planlamalarında bukkal yüzde çevresel kroşe ile resiprokasyonu sağlamışlar, damağın ön bölgesi ve defekte yakın kısımda önemli derecede stress oluştuğunu saptamışlardır. Bu araştırmacılara göre bu planlamada dişlerin kökleri çevresinde de önemli sayılabilecek şiddette stressler oluşmuştur.

Schwartzman ve arkadaşları(71) çalışmalarında, I-bar kroşeyi birinci planlamalarında bukkal yüzde retansiyon, palatinal yüzde esiprokasyon aracı olarak, ikinci planlamalarında bukkal yüzde resiprokasyon, palatinal yüzde retansiyon aracı olarak uygulamışlar ve çok iyi sonuçlar elde etmişlerdir. Bu araştırmacılara göre ister bukkal isterse palatinal yüzde retansiyon sağlamak amacıyla kullanılsın, I-bar kroşe sistemi en iyi sonucu vermektedir. Bu bulgular aynen bizim çalışma bulgularımızı tutmaktadır.

Araştırmamızda 3. planlamada küçük ve büyük azı dişlerinde akers (çevresel) kroşe kullandık. Bu planlamada retatif kroşe kolları vestibülde, resiprokal kroşe kolları palatinalde olacak şekilde kroşelerimizi düzenledik. Kalan sert damağı incelediğimizde rezeksiyon hattı ile alveoler kret arasındaki bölgede ve rezeksiyon hattında az miktarda stress oluştuğunu tespit ettik. Bu bulgularımız Myers ve arkadaşlarının(59) çalışma sonuçlarını tutmaktadır. Dişlerin köklerini incelediğimizde 1. küçük azının bukkaldaki kökünün mezial yüzünde ve 2. küçük azının kökünün bukkal apeks kısmında az miktarda stress oluştuğunu tespit ettik. Bu bulgularımızda Myers ve arkadaşlarının(59) bulgularıyla aynıdır. Bu araştırmacılar da çalışmalarında bu planlama ile 1. ve 2. küçük azı dişlerinin kökleri çevresinde oldukça az değerinde stress oluştuğunu ve bu stress dağılımının dişlerin anatomisi ve periodontal yapılar için oldukça uygun olduğunu saptamışlardır.

Schwartzman ve arkadaşları(71,72) araştırmalarında çevresel kroşeyi ön vearka bölgede bir planlamalarında bukkal retansiyon-palatinal resiprokasyon bir planlamalarında da bukkal resiprokasyon-palatinal retansiyon olarak düzenlemişlerdir. Bu araştırmacılar palatinal retansiyonlu çevresel kroşeli planlamalarında küçük azılar bölgesinde 1. küçük azının köklerinde koronal, mezial ve distal yönlerde uzanan önemli sayılabilecek değerinde stressler oluştuğunu saptamışlardır.

Bu araştışıcılar bukkal retansiyonlu, çevresel kroşeli planlamalarında küçük azılar bölgesinde stresste önemliderecede azalma olduğunu ve tork hareketinin minimuma indiğini saptamışlardır. Bu araştışıcılara göre bukkal retansiyonlu çevresel kroşeli planlama, palatinal retansiyonlu çevresel kroşeli planlamaya göre daha az derecede stresse sebep olmuştur.

Araştışmamızda bukkal retansiyon-palatinal resiprokasyonlu çevresel kroşeli planlamamızda (3.planlama) ikinci büyük azının köklerinde çok önemsiz derecede stress görölmektedir. Üçüncü büyük azının vestibüldeki mezial ve distal köklerinde stresste artma görölmektedir. Schwartzman ve arkadaşlarının(71,72) bu planlamalarında elde ettikleri bulgular incelendiğinde bu araştışıcılar 2. büyük azının köklerinde oldukça az miktarda stress saptamışlardır. 1. büyük azının köklerinde stresste artma olduğunu saptamışlardır. Bu araştışıcılara göre büyük azılar bölgesinde bukkal retansiyon-palatinal retansiyonlu çevresel kroşelere göre çok daha uygundur. Myers ve arkadaşlarının(59) araştırma sonuçlarına baktığımızda bu araştışıcılar aynı planlamalarında 2. büyük azının köklerinde yok denebilecek kadar önemsiz stressler olduğunu saptamışlardır. Bu bulgular bizim çalışma sonuçlarımızı tutmaktadır.

Araştışmamızda 4.planlamada santral kesici diş üzerinde retantif kolu bükme telden, resiprokal kolu dökümden oluşan kombine kroşe kullandık. Bu kroşe ile santral dişin kökünün tam apeksinde orta derecede stress tespit ettik. Schwartzman ve arkadaşları(71,72) çalışmalarında orta kesici diş üzerinde ve azı dişlerinde kombine kroşe kullanmışlardır. Bu araştışıcılara göre kombine kroşe santral dişin kökünde orta derecede stress oluşturmuştur. Büyük azılar bölgesinde kullanıldığı zaman önemli derecede stress oluşmuştur. Ön bölgede kombine kroşe için elde ettiğimiz bulgular bu araştışıcıların bulgularını tutmaktadır.

Araştırmamızda diğer araştırmacılar(59,71,72) farklı olarak çapraz düzenlenmiş kroşe sistemlerini kullandık ve oldukça başarılı sonuçlar elde ettik. Kazanılmış maksiller defektli dişli hastalara yapılan iskelet protez planlamalarında bukkal retantif kroşelerin palatinal retantif kroşelerle birlikte kullanımı düşünülmelidir. Bu vakalarda bukkal veya palatinal retantif kroşelerin dişlerin sayı ve pozisyonuna bağlı olarak aynı diş üzerinde kullanılması gerekebilir(31,56).

Beumer, Caputo, Schwartzman, Myers, Mitchel(59,71,72) çalışmalarında, akers (çevresel) kroşeyi veya I bar kroşeyisadece bukkal veya palatinal yüzde retansiyon amacıyla kullanmışlardır. Bu planlamalar içinde de bukkal retansiyonlu olanların, palatinal retansiyonlu planlamalara göre daha iyi sonuçlar verdiğini bu sebeple bukkal retansiyonlu planlamaların dişlerin ve çevre dokuların korunması açısından daha olumlu olduğunu palatinal retansiyonlu planlamaların kullanılmaması gerektiğini savunmuşlardır. Biz bu konuda bu araştırmacılarla hemfikir değiliz. Araştırma bulgularımıza göre bukkal retantif kroşeler, palatinal retantif kroşeler ile birlikte kullanıldığı zaman çok daha olumlu sonuçlar alınmaktadır.

Araştırmamızda diğer araştırmacılar(59,71,72) farklı olarak çapraz düzenlenmiş I-bar kroşe sistemi, çapraz düzenlenmiş akers (çevresel) kroşe sistemi, Y bar kroşe ve uzatılmış kollu Y bar kroşe kullandık.

Çapraz düzenlenmiş I-bar kroşe sistemini 4. iskelet protez planlamasında küçük azı dişlerinde uyguladık. Bu kroşe sistemi ile 1. ve 2. küçük azı dişlerinin köklerinde çok az değerinde stress oluştuğunu tespit ettik. Retantif unsurları vestibül yüzde olan I-bar kroşeli planlama ile kıyasladığımızda çapraz düzenlenmiş I-bar kroşeli sistemde 2. küçük azının kökünün palatodistal kısmında stressin bir miktar arttığı görülmüştür.

Araştırmamızda 1. 4. ve 5. planlamamızda azı dişlerinde çapraz işlevli akers (çevresel) kroşeler kullandık.

Bu düzenlemede 3. büyük azı dişinde retantif kroşe kolu vestibüle yerleştirildiği takdirde bu dişin mezio bukkal ve distobukkal köklerinde çok fazla stress oluştuğunu tespit ettik. Bu dişte retantif kroşekolu kemik desteğinin daha yoğun olduğu palatinalle yerleştirilirse, resiprokal kol da bukkalde yer alırsa stress çok azalmakta ve 3. büyük azı diş çok iyi korunmaktadır. İkinci büyük azı dişinde ise kemik desteğinin daha yoğun olması sebebiyle çapraz işlevli akers (çevresel) kroşe sisteminin retantif kolunun bukkale, resiprokal kolunun palatinalle yerleştirilmesi bu dişin çok uygun basınç almasını ve korunmasını sağlamıştır. Çapraz düzenlenmiş akers (çevresel) kroşe sistemi retantif unsurların tamamen bukkalde yer aldığı akers (çevresel) kroşe sistemi ile karşılaştırılırsa özellikle büyük azı dişlerinin çapraz düzenlenmiş sistemde çok iyi korunduğu ve bu sistemle stresste önemli oranda azalma olduğu görülmektedir.

Araştırmamızda 5. planlamada santral kesici diş üzerinde Y-bar kroşe kullandık. Y-bar kroşe bar kroşelerin avantajını taşımasına rağmen orta kesici diş üzerinde kullanıldığında I-Bar kroşeye nazaran daha yüksek değerlerde, tork etkisi oluşturabilecek şekil ve şiddette basınçlar meydana getirmiştir.

Araştırmamızda 5. planlamada küçük azı dişlerinde uzatılmış kollu Y-bar kroşe kullandık. Bu kroşe stabilize eden ve retansiyon sağlayan unsurları yetersiz kaldığı için azı dişlerinde yoğun tek taraflı tork etkisi oluşturabilecek basınçlar meydana getirmiştir. Bulgularımıza göre küçük azı dişlerinde bu kroşenin kullanımını hiç mantıklı değildir. Bu sistemi küçük azı dişleri üzerinde kullanılan bukkal retansiyonlu palatinal resiprakasyonlu I-barlı kroşe ile kıyasladığımızda Bukkal retansiyonlu I-barlı kroşe sistemi çok çok iyi sonuçlar vermektedir ve bu sistem ile dişler çok iyi korunmaktadır.

Bazı araştışıcılar(59,71,72) alışmalarında bizden farklı olarak Swing-lock sistemini kullanmışlardır. Schwartzman ve arkadaşları(71,72) bu sistemin diğer kroşelere göre azılar bölgesinde ve n kesici diş çevresinde daha çok stresse sebep olduğunu ve genel olarak bu sistemin kötü olduğunu bildirmişlerdir. Myers ve arkadaşları(59) Swing-lock sisteminin dişkkleri çevresinde çok önemli derecede stress oluşturduğunu ve bu planlamanın en çok stress oluşturan sistem olduğunu söylemişlerdir. Biz diş çürümelerine, gıda birikimlerine daha fazla sebep olduğu ve daha çok altçene defektli hastalarda kullanıldığı için bu sistemi çalışmamızda denemedik.



7.SONUÇLAR

Bu araştırma orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda diş kökleri çevresinde ve ve kalan damakta oluşan stress dağılımını, beş farklı iskelet protez planlamasında üç boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile inceleyip, değerlendirmek üzere yapılmıştır.

Şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Bütün iskelet protez planlamalarında kalan sert damakta bir miktar stress saptanmıştır.
- 2- Santral kesici dişe uygulanan RPI (mezial tırnak-proksimal plak - I-bar kroşe) sistemi oklüzal kuvvetlerin dişin uzun eksenini boyunca iletiminde en iyi kombinasyon olarak belirlenmiştir.
- 3- Retantif unsurların vestibülde, stabilize edici unsurların palatinalde yer aldığı I-bar kroşeli planlamada, orta hat rezeksiyonlu dişli vakalarda dişler ve çevresindeki destek dokuların çok iyi korunduğu görülmektedir.

- 4- Defektin unilateral yerleşimi özellikle çapraz düzenlenen çevresel kroşelerin kullanımını gerekli kılar. Bar kroşelerin çapraz kullanımını da stressi azaltmaktadır.
- 5- Santral dişte kullanılan retantif kolu bükme telden, resiprokal kolu dökümden oluşan kombine kroşe tam kökün apeksine lokalize ideal bir stress oluşturmuştur.
- 6- Santral dişe uygulanan Y-bar kroşe bar kroşelerin avantajını taşımasına rağmen, I-bar kroşeye nazaran dişte tork etkisi oluşturacak şekilde stress yaratmıştır.
- 7- Bu araştırmada bar kroşe sistemleri, çevresel kroşe sistemlerine göre stressi alveol kemiğine iletme yönünden daha ideal bulunmuştur.

8. ÖZET

Orta hat rezeksiyonlu dişli maksillektomi defektlerinin protetik rehabilitasyonunda kullanılan iskelet protezlerin fonksiyon esnasında diş kökleri çevresinde ve diğer destek dokularda oluşturduğu sressler 3 boyutlu fotoelastik stress analizi yöntemi ile incelendi.

Araştırmamız için Araldit-D maddesinden üzerinde mesing dişler bulunan orta hat rezeksiyonlu dişli bir üst çene modeli hazırlandı. Mesing dişlerin kök yüzeylerine periodontal membranı taklit etmek amacıyla Visco-gel tatbik edildi. Araldit model üzerine mukozayı taklit etmek amacıyla Molloplast-B'den bir tabaka hazırlandı. Bu işlemler beş kez tekrar edilerek beş fotoelastik deney modeli elde edildi.

Deney modelleri üzerinde beş farklı iskelet protez planlaması yapıldı. Bu planlamalarda değişik dişler üzerinde çevresel kroşe, bar kroşe ve çapraz işlevli kroşeler uygulandı. Yük uygulanacak alan defekt bölgesinde ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişleri arasına rastlayan bölge olarak planlandı ve iskelet protez kaidesinden bu alana bir uzantı yapıldı. Beş farklı iskelet protez planlamasının kaideleri Cr-Co alaşımından hazırlandı. Özel olarak hazırlanan bir yükleme apareyi ile bütün iskelet protez kaidelerinde uzantı üzerinde aynı noktadan dikey yönde yükleme yapıldı. Her bir araldit deney modeline ait kalibrasyon diski de özel bir yükleme apareyinde yüklendi. Her bir deney modeli ve ona ait kalibrasyon diski yüklü vaz-

yette fotoelastik fırına yerleştirildi. Fırın 6 saatte 250° F a yükselecek 1 saat bu ısı derecesinde kalıp tekrar 6 saatte oda sıcaklığına düşecek şekilde programlandı. 13 saat sonra araldit deney modeli ve kalibrasyon diski fırından çıkarıldı. Kalibrasyon diskinin katsayısı polariskop aracılığı ile değerlendirildi. Araldit deney modelinden üzerindeki mesing dişler çıkarıldıktan sonra dikey düzlemde kalınlığı 4,37±1 mm olan kesitler alındı. Alınan kesitler polariskopta incelendi. Oluşan Stressler tesbit edildi. Beş farklı iskelet protez planlaması ile dişler ve diğer destek dokularda oluşan stressler değerlendirildi ve birbirleriyle karşılaştırıldı. Kesitlerin polariskopta iken resimleri çekildi.

Sonuç olarak bar kroşe sistemleri, çevresel kroşe sistemlerine göre stressi alveol kemiğine iletme açısından daha ideal bulundu.

9. SUMMARY

Surgical resection of tumors of the maxilla and paranasal sinuses results in the loss of important structures such as the teeth, mucosa, and bone. After such resections, importance for the retention, stability, and support of the removable partial denture-obturator prosthesis. The removable partial denture design must anticipate and accommodate for the movements of the prosthesis during function without exerting pathologic stresses on the remaining teeth.

Forces are transmitted to abutment teeth by rests, guide planes, and retainers, and therefore optimum framework designs should be based on sound research data and clinical experience aimed at preserving the health of the abutment teeth and their supporting structures.

The purpose of this study was to photoelastically compare and evaluate the forces exerted on the supporting structures of abutment teeth by the removable partial denture designs most commonly used in the restoration of a radical maxillectomy defect.

We have constructed five different removable partial denture frameworks with different clasp designs. These were tested on a photoelastic cast of a human maxilla that had undergone a surgical resection through the midline. Stresses were observed and compared on the palate and around the teeth of the five models.

All frameworks conveyed some stress to the palate.

I bar retention (buccal retention with palatal reciprocation) was the best combination for transmitting the occlusal forces along the long axis of the tooth.

In this investigation bar clasp design was found much better than circumferential clasp design in transmitting the stress to the alveolar bone.

10. KAYNAKLAR

- 1- Ackerman AJ.: Maxillofacial Prosthesis. Oral Surgery, Oral Med, Oral Pathology 1963; 6:200-210.
- 2- Adisman IK.: Removable partial dentures for jaw defects of the maxilla and mandible. Dent. Clin. A. Amer 1962; 849-870.
- 3- Aköz Y.: Yüksekliği Değişen Kirişlerin Hesabı İçin Yeni Bir Metod ve Deneysel Gerçekleşme. İ.T.Ü. İnşaat Fakültesi Matbaası, İstanbul, 1969, 76.
- 4- Aköz, Y.: "Fotoelastisite" Türkiye İnşaat Müh. Teknik Kongresi (tebliğ) 1974.
- 5- Aköz Y, Poyrazoğlu E, Sevük Çetin: Masif gövdeli köprü protezlerinde gövde kalınlıklarının fotoelastik yöntemle incelenmesi. İ.Ü.D.H.F.Dergisi, 1979; 13:132-144.
- 6- Aramany MA, Myers EN.: Prosthetic reconstruction following resection of the hard and soft palate. J. Prosthet. Dent 1978; 40:174-178.

- 7- Aramany MA.: Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part I. Classification J Prosthet Dent 1978; 40:554-557.
- 8- Aramany MA.: Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II. Design principles. J. Prosthet Dent 1978; 40:656-662.
- 9- Aras E, Evrenosoğlu E, Kesercioğlu A.: Swing-Lock tekniği ile splintleme yöntemi ve periodontolojik açıdan modifikasyonu. Periodontoloji Dergisi, 1977; 2-2: 77-90.
- 10- Aras E.: Hareketli kilitli protezlerde tutuculuğu arttıran yöntemler. İ.Ü.D.H.F.D. 1978; 12-1: 27-33.
- 11- Aras E.: Üst çene rezeksiyonları sonrası uygulanan protetik tedavilerde başarıyı arttıran yöntemler. Bölüm II: Kalıcı obtüratör yapım yöntemleri 1988 1-14.
- 12- Beder OE.: Emergency temporary Obturators. J Prosthet Dent 1968; 20:172-181.
- 13- Berg T, Caputo AA.: Anterior rests for maxillary removable partial dentures. J Prosthet Dent 1978; 39:139-146.
- 14- Beumer J III, Curtis TA, Firtell DN: Maxillofacial Rehabilitation. St Louis CV Mosby Co, 1979.
- 15- Brewster. Phil Trans Roy Soc. Lond 1816-156 (Ref.1).
- 16- Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL.: Root tipping a photoelastic--histopathologic correlation. Am J Orthod 1975; 67:1-10 (Ref.70).

- 17- Bruno SA.: Prosthetic treatment of maxillofacial patients. J Prosthet Dent 1967; 17:497-508.
- 18- Çalikkocaoğlu S.: Stress distribution in complete dentures. İ.Ü.D.H.F. Dergisi 1972; 6:335-371.
- 19- Çalikkocaoğlu S.: Bölümlü Protezler. Kudret Matbaası, 1981.
- 20- Caputo AA, Standlee JP.: Biomechanics n Clinical Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc. 1987.
- 21- Çetinkaya N.: Üst Tam Protezlerin Kaide Plağında Oluşan Gerilimler (Stress) Üzerinde İncelemeler. İst.Ü.D.H.F. Doktora Tezi, 1986.
- 22- Chou TM, Caputo AA, Moore DJ.: Photoelastic analysis and comparison of force transmission characteristics of Intacoronal attachments with clasp. J Prosthet Dent 1989; 62:313-319.
- 23- Craig RG, El-Ebrashi MK, Le Peak PJ et al: Part I: Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays. J Prosthet Dent 1967; 17:277-291.
- 24- Craig RG.: Restorative Dental Materials. 7th Edition The C.V. Mosby Co, St Louis 1985; 60-106.
- 25- Curtis TA, Cantor R.: The forgotten patient in maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 1974; 31:662-680.
- 26- Da Breo EL, Chalian VA, Lingeman R.P.: Prosthetic and surgical management of osteogenic sarcoma of the maxilla. J Prosthet Dent 1990; 63:316-320.
- 27- Da Breo EL.: A light-cured interim obturator prosthesis. A clinical report. J Prosthet Dent 1990; 63: 371-373.

- 28- Dally SW, Riley WF.: Experimental Stress Analysis. Mc.G. Vawehill Inc. 1965.
- 29- Davidson TJ.: Maxillafacial prosthetics "The dental connection" J.Prosthet Dent 1976; 35:441-444.
- 30- Desjardins RP.: Early rehabilitative management of the maxillectomy patients. J Prosthet Dent 1977; 38:311-318.
- 31- Desjardins RP.: Obturator prosthesis design for acquired maxillary defects J Prosthet Dent 1978; 39: 424-435.
- 32- Dolan TJ, Murray WM.: Fotoelasticity, Fundamentals and Two-Dimensional Applications M Heteny "Handbook of Experimental Stress Analysis" Newyork, John Wiley and Sons. 1950; 829-832.
- 33- Ener C.: Denel Fizik. Şirketi Mürettibiye Basımevi, İstanbul 1972: 539-540-608-609.
- 34- Ersoy M.: Üst Çenede Kennedy Sınıf III.Mod.I Vakasında Uygulanan Sabit Köprü ve Değişik Hareketli Protezlerin Kuvvet Analizi Yönünden Karşılaştırılması. G.A.T.A. Doçentlik Tezi, Ankara 1979.
- 35- Farah JW, Miller TPG, Mac Gregor AR.: Stress analysis of partial dentures. J Prosthet Dent 1978; 6:125-132.
- 36- Fiebiger GE, Rahn AO, Lundquist DC.: Mouement of abutments by removable partial denture frameworks with a hemimaxillectomy obturator. J Prosthet Dent 1975; 34:555-561.
- 37- Gay WD, King EG: Applying basic prosthodontics principles in the dentulous maxillectomy patient. J Prosthet Dent 1980; 43:433-435.

- 38- Glickman I et al.: Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J Periodont 1970; 41:30-35.
- 39- Grant AA: Notes On Dental Materials, 3rd Edition, Churchill Living Stone, Edinburg, London and New York 1977, 5.
- 40- Hasanreisoglu U, Gurbuz A.: Üst Çene rezeksiyonlarında Kullanılan Protezler. A.Ü.D.H.F.Dergisi 1984; 11(2-3):111-127.
- 41- Hilstad P.: Prosthetic reconstruction following maxillectomy. J Prosthet Dent 1973; 30:637-640.
- 42- Hood AJ, Farrah JW, Craig GR.: Stress and deflection of three different pontic design. J ProsthetDent 1975; 33:54-59.
- 43- Jacob RF, King G.: Indirect retainers in soft palate obturator design. J Prosthet Dent 1990; 63:311-315.
- 44- Javid NS, Dadmanesh J.: Obturator design for hemimaxillectomy patients. J Prosthet Dent 1976; 36:77-81.
- 45- Johnson W, Matthews E.: Stress studies in acrylic resins. British Dental Journal 1948; 85:201-204.
- 46- Keskin H.: Rezeksiyon Protezlerinde Tutuculuğu Temin için İstifade Edilen Yardımcı Araçlar. İst.Ü.D.H.F. Doktora Tezi 1981.
- 47- Klötzer VW.: Über polavrisationsoptische untersuchungen an prothesen modellkörpern. DZZ 1966; 21: 894-901.
- 48- Ko SH, McDowell GC, Kotowics WE.: Photoelastic stress analysis of mandibuler removable partial dentures with lmesial and distal occlusal rests. J Prosthet Dent 1986; 56:454-459.

- 49- Koran A, Craig RG: Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary and mandibular complete dentures. J Oral Rehabil.1974; 1:361-369.
- 50- Köylüoğlu AO, Öztürk B, Aras E, Kesercioğlu A: Swing-lock Tekniği. E.Ü.D.H.D. 1977; 2-4:527-538.
- 51- Kratochvil FJ, Caputo AA: Photoelastic Analysis of Pressure on teeth and bone Supporting removable partial dentures. J Prosthet Dent 1974; 35:52-61.
- 52- Mac Crackens: Removable Partial Prosthodontics. Eight Edition CV Mosby Company 1989.
- 53- Mac Dowell GG: Force transmission by indirect retainers during unilateral loading. J Prosthet Dent 1978; 39:616-621.
- 54- Mahler DB, Peyton FA: Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. J Dental Research 1955; 34:831-838.
- 55- Martin JW, King GE, Kramer DC.: Use of an interim obturator for definitive prosthesis fabrication. J. Prosthet Dent 1984; 51:527-528.
- 56- Martin JW, King GE.: Framework retention for maxillary obturator prostheses. J. Prosthet Dent 1984; 51: 669-672.
- 57- Matthews E, Wain EA: Stresses in denture bases. British Dental Journal 1956; 100:167-171.
- 58- Modern Photoelastic Stress Analysis, Photoelastic Inc. Malvern, Bulletin B-1200-1.

- 59- Myers RE, Mitchell DL.: A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. J Prosthet Dent 1989; 61:500-504.
- 60- Özdoğan Belkıs: Kimyada Fiziksel Metodlar (Optik Kısım) İst.Ü.F.F. Şirketi Mürettibiye Basımevi 1973: 263-273.
- 61- Parr GR, Tharp GE, Rahn AO.: Prosthodontic principles in the framework design of maxillary obturator prostheses. J Prosthet Dent 1989; 62:205-212.
- 62- Pezzoli M, Rosetto M.: Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. J Prosthet Dent 1986; 56:329-337.
- 63- Pezzoli M, Highton R, Caputo AA: Retention magnets in guiding plates of distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1988; 60:577-582.
- 64- Phillips RW.: Science of Dental Materials 7th edition, WB Saunders Co, Philadelphia, London, Toronto 1973; 19.
- 65- Phillips RW.: Elements of Dental Materials. WB Saunders Co, Philadelphia, London, Toronto, 1977; 23.
- 66- Photostress Budd Co, England 1965; 2-9.
- 67- Poyrazoğlu E.: Normal ve Parçalı Köprü Sistemlerinin Direnç Yönünden Fiziksel ve Yapısal Karşılaştırılması. İ.Ü.D.H.F. Doktora Tezi, İstanbul, 1973.
- 68- Rahn AO, Boucher LJ.: Maxillofacial Prosthetics Principles and Concepts. WB Saunders Co, Toronto, 1970.

- 69- Reitz PV, Caputo AA.: A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. J Prosthet Dent 1985; 54:220-225.
- 70- Rodriguez CA, Arrechea G.: Periodontal distribution of occlusal forces photoelastic study. J Periodontol 1973; 485-489.
- 71- Schwartzman B, Caputo A, Beumer J.: Occlusal force transfer by removable partial denture designs for a radical maxillectomy. J Prosthet Dent 1985; 54:397-403.
- 72- Schwartzman B, Caputo A, Beumer J.: Gravity-induced Stresses by an Obturator prosthesis. J Prosthet Dent 1990; 64:466-468.
- 73- Shipman B.: Evaluation of occlusal force in patients with obturator defects. J Prosthet Dent 1987; 57:81-84.
- 74- Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP.: Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function ecentric movements. J Prosthet Dent 1979; 41:35-39.
- 75- Sutherland JK, Gene AH, Troy BS: A photoelastic analysis of the stress distribution in bonesupporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J Prosthet Dent 1980; 44:616-623.
- 76- Sykora O.: The influence ou RPD design on the health of Oral tissues. Ders Notları, Kanada 1988.
- 77- Thompson WD, Kratochvill FJ, Caputo AA.: Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various design of bilateral distal extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1977; 38:261-273.

- 78- Tunçelli B.: Bir Tarafı serbest Nihayetlenen Tek Dayanaklı Köprü Protezlerinde Dayanağın Bağlı Bulunduğu Biomekanik Faktörlerin İncelenmesi. İ.Ü.D.H.F. Doktora Tezi, 1978.
- 79- Ulusoy M.: Alt Çene Kennedy I. sınıf Vakalarda Kullanılan Farklı Direkt Tutucuların Destek Dokulara İlettikleri Kuvvetler Yönünden Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. A.Ü.D.H.F. Doçentlik Tezi, 1979.
- 80- White JT.: Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. J Prosthet Dent 1978; 40: 143-151.
- 81- Wright SM, Warner AP.: Design for maximal retention of obturatör prosthesis for hemimaxillectomy patients. J Prosthet Dent 1982; 47:88-90.

11. ÖZGEÇMİŞ

1964 yılında Lüleburgaz'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi İstanbul'da yaptım. 1981 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girdim. 1986 yılında mezun oldum. Aynı yıl aynı fakültenin Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın Çene Yüz Protezleri Bilim Dalında doktora öğrencisi olarak göreve başladım. Evliyim, Bengisu isminde 3 yaşında bir kızım var.