

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

58808

**İMLANT DESTEKLİ KÖPRÜ
UYGULAMALARINDA OKLUZAL YÜZEYLERDE
KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLERİN KUVVET
DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Özgür İNAN

Danışman
Doç.Dr. Bülent KESİM

KONYA-1997

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR BİLGİ	3
2.1. İmplantasyon Tipleri	3
2.2. İmplant Materyallerinin Bulundurması Gereken Özellikler	5
2.3. Dental İmplantlar İçin Kullanılan Materyaller ve Tarihsel Gelişimi	5
2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması	9
2.5. Osseointegrasyonun Başarısını Etkileyen Faktörler	13
2.6. Kuvvet Analizi Yöntemleri	19
3. MATERYAL ve METOT	24
3.1. Silikon Ölçü Kalıbın Hazırlanması	25
3.2. Fotoelastik Çene Modelinin Hazırlanması	26
3.3. Köprülerin Hazırlanması	28
3.4. Estetik Materyallerin Uygulanması	31
3.4.1. Ceramco II Porselen Uygulanması	31
3.4.2. Elcebond CCV Kompozit Rezın Uygulanması	32
3.4.3. ArtGlass Kompozit Rezın Uygulanması	33
3.4.4. Biodent Akrilik Rezın Uygulanması	33
3.4.5. Yükleme İşlemi	35
4. BULGULAR	39
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	50
6. ÖZET	58
7. SUMMARY	60
8. LİTERATÜR LİSTESİ	61
9. ÖZGEÇMİŞ	71

TABLO LİSTESİ

4.1. Dikey yükleme sonrası mezyal implantta elde edilen bulgular.....	40
4.2. Dikey yükleme sonrası distal implantta elde edilen bulgular	41
4.3. Eğimli yükleme sonrası mezyal implantta elde edilen bulgular.....	42
4.4. Eğimli yükleme sonrası distal implantta elde edilen bulgular	43
4.5. Standart 10 kez dikey yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	44
4.6. Standart 10 kez dikey yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	45
4.7. Standart 10 kez eğimli yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	47
4.8. Standart 10 kez eğimli yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	48

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. 10 kez dikey yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	44
Grafik 4.2. 10 kez dikey yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	46
Grafik 4.3. 10 kez eğimli yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	47
Grafik 4.4. 10 kez eğimli yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri.....	48

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Silikon Kalıbın Hazırlanması İçin Kullanılan Ana Model.....	26
Resim 3.2. Fotoelastik Materyalden Hazırlanan Alt Çene Modeli	28
Resim 3.3. Standart Köprü Modelajının Yapılabilmesi İçin Kullanılan Silikon ve Kurşun Kalıp.....	29
Resim 3.4. Çalışmada Kullanılmak Üzere Hazırlanan Beş Farklı Tip Protetik Materyalin Görüntüsü.....	34
Resim 3.5. Hazırlanan Köprüler Üzerine Yapılan Dikey Yükleme İşlemi	36
Resim 3.6. Hazırlanan Köprüler Üzerine Yapılan Eğimli Yükleme İşlemi	36
Resim 3.7. Ceramco II Porselen Okluzal Yüzey Uygulanan Örnekte Dikey Yükleme Sonucu Meydana Gelen Kuvvet Çizgilerinin Görüntüsü.....	37
Resim 3.8. Ceramco II Porselen Okluzal Yüzey Uygulanan Örnekte Eğimli Yükleme Sonucu Meydana Gelen Kuvvet Çizgilerinin Görüntüsü.....	38

1. GİRİŞ

Konjenital olarak veya çeşitli nedenlerle kaybedilen diş ve çevre dokular; fonksiyon, fonasyon, estetik ve sağlığın bozulmasına neden olurlar. İlk çağlardan günümüze yapay malzemeler kullanarak eksik diş ve ilgili dokuların fonksiyon, estetik, rahatlık ve sağlığını yeniden kazandırmak, dişhekimliğinin en önemli ilgi alanlarından biri olmuştur.

Eksilen dişler için dental implantlar, konvansiyonel protezlere bir alternatif olarak yaygın şekilde kullanılabilir. Hasta tarafından kullanım kolaylığı ve yapılan protetik tedaviye daha çabuk adaptasyon, bu alternatif tedavi seçeneğini popüler hale getirmiştir.

Dental implantlardaki yüksek başarı oranlarına rağmen, başarısızlık da azımsanmayacak seviyededir. Başarısızlık hatalı endikasyon, cerrahi ve protetik işlemler sonucu oluşabilmektedir. İmplantların alveoler kemik içerisine başarılı bir şekilde yerleştirilmesi ve osseointegrasyonun gerçekleşmesinin yanında, protetik üst yapının uyum ve dizaynı tedavinin prognozunu etkilemektedir.

Hatalı protetik uygulamalar dental implantların başarısızlığındaki en önemli etkenlerden biridir. Protetik restorasyon, tedavinin başarısı için implant ve alveoler kemikte minimum düzeyde kuvvet oluşturmalıdır.

İmplant üstü protetik yapının dizaynı ve uygulanacak olan materyallerin alveoler kemikte oluşturacağı kuvvetlerin önceden bilinmesi önemlidir. Bu, implant ve çevre alveoler kemik dokuya verilecek hasarın minimum düzeyde tutulmasını sağlar.

Bu çalışmanın amacı, implant üstü restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin alveoler kemikte oluşturacağı fonksiyonel gerilimlerin incelenmesi ve kuvvet iletimi yönünden en uygun materyalin saptanmasıdır.



2. LİTERATÜR BİLGİ

Genel anlamda implantasyon, tedavi amacıyla vücuda ve canlı dokulara, organik veya inorganik maddelerin yerleştirilmesidir (Garfield 1988, Ulusoy ve Aydın 1988). Yerleştirilen bu organik veya inorganik maddelere de implant denir.

Eksik diş ve çevre dokuların fonksiyon, fonasyon, estetik ve sağlığını yeniden kazandırmak amacı ile uygulanan implantasyona ise dental implantasyon, bu işlemde kullanılan implant materyaline de dental implant adı verilir.

2.1. İmplantasyon Tipleri

Genel olarak implantasyon iki gruba ayrılır (Ulusoy ve Aydın 1988);

1. Biyolojik “Organik, Otoplastik” implantasyon,
2. Alloplastik implantasyon.

Biyolojik implantasyon: Canlı organizmadan alınan bir dokunun, tekrar canlı organizmaya implante edilmesidir. Örneğin insan, hayvan dişi veya diş jermi kullanılarak gerçekleştirilen implantasyon. Reimplantasyon veya transplantasyon şeklinde olabilir. Biyolojik implantasyon üç alt gruba ayrılır(Ulusoy ve Aydın 1988);

– Ototogreft İmplantasyonu: Aynı bireyin bir bölgesinden alınan dokunun yine aynı bireyde başka bir bölgeye transfer edilmesi işlemidir. Örneğin reimplantasyon.

– Homogreft İmplantasyonu: Aynı tür bireyler arasında uygulanan implantasyon işlemidir. Örneğin insandan insana implantasyon.

– Heterogreft İmplantasyonu: Farklı canlı türleri arasında yapılan implantasyon işlemidir. Örneğin maymundan insana doku nakli.

– Alloplastik implantasyon ise inorganik materyaller kullanılarak yapılır. Bu inorganik materyaller üç'e ayrılır (Ulusoy ve Aydın 1988).

– Kristal, seramik implantlar: Kalsiyum aluminat, kalsiyum titanat, porselen, alumina, zirconia ve kristalize cam seramiği gibi maddelerden elde edilirler.

– Sentetik implantlar: Bunlar akrilik, polietilen gibi sentetik reçinelerden yapılırlar. Esas yapı olarak polimetilmetakrilat kullanılarak vitröz karbon, anorganik kemik parçacıkları gibi değişik bileşimlerden olumlu sonuçlar alınmıştır.

– Metalik implantlar: Bu grupta en çok kullanılan metal ve alaşımlar arasında Pt, Ir, Au, paslanmaz çelik içeren birçok metal, Ti, Ta, Co-Cr-Mo'den ibaret Vitalyum ve çeşitli Co-Cr alaşımları yer alır (Ulusoy ve Aydın 1988).

Reimplantasyon dışında, dental implant materyali olarak inorganik materyaller kullanılmaktadır. Bu nedenle dental implant; "sabit ve hareketli protezleri desteklemek ve kemik ile birlikte retansiyon sağlamak için, mukoza ve

periosteal tabakanın altına yerleştirilen protetik, alloplastik bir maddedir” şeklinde tanımlanmaktadır (Hobo ve ark. 1990).

Diğer implantlar tamamen doku içerisinde kalırken, dental implantlar farklı olarak mukoz tabakadan ağız içine açılırlar. Yani implantın bir kısmı dokuya gömülmüşken, bir kısmı da doku dışında kalır (Boyne ve James 1986, Truitt ve ark. 1988).

2.2. İmplant Materyallerinin Bulundurması Gereken Özellikler

- Vücut sıvılarında fiziksel ve kimyasal değişikliklere uğramamalıdır. Organizmada çözünmemeli, şişmemeli, korozyona uğramamalı veya absorbe edilmemelidir.
- Çevre doku ile uyumlu olmalı; toksik, karsinojen, iltihabi veya allerjen olmamalıdır.
- Basınçlar karşısında fiziksel değişim göstermemelidir.
- Yapımı ve sterilizasyonu kolay olmalıdır.
- Biyolojik olarak doku dostu yani inert olmalıdır (Ulusoy ve Aydın 1988, Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.3. Dental İmplantlar İçin Kullanılan Materyaller ve Tarihsel Gelişimi

Antropolojik çalışmalar tahta, kemik, kaya, fildişi, altın ve gümüş gibi maddelerin eksik dişlerin yerine implante edildiğini göstermiş ve bunların bir bölümünde de kullanıma bağlı aşınmalara rastlanmıştır (Lemons ve Natiella

1986). İmplantasyonu ve implant protezlerle ilgili ilk çalıřmaları ortaya koyan Abdulkasis (... - 1013), dūřen veya çekilen diřlerin yerine doęal diřler koyarak reimplantasyonun ilk örneklerini vermiřtir (Ulusoy ve Aydın 1988).

1800-1900 yılları arasında porselen, gutta perka, platin, implant materyali olarak kullanılmıştır. Modern implantoloji ise 1940'da Formiggini'nin vida implant kullanımı ile başlamıştır. 1952'de ise Loecher ve Maeller, post vitalyum (kobalt, krom, molibden alaşım) subperiosteal implant etrafında sağlıklı, normal gingival bağ dokusunu tanımlamışlardır. 1960'lı yıllara kadar çeşitli implant tipleri tanımlanmış, subperiosteal implant geliştirilerek endosteal implant fikri ortaya konulmuştur. Kibrick ve arkadaşları 1975'de endosteal implantların erken Mısır dönemlerine kadar uzandığını bulmuşlardır. Bu dönemde kedi, köpek ve maymunlarda çalışılmıştır (Friegel ve Makek 1987).

Organizma yabancı maddeleri dışarı atma eğiliminde ise de son yıllardaki araştırmalar, materyal bilimindeki gelişmeler implant uygulamalarını olumlu hale getirmiştir (Lemons ve Natiella 1986, Truitt ve ark. 1988).

Dental implantlar için en sık kullanılan biomateryaller, metaller ve bunların alaşımlarıdır (Phillips 1991, Block ve Kent 1995). İlk olarak paslanmaz elik ve kobalt-krom alaşımı kabul edilebilir özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. Bu alaşım daha çok işlenmiş, ısıtılmış durumlarda kullanılır. Güçlü darbelere dayanıklıdır. Ancak tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonun en sık görülenidir (Phillips 1991).

Bu dezavantajlarından dolayı yeni materyal arayışına gidilmiş ve kobalt-krom-molibden esaslı alaşımlar da implant materyali olarak kullanılmışlardır. Bunlar istenilen implant şeklinin fabrikasyonuna izin vermektedir. İçerikleri, % 63 Co, % 30 Cr, % 5 Mo, ile birlikte C, Mg ve Nikeldir. Bu alaşımlar yüksek elastik modülüteleri sebebiyle korozyona yüksek rezistans gösterirler (Phillips 1991).

Altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları da implant materyali olarak kullanılmıştır. Ayrıca zirkonyum, tungsten üzerinde durulmuştur (Phillips 1991). Fakat bu materyaller inert olmadıklarından ve çok pahalı olmalarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadırlar.

Dişhekimliğinde kullanılan bu değerli metal ve alaşımlarının çok pahalı olmaları son yıllarda araştırmacıları yeni alaşım arayışına yöneltmiştir. Bu amaçla üretici firmalar maliyeti ucuz olan Ni ve Be kapsayan metal alaşımlarını piyasaya sürmüşlerdir. Ancak biyolojik uyumlarının yetersiz olması, korozyona uğramaları, ağız içinde değişik tad ve koku yapmaları karsinojen ve allerjik özelliklerinin ortaya çıkması bu metal alaşımlarının kullanım alanlarını giderek kısıtlamıştır (Adachi ve ark. 1990, Akagi ve ark. 1992, King ve ark.1994).

Seramikler üstün biyolojik uyumları ve inert olmalarından dolayı dental implantlar için uygun materyallerdir. Bu materyaller özellikle alveol kret yükseltilmesinde veya kemik defektlerinin doldurulmasında implant materyali olarak kullanılmıştır. Ancak seramiğin “tensile” kuvvetlere karşı dayanıksız olması kullanım alanının sınırlanmasına sebep olmuştur (Phillips 1991).

Klinik çalışmalarda başarı gösteren seramiklerin bir tipi de alüminyum-oksit içerikli polikristalin veya tek kristalin yapıda olan safir implantlardır. Bu implantlar vida veya "blade" şeklindedirler. Japonya'da 1975 yılından bu yana kullanılmaktadır. Safir implantlar yüksek dayanım, katılık ve sertliğe sahip, kemik tarafından iyi tolere edilmelerine rağmen bioaktif değildirler(Scaroff ve ark. 1990, Phillips 1991).

Son yıllarda dişhekimliğinde fiziksel, kimyasal, mekanik özellikleri mükemmel, maliyeti düşük, biyolojik uyumu iyi ve korozyona dirençli olan titanyum; alternatif bir metal olarak ön plana geçmiştir (Adachi ve ark. 1990, Akagi ve ark. 1992, King ve ark.1994). Günümüzde titanyum farklı formlarda kullanılan en popüler dental implant materyalidir (Balkin 1988, Sjögren ve ark. 1988, Albrektsson ve Zarb 1989, Akagi ve ark. 1992).

Titanyumun biyolojik uyumunun ve bakteriyostatik etkisinin sebebi, yüzeyinde oluşan ve metali korozyondan koruyan ince oksit tabakasıdır. Titanyum oda sıcaklığında hava veya su içinde hızla oksitlenir. Oksit tabakasının özellikleri metalin özelliklerinden tamamen farklıdır. Metal ile çevre dokuları arasındaki temas metal-doku değil, oksit-doku arasında gerçekleştiğinden oksit tabakasının biyolojik kabul edilebilirliği aynı zamanda metalin biyolojik kabul edilebilirliğini de belirler (Dayangaç 1988).

Titanyum oksit yüzey tabakasının oluşması ile korozyona karşı yüksek bir rezistans oluşmakta ve çevre dokularla etkileşmeyen bir yüzey meydana gelmektedir (Block ve Kent 1995). Saf titanyum ve titanyum-alüminyum-

vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımları endosteal implantlar için en sık kullanılan materyallerdir. Bunun yanında subperiosteal implantlar için en sık kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımı kullanılır (McKinney ve Lemons 1985, Block ve Kent 1995).

İmplantların titanyum yüzeyi ince bir kalsiyum fosfat seramiği ile veya plazma spreji ile kaplanmaktadır. Trikalsiyum fosfat veya plazma spreji ile kaplamanın amacı, implant ve sert dokular arasında direkt bağlantıyı sağlamak, kemik-implant birleşiminde fibröz doku oluşumunu engellemektir. Başarı, kaplama materyalinin dayanıklılığı ve aynı zamanda kaplamanın uniform olmasına bağlıdır (Phillips 1991). Plazma spreji ile kaplı yüzeyler farklı implant tiplerinde farklı klinik başarıyla sonuçlanmıştır (Smith 1993).

2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

4 kategoride yapılabilmektedir (Schroder ve ark. 1991). Bunlar:

- Endodontik endosteal implantlar,
- Submukozal implantlar,
- Subperiosteal implantlar,
- Endosteal implantlardır.

Endodontik implant doğal dişin pulpa boşluğuna uygulanır, ucu apeksten kemik içine uzanarak dişi stabilize eder (Ulusoy ve Aydın 1988). Bu nedenle endodontik endosteal implant olarak adlandırılmaktadır. Endodontik endosteal implantlar mukozaya cerrahi işlem uygulanmadığı için avantajlıdır. Doğal diş

kökü ve epitelyal ataçman zarar görmez, diğer implant sistemlerine göre kapalı implant sistemidir (Schroder ve ark. 1991). Materyal olarak titanyum, safir (aluminyum oksit) veya vitalyum kullanılır (Ulusoy ve Aydın 1988).

Submukozal implantlar mukoz membran altına yerleştirilir. Özellikle maksillada total protez tutuculuğunu arttırmak amacıyla, küçük, düğme şeklinde retansiyon elemanları vardır. Bu yöntemle belirli derecede başarı elde edilmiştir, ancak yaygın kullanım alanı bulamamıştır (Schroder ve ark. 1991).

Subperiosteal implantlar aşırı kemik rezorpsiyonunun bulunduğu çenelerde uygulanırlar. Mukoza ve periost arasında uzanan gömülü kısım ile mukozadan çıkan uzantılardan meydana gelmiştir (Ulusoy ve Aydın 1988). Fakat meydana gelen başarısızlıklar kullanımını azaltmıştır. Ancak yeterli kemik olmadığı zaman problem preprotetik cerrahi tarafından çözülemeyecek ise subperiosteal implantlara ihtiyaç duyulacaktır (Schroder ve ark. 1991). 15 yıllık kullanımda % 54 başarı elde edilmiştir (Phillips 1991).

Endosteal implantlar yeterli kemik olduğunda uygulanırlar. Kemik içerisine yerleştirilirler. Aşırı derecede rezorbe çenelerde kullanılmamalıdır. Kullanım süresi olan 15 yıllık dönemde oldukça yüksek başarı elde edilmiştir(Phillips 1991).

Endosteal implantların spiral, vida, pin ve “blade vent” olarak çeşitli şekilleri vardır (Ulusoy ve Aydın 1988).

– Spiral implantların kemik içerisindeki kısımları çeşitli şekillerde olabilir. Hepsinde yeni kemik dokunun spiral boşluklarına girmesi için özel tertibatlar bulunur.

– Vida implantlar ortopedik vidalardan modifiye edilmişlerdir.

– Pin implantların bir ucu sivri, diğer uçları kemiğe kolayca girmek üzere iki küçük kanatçık şeklindedir. Bu tür implantlarda iğnelerin özellikle üst çene sinüs boşluğu, burun boşluğu ve mandibular kanala rastlamayacak şekilde kemik dokusu içine yerleştirilmesi gerekir.

– “Blade vent” implantların alveoler kretin şekli, sinüs, mandibular kanal gibi çeşitli anatomik yapılara uyan şekilleri vardır.

Endosteal implantlar grubu içerisinde yer alan implantların “hollow” silindir (15° açılı ve düz) “hollow screw” ve “solid screw” olmak üzere çeşitli tipleri bulunmaktadır (Jennings ve ark. 1992). Açılı implantlar gerekli durumlarda kullanıldığında profile ve estetiğe olumlu katkıları olmaktadır (Perel 1993). “Hollow” silindir implantlarda silindir yüzeyinde perforasyonlar bulunmaktadır. İmplant kemik içerisine yeteri kadar yerleştirilirse osseointegrasyonun implantın boyun kısmına kadar olacağı beklenmektedir.

Yüzey alanını artırmak ve kemiğe gelecek olan kuvvetleri azaltmak amacıyla oluşturulan “hollow” yapı aynı zamanda implant yeri hazırlanırken kemiğe minimal travma uygulanmasını sağlamaktadır. Kemik ile implant arasındaki kuvvet, “hollow” silindir yapı sayesinde azaltılmaktadır. “Hollow”

silindir yapısında implantın elastisitesi artmakta, rijiditesi azalmakta ve dolayısıyla kemiğe gelen kuvvetler azalmaktadır (Heimke 1990).

Dental İmplantlar;

- Total dişsiz hastalarda,
- Hareketli parsiyel protez kullanım zorluğu olan kısmi dişsiz hastalarda,
- Sabit protez yapılamayacak kadar destek dişler arasında uzun mesafenin olduğu kısmi dişsiz hastalarda,
- Tek diş eksikliği olan hastalarda,
- Hareketli protez kullanmayı reddeden Kennedy I ve Kennedy II sınıf hastalarda dental implantlar endikedir (Hobo ve ark. 1990).

Operasyon travmalarına ve enfeksiyona hassas olan diabetik hastalarda, üremik hastalarda, bütün kalp hastalarında, hemofilik hastalarda, röntgen, radyum, kobalt tedavisi gören hastalarda implant endike değildir. Ayrıca sifilitik hastalar, ruh hastaları, allerjik hastalar ve bunların dışında çok ileri yaşlı bireylerde genel sağlık durumunun değerlendirilmesini takiben, hamilelerde ise doğum sonrası, implantlar iyi karar verilerek yapılmalıdır (Ulusoy ve Aydın 1988).

İmplant sistemi Brånemark ile gelişmiştir. Bazı araştırmacılar implant çevresinde fibröz bir yumuşak doku oluşumunun yararlı olduğunu savunurken Brånemark fibröz enkapsülasyonun implant başarısını olumsuz yönde etkileyeceğini ve kemik ile implantın sıkıca kaynaşması gerektiğini savunmuş ve

istenilen bu duruma osseointegrasyon demiştir (Hobo ve ark. 1990). Brånemark sistemi ile beraber diğer osseointegre implant sistemleri gündeme gelmiştir (Hobo ve ark. 1990). Brånemark sisteminin **Amerikan Dişhekimliği Birliği (ADA)** tarafından 1986'da kabulü ile dental çevreler tarafından bu tedavi şekli yaygınlaşmıştır (Balkin 1988).

Osseointegrasyon, bir protez desteğine temel sağlayan implant yapısının direkt kemiğe bağlanması olarak tanımlanır. İmplant sistemleri için ideal olan, iyi organize kemik formasyonu ile minimal granülasyon dokusu formasyonunun olduğu primer kemik iyileşmesidir. Osseointegre implant sistemlerinde iyileşme süresi primer kemik iyileşmesine benzer (Hobo ve ark. 1990).

İdeal implant dizaynı materyal, fiziksel, kimyasal, mekaniksel, biyolojik ve ekonomik faktörlerin uyumlu olmasını gerektirir. İmplantın başarılı olabilmesi için biomateryallerin ve biomekaniksel faktörlerin uygun olması gerekmektedir (Kohn 1992).

2.5. Osseointegrasyonun Başarısını Etkileyen Faktörler

Beş faktör etkiler (Hobo ve ark. 1990, Stumpel ve Quon 1993);

Birinci faktör materyalin karakteristiği ile ilgilidir. Saf titanyum implant hava ile temas ettiğinde 50-100 Å kalınlığında bir oksit tabakası oluşur. Oksit tabaka bir glikoprotein tabaka ile, bu tabakanın üzeri de 100Å'luk kalsifiye bir tabaka ile çevrilidir. İmplant kemik içerisine yerleştirilmeden önce steril olarak saklanmalı, hiçbir metal veya protein ile temas etmemelidir.

İkinci faktör implant dizaynı ile ilgilidir. Kemik ile implant arasında tam bir uyum olmazsa yani aralık kalırsa direkt kemik yüzeyi oluşacağına yumuşak doku proliferasyonu olacak ve bu da osseointegrasyonu bozacaktır.

Üçüncü faktör kemiğin perforasyonu sırasında ortaya çıkan ısının önlenmesidir. Kemik 43°C'den fazla ısınırsa canlılığını devam ettiremez ve alkalin fosfataz bozulmaya başlar. İdeal sıcaklık 39°C 'yi aşmamalıdır.

Dördüncü faktör iyileşme sırasında implantın üzerine herhangi bir yük gelmemesidir. Mandibulada 2-4 ay, maksillada ise 6 ay yük gelmemesi gereklidir.

Beşinci faktör ise implant-protez bağlantısında uyumsuzluk neticesinde oluşabilecek kuvvetlerdir. Bu kuvvetler osseointegrasyonun bozulmasına ve protetik yapının en zayıf yerinden ayrılmasına sebep olabilir. Bu nedenle ideal uyumu sağlayabilmek için laboratuvar ve klinik işlemleri hatasız yapılmalıdır.

Doğal dişlerde kuvvet dağılımı periodontal ligament ile azaltılan mikrohareket prensibine dayanır. Osseointegre implantlarda gelen kuvvetlere bağlı olarak mikrohareket yoktur. Kuvvet dağılımı doğal dişten tamamen farklıdır (Weinberg 1993).

Osseointegrasyon ile kemiğe tutunan implantı ankilozlu bir diş gibi düşünmek mümkündür. Doğal sağlıklı diş ile implant arasındaki en önemli farklardan biri implantta periodontal ligamentin olmamasıdır. Doğal diş kökünde oblik sıralanmış periodontal ligament fibrilleri, gelen okluzal kuvvetleri gerilim kuvvetlerine dönüştürerek “şok absorblayıcı” sistem gibi fonksiyon görür. Aynı

zamanda alveol kemikte kompresiv basınç yerine gerilim olduğundan kemikte rejenerasyon olabilmektedir (Okeson 1985, Buser ve ark. 1990). Kemik ile sıkı sıkıya ilişkili implantta ise böyle bir sistem olmadığından implant, üzerine yapılan protezlerdeki okluzyon hatalarını tolere edemez.

Tüm dental implantlar, çiğneme sırasında kas sistemine bağlı olarak oluşan mekanik kuvvetleri mandibula ve maksillada destek kemik dokularına transfer ederler. Genel olarak proteze uygulanan kuvvetin büyüklüğü ne kadar fazla olursa, implant-kemik yüzeyine uygulanan kuvvet de o kadar fazla olacaktır (Bidez 1992). Bir köprü ayağı olan her implant invivo olarak bazı kuvvetlere ve momentlere maruz kalır. Protezde değişik yerlere etki eden kuvvetler ve momentler bulunabilir (Worthington ve Brånemark 1992). İmplant destekli protez kullanan hastalarda normal dentisyonlu hastalarinki kadar aksial kuvvetlerin olduğu yapılan çalışmalarda bulunmuştur (Brunski 1991).

Kuvvetlerin dağılımı ve şekilleri yüklerin yönüne ve implant üstü restoratif materyallerin yapısına bağlıdır (Assif ve ark. 1989). İmplant üstü protetik restorasyonların okluzal yüzeylerinde farklı restoratif materyaller kullanılmaktadır. Bunlar; soy ve soy olmayan metal alaşımları, akrilik materyaller, BIS-GMA içerikli görülebilir ışıkla sertleşen kompozit materyalleri ve porselenlerdir.

Metaller ve alaşımları, dişhekimliğinde çok geniş kullanım alanı bulmaktadırlar. Alaşımların yaygın kullanılması Dr. Taggart'ın 1907'de bugün halen kullanmakta olduğumuz döküm yöntemini açıklamasıyla

başlamıştır(Zaimoğlu ve ark. 1993). Metal alaşımları soy ve soy olmayan alaşımlar olmak üzere iki gruba ayrılır. Soy metal alaşım sistemleri;

- Yüksek Altın; A. Altın-Platin-Palladyum Alaşımları,
B. Altın-Platin-Tantal Alaşımları,
- Düşük Altın; Altın-Palladyum-Gümüş Alaşımları,
- Altınsız; Palladyum-Gümüş Alaşımları olmak üzere üç gruba

ayrılır.

Soy olmayan metal alaşımları ise;

- Nikel-Krom Alaşımları
- Kobalt-Krom Alaşımları olarak iki gruba ayrılırlar.
- Son yıllarda restoratif materyal olarak Titanyum da kullanılmaya başlamıştır (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark. 1993).

Soy alaşımlar, ağız içinde kimyasal olarak stabil oldukları, dökümleri ve işlenmeleri kolay olduğu için tercih edilirler (Phillips 1991, Craig ve ark 1992). Fakat pahalı olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Nikel-Krom alaşımlarının olumlu yönleri, germe/akma dayanıklılığının, uzama ve esneme miktarlarının fazla oluşu, ince retinerli köprülerde kullanılabilmesi ve ucuz olmalarıdır. Ancak döküm sırasındaki büzülmesi altın alaşımlarından daha çoktur (Shillinburg ve ark. 1981, Lawson 1991, Phillips 1991, Craig ve ark. 1992).

Kobalt-Krom alaşımları Ni ve Be içermedikleri, elastite modülleri ve germe/akma dayanıklılıkları yüksek olduğu için tercih edilirler. Ancak, dökümleri zordur, hassasiyet gerektirir ve gri renk yansıması oluştururlar (Lawson 1991).

Restoratif materyal olarak titanyum kullanılması döküm zorlukları ve pahalı döküm sistemi gerektirmesinden dolayı kısıtlıdır.

Günümüzde sabit protezlerde estetik malzeme olarak sentetik rezinler ve porselen kullanılmaktadır. Estetik üstünlüklerinden dolayı sentetik rezinler restoratif madde olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu maddeler şu şekilde sınıflandırılabilir (Zaimoğlu ve ark. 1993);

1.Doldurucusuz Restoratif Rezinler (Akrilikler)

2.Dolduruculu Restoratif Rezinler (Kompozitler)

Akrilik rezinler, etilenin türevleri olup yapılarında vinil grubu içerirler. Dental amaçlarla kullanılan iki tane akrilik rezin serisi mevcuttur. Bunlardan biri akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) diğeri ise metakrilik asit ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$)'den türetilmiştir. Bu polimerlerin her ikisi de bilinen şekilde katılma polimerizasyonu ile polimerleşir. Bu poliasitler sert ve şeffaf olmalarına rağmen karboksilik asit gruplarından dolayı gözenekli bir yapıya sahip olup, su çekme özelliğine sahiptirler (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark. 1993).

Akrilik rezinlerin çok absorbe etme özelliklerinin olmasına rağmen renklenme, metal-rezin arayüzünde adezyon yetersizliğine ve polimerizasyon büzülmesine bağlı mikrosızıntı oluşması, aşınmaya karşı yeterince dirençli olmamaları (Berge 1989, Berge ve Silness 1992), yumuşak dokuyu ve pulpayı irrite etmeleri (Jacobson ve ark. 1988, Greener ve Duke 1989, Hansson 1989, Jones ve ark. 1989) ve termal genişleme katsayılarının yüksek olması (Jones ve ark. 1991) gibi dezavantajları vardır.

Tüm bu dezavantajları nedeniyle laboratuvar koşullarında ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, akrillere alternatif olarak üretilmişlerdir(Kolodney ve ark. 1992). Dişhekimliğinde kompozit terimi en azından % 60 inorganik doldurucu ihtiva eden organik bir matriks ve pat formundaki restoratif maddeyi anlatır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Mevcut kompozitler kuartz ve/veya lityum cam seramiği içerirler. Ayrıca kalsiyum silikat, cam boncukları, cam lifleri ve beta-ökritit gibi diğer doldurucular da kullanılır. Kompozitlere bu doldurucuların ilavesiyle rezinin fiziksel ve mekanik özellikleri önemli ölçüde geliştirilmiştir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Işıkla polimerize olan BIS-GMA kökenli kompozit rezinler aşağıdaki avantajlarından dolayı porselene de alternatif olarak gösterilmektedir (Naegeli ve ark. 1988, Rehany ve Hirschfeld 1988, Lee ve ark. 1991, Vojvodic ve ark. 1995):

- Doğal diş yapısına benzer şekilde aşınma gösterirler.
- Ağız içi dokulara biyolojik olarak uyumludur.
- Kolay ve çabuk onarılabirler.
- Dental metal alaşımlarının birçoğu ile uyumludurlar.

Dental porselenlerde üç ana madde farklı oranlarda bulunur. Bunlar;

- Felspar
- Kuartz
- Kaolin

Bu üç temel maddeden başka, bazı özellikler vermek için şekillendirici olarak rol oynayan bileşimler ve bunlara ek olarak da renk oluşturan metal oksitler üretim sırasında katılır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Dental porselenler aşınmaya karşı son derece dirençlidir, metal-porselen birleşim hattında kenar sızıntısı oluşmaz ve porselen asla renklenmez. Ancak tüm bu avantajlarına rağmen bazı dezavantajları da vardır (Shue ve ark. 1987, Barzilay ve ark. 1988, Çalikkocaoğlu 1988):

– Porselen ve kullanılan metalin termal genleşme katsayıları birbiriyle uyumlu olmalıdır.

– Kırılğan ve çatlak oluşumuna elverişli bir malzemedir.

– Daimi dişleri aşındırır.

– Esneme yeteneği olmayan rijit yapılardır. Çiğneme kuvvetlerinin şok etkisini absorbe edemez. Bunun sonucunda destek dişlere aşırı yük gelebilir.

Protezlerde kullanılan bir materyalin veya formun kendi bünyesinde veya destek yapılarda ortaya çıkaracağı kuvvetler analiz edilmelidir, böylece zararlı olabilecek uygulamalardan kaçınılabilir (Aydınlık ve Şahin 1977).

2.6. Kuvvet Analizi Yöntemleri

Protetik uygulamaların destek dokularda oluşturduğu kuvvetleri tespit etmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Aydınlık ve Şahin 1977, Ulusoy ve Aydın 1988, Öksüz 1990):

1. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi,

2. Gerilim ölçerleri yöntemi,
3. Kırılabilir vernik kaplama yöntemi,
4. Teorik kuvvet analiz yöntemi (finite element kuvvet analizi),
5. Lazer ışınları ile kuvvet analiz yöntemi.

Kuvvet analizi, bir protez türü veya materyali için en uygun ve destek dokularında en zararsız formun elde edilmesinin tespitinde yardımcı olan yöntemlerden birisidir (Aydınlık ve Şahin 1977, Kohn 1992).

Dışhekimliğinde sıklıkla fotoelastik kuvvet analizi yöntemi kullanılmaktadır.

Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme yöntemidir (Measurements Group Inc. 1987, Ulusoy ve Aydın 1988, Measurements Group Inc. 1989, Öksüz 1990, Waskewicz ve ark. 1994).

Fotoelastisite üç ana kategoriye ayrılır (Measurements Group Inc. 1987).

1. FotoStres veya fotoelastik kaplama,
2. İki boyutlu model analizi,
3. Üç boyutlu model analizi.

– FotoStres Metodu:

Statik veya dinamik testler esnasında, bir parça veya bir yapıdaki gerilimleri belirlemek amacıyla, yüzeydeki gerinimleri ölçmek için kullanılan bir tekniktir (Measurements Group Inc. 1987).

– İki Boyutlu Model Analizi:

0.25 inch (yaklaşık 6.5mm) kalınlığında tabakalar halinde üretilen fotoelastik materyalden hazırlanan modeller üzerinde geometrik şekiller ve kesitler yapılır. Transmisyon polariskobunda analiz edilir ve fotoğrafı çekilir (Pamir 1979, Measurements Group Inc. 1987)

– Üç Boyutlu Model Analizi:

Analizi yapılacak cismin fotoelastik maddeden modeli hazırlanır ve ısı altında yükleme yapılarak kuvvet çizgileri dondurulur (Pamir 1979). Daha sonra çeşitli düzlemlerde 3-4mm. kalınlığında kesitler alınıp polariskopta polarize ışıktan yararlanarak incelenir ve fotoğrafı çekilir (Measurements Group Inc. 1987).

Dişhekimliğinde geometrik şekiller veya kesitlerin gerilimlerini ölçmek için iki veya üç boyutlu model analizi yöntemi uygulanmaktadır (Karateke ve Ersoy 1975, Ulusoy 1979).

Fotoelastik kuvvet analizi yönteminde, araştırılmak istenilen yapının fotoelastik niteliği olan materyalden bir modeli yapılır. Model hazırlandıktan sonra polariskop yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet analizi gerçekleştirilir (Aydınlık ve Şahin 1977).

Polariskop, bir ışık kaynağı ve tek bir düzlemdeki ışıkların geçişine izin veren bir polarizör içerir. İncelenen modele gelen ışık hüzmesi esas düzlem

boyunca ikiye ayrılarak, farklı hızlarda yollarına devam ederler. Bu hız farkını ölçmek için kullanılan cihaza polariskop adı verilir (Pamir 1979).

Işık bir Nicol prizmadan geçince polarize olur. Polarizasyon ışık dalga hareketindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle oluşan bir olaydır. Bu polarize ışık demeti, yüklenmiş yani üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçerken materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür (Ulusoy ve Aydın 1988). Bu durum bir polarize filtre veya polariskop aleti ile gözlenebilir ve fotoğrafı çekilebilir (White 1978, Pamir 1979, Ulusoy ve Aydın 1988, Assif ve ark. 1989, Myers ve Mitchell 1989, Loney ve ark. 1990, Martin ve Fischer 1990).

Fotoelastik bir materyal yüke maruz kaldığında ve polarize ışığa tutulduğunda, materyaldeki kuvvetlerle doğru orantılı olarak renkli modeller görülür. Artan kuvvetlere bağlı olarak oluşan renk sırası; siyah (kuvvetin olmadığı alan), daha sonra sarı, kırmızı, mavi, yeşil, sarı, kırmızı, yeşil, sarı, kırmızı, yeşil ... şeklinde devam eder (Measurements Group Inc. 1987). Elde edilen renkli fotoğraflardaki yeşil ve kırmızı renkleri ayıran çizgilere kuvvet çizgileri (fringe) denir (Karateke ve Ersoy 1975, Pamir 1979, Ulusoy 1979, Measurements Group Inc. 1987).

Kuvvetle doğru orantılı olarak kuvvet çizgilerinin sayısı artar (Measurements Group Inc. 1987). Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvetin şiddeti kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile belirlenmektedir. Çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını, aksine çizgilerin sık ve

ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir(Karateke ve Ersoy 1975, Pamir 1979, Ulusoy 1979, Ulusoy ve Aydın 1988). Aynı zamanda bu renkli bantlar veya kuvvet çizgileri birbirine yaklaştığında, gerilim değişimi daha fazla olur. Düzenli renk görünümü ise, düzenli dağılım gösteren gerilim alanlarını ifade eder (White 1978, Measurements Group Inc. 1987).



3.MATERYAL VE METOT

Çalışmamız Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarlar'ında gerçekleştirildi. Bu çalışmada 3.5mm çapında, 10mm uzunluğunda ITI Bonefit "hollow" silindir dental implantlar^z kullanıldı.

Araştırmamızda implant üstü protetik yapıda uygulanacak olan materyallerin alveoler kemikte oluşturacağı gerilimleri değerlendirmek amacıyla, fotoelastik kuvvet analizi yöntemi kullanıldı.

Bu amaçla, beş farklı protetik materyalin implant çevresinde oluşturacağı gerilimlerin incelenmesi için fotoelastik maddeden alt çene modeli elde edildi. Bu modellere yapılan dikey ve eğimli yüklemeler sonucu oluşan kuvvetler polariskop[®] cihazı kullanılarak renkli fotoğraflarda tespit edildi.

Çalışmanın yapılabilmesi için aşağıdaki sıra izlendi;

χ Institut Strauman A.G., Waldenburg, Switzerland.

®Sharples Stress Engineers Ltd., Unit 331, Walton Summit Centre PR5 8AR, England.

3.1. Silikon Ölçü Kalıbın Hazırlanması:

Bu kalıbın hazırlanması için Angle Class I ortodontik çalışma modeli* kullanıldı.

Alt çene modelinin silikon esaslı bir ölçü maddesi^α kullanılarak negatif elde edildi. Elde edilen negatif kalıba soğuk akril^β tepilerek akril dublikatı hazırlandı. Daha sonra bu akril dublikatın sol yarısı tamamen kesilip, sağ 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişleri tamamen kazındı. Böylece sağ alt çene dişsiz sonlanan, bir akrilik model oluşturuldu. Bu model üzerinde implantların yerleştirileceği bölge tespit edildikten sonra paraskop[©] yardımıyla birbirine paralel olacak şekilde 3.5mm çapında iki adet implant yuvası hazırlandı. Bu hazırlanmış olan yuvaların içine 3.5mm çapında, 10mm uzunluğunda iki tane “hollow” silindir dental implant sirkolan mum ile sabitlenip üzerlerine abutmentleri yerleştirildi, abutmentlerin de üzerine ölçü silindirleri vidalandı (Resim 3.1).

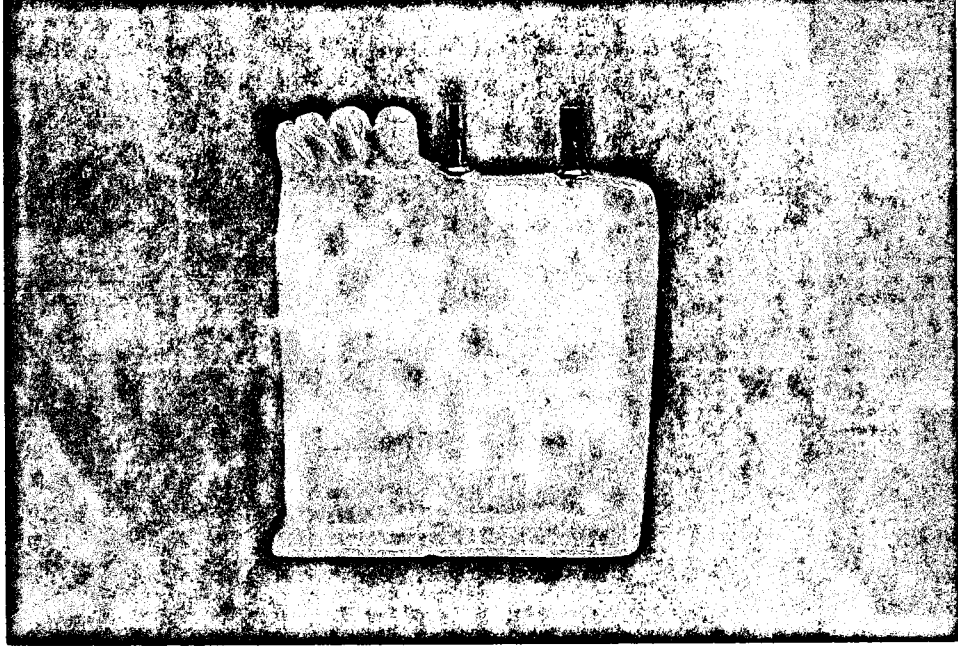
Bu şekilde elde edilen alt çene modelinin iki fazlı silikon esaslı ölçü maddesi kullanılarak çift ölçü yöntemi ile ölçüsü alınıp, akril model içinde bulunan implantlar, abutment ve ölçü silindirleri ile birlikte dikkatlice çıkartılarak ölçüde oluşturulan negatif boşlukları içerisine yerleştirildi. Bu metodla silikon ölçü kalıp hazırlanmış oldu.

* Dentaurum, Pforzheim, Germany.

^α Coltene A.G. Feldwiesenstrasse, Alstaten, Switzerland.

^β Bayer Dental Ltd., Strawberry Hill Newbury Berks, UK.

©Bego Bremer Goldschlägerei Wi hl. Herbst GmbH & Co., Bremen Germany.



Resim 3.1. Silikon Kalıbın Hazırlanması İçin Kullanılan Ana Model

3.2. Fotoelastik Çene Modelinin Hazırlanması:

Çalışmamızda fotoelastik modelin elde edilmesinde PL-2 epoksi rezin^δ kullanıldı. Bu rezin FotoStres metodu için kaplama materyali olarak üretilmiş bir malzemedir.

Fotoelastik rezin olan PL-2'nin bazı fiziksel ve optik özellikleri şu şekildedir;

- Plastik yoğunluğu: $1.13(10)^{-3} \text{ gr/cm}^3$
- Optik gerinme katsayısı: 0.02K
- Uzama oranı: %50
- Elastik modülü: 210 kg/cm^2
- Hassas olduğu sıcaklık: 40°C
- Kullanılabilecek maksimum sıcaklık: 200°C

^δ Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina 27611, USA.

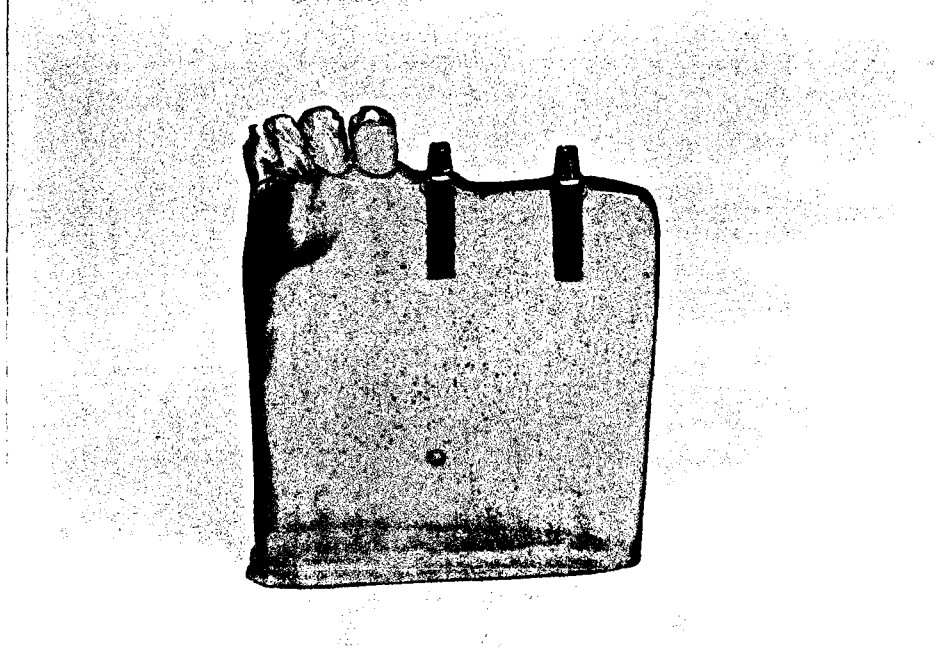
Oda sıcaklığında polimerize olan bu rezinin katalizörü PLH-2'dir.

Çalışmada kullanılan fotoelastik modelin hazırlanması için, elektronik terazi ile 30gr rezin 30gr katalizör ayrı ayrı darası alınmış cam bardaklarda tartıldı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, ayrı ayrı bardaklarda tartılmış olan rezinler, elastomerik ölçü maddesinden yapılan kalıpla birlikte etüv içine yerleştirilerek, 46-52°C 'a kadar ısıtıldı. Bu ısıtma işlemi rezinin viskozitesini düşürüp, sertleştiriciyle daha homojen bir karışım elde edilmesini sağlamaktadır.

Hava kabarcığı olmamasına dikkat edilerek katalizör rezine yavaşça ilave edildi ve bir cam çubuk yardımıyla çalkalamadan, homojen bir şekilde karıştırıldı. Bu esnada, ekzotermik kimyasal reaksiyon nedeniyle açığa çıkan ısı, bir termometrenin rezine batırılması ile izlendi, rezinin sıcaklığı 55°C'a yükseldiğinde daha önceden hazırlanmış ve 46-52°C'a kadar ısıtılmış kalıp içerisine vibratör^f üzerinde yavaşça döküldü. Yüzeğe çıkan hava kabarcıkları sond yardımıyla patlatıldı ve polimerizasyonun tamamlanması için rezin, oda sıcaklığında 18 saat bekletildi.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra kalıptan çıkarılan modelin tesfiye ve polisajı yapıldı, abutmentlerin üzerine vidalanmış olan ölçü silindirleri sökülerek köprü modelajlarının yapımına geçildi (Resim 3.2).

^f Vibroboy S, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl. Herbst GmbH & Co., Bremen Germany.



Resim 3.2. Fotoelastik Materyalden Hazırlanan Alt Çene Modeli

3.3. Köprülerin Hazırlanması:

Fotoelastik rezinden elde edilen model üzerinde buko-lingual olarak 8mm genişliğinde, okluzo-servikal olarak 7mm yüksekliğinde ve mezio-distal olarak 25mm uzunluğunda, bize rehber olacak köprünün modelajı mavi döküm mumu kullanılarak yapıldı, Ni-Cr® alaşım kullanılarak döküme sevk edildi.

Döküm işleminden sonra köprünün tesfiye ve polisajı yapıldı. Her defasında aynı, standart köprü modelajını elde edebilmek için önceden hazırlanmış olduğumuz köprü, fotoelastik model üzerine yerleştirilerek iki fazlı silikon ölçü maddesi ile köprünün ve fotoelastik modelin birlikte ölçüsü alındı. Elde edilen silikon ölçü mufla alt yarısına alınarak negatifi elde edildi. Mufla içindeki alçı

negatife kurşun, bir cezve içinde eritilerek döküldü ve daha sonra tesfiye ve polisajı yapıldı. Bu şekilde rijit ve standart bir kalıp elde edilmiş oldu(Resim 3.3).



Resim 3.3. Standart Köprü Modelajının Yapılabilmesi İçin Kullanılan Silikon ve Kurşun Kalıp

Elde edilen kurşun kalıp, fotoelastik model üzerine yerleştirilip içine mavi döküm mumu dökülerek standart köprü modelajı yapıldı. Her materyal için onar tane olmak üzere 50 adet standart mum model hazırlandı.

Hazırlanan mum modeller 4'erli gruplar halinde tijlenerek döküm konilerine bağlandı ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda, vakumlu

revetman karıştırıcısında^v hazırlanan fosfat bağlı revetmanla^π manşete alındı. Revetman sertleştikten sonra manşetler programlanabilen fırına^θ yerleştirildi ve indüksiyon makinasında^ρ dökümleri yapıldı. Dökümlerde aynı firmaya ait alaşım içeriği %12-14 Cr, %74-78 Ni, %4-6 Mo, %1-8 Be olan soy olmayan tek tip metal alaşım kullanıldı.^φ

Manşetler açıldıktan sonra tijler karbon separe ile kesilerek döküm konisinden ayrıldı. Daha sonra tesfiyeleri ve modele ajusteleri yapıldı. Su zımparası yardımı ile okluzal yüzeyler düzeltildi ve 250 µm'lik alüminyum oksit^κ ile kumlandı. 50 örneğin okluzal yüzleri hariç tüm yüzeyleri lastiklendi, yeşil polisaj pastası kullanılarak polisajı yapıldı. Bu işlemden sonra tüm örnekler ultrasonik temizleyici^λ içindeki solüsyonda^μ 10 dakika bekletildi.

Daha sonra örneklerden 40 tanesinin okluzal yüzeyine sırasıyla Ceramco II, Elcebond CCV, ArtGlass ve Biodent estetik materyalleri uygulandı. Geriye kalan 10 örneğin okluzal yüzeyi metal olarak bırakıldı. Daha sonra metal okluzal yüzeyler lastiklendi ve yeşil polisaj pastası kullanılarak polisaj yapıldı.

^v Motava SL, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl., Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany.
^π Wirovest, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl., Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany.
^θ Midterm 100 MP, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl., Herbst GmbH & Co. Bremen, Germany.
^ρ Fornax 35 EM, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl., Herbst GmbH & Co. Bremen, Germany.
^φ Albadent Inc., 400 Valt Drive, Cordelia CA. 94585 USA.
^κ Korox, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl., Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany.
^λ Biosonic JR, Whaledent Int., N.Y., USA.
^μ Biosonic cleaning solution, Whaladent Int., N.Y., USA.

3.4. Estetik Materyallerin Uygulanması:

Çalışmanın bu bölümünde bir tip porselen ve üç tip farklı rezin kullanıldı. Bunlar;

- Porselen: Ceramco II^γ
- Rezinler: Elcebond CCV^η
ArtGlass[†]
Biodent^φ

3.4.1. Ceramco II Porselen Uygulanması:

Ceramco II porselen uygulanacak örneklere oksidasyon işlemi üretici firmanın önerdiği şekilde vakumsuz olarak 970 °C'da ve bir dakika süreyle porselen fırınında^σ yapıldı. A3 renginde opak ve dentin porseleni örneklere uygulanmak üzere seçildi. Opak porseleni fırça ile yığma tekniği kullanılarak tüm örneklere üç aşamada uygulandı. Birinci aşamada opak ince bir tabaka halindeydi. İkinci aşamada opak ideal kalınlığında uygulandı. Üçüncü aşama ise opak kalınlığını kontrol etmek, opak yüzeyini düzeltmek için uygulandı. Tüm örneklerde opak kalınlığı yaklaşık 0.3mm. olarak standart hale getirildi.

Dentin porseleni iki aşamada uygulandı. Birinci aşama sonunda porselende oluşan büzülme ve düzensizlikler, ikinci aşama dentin porseleni

^γ Ceramco Inc. Six Terri Lane Burlington NJ 08016 USA.

^η Schütz-Dental GmbH, 61186 Rosbach, Germany.

[†] Heraeus Kulzer GmbH, D-61273 Germany.

^φ Dentsply GmbH, Postfach 101074 D-63264, Germany.

^σ Programat P 90 IVOCLAR AG, Liechtenstein.

uygulamasını ile düzeltildi. Dentin porselen kalınlığı 0.8mm olarak standardize edildi. Tüm örneklerin porselen yüzeyleri elmas möl ve möletler ile düzeltildi ve 50 µm'lik alümiyum oksit ile kumlandı. Glaze işleminde önce tüm örnekler on dakika biosonik temizleyici solüsyon ile ultrasonik temizleyicide temizlendi. Glaze işlemini standart yapmak için natural glaze uygulandı.

3.4.2. Elcebond CCV Kompozit Rezin Uygulanması:

Elcebond CCV rezinin uygulanacağı metal örneklerin okluzal yüzeyi 30sn süreyle asetonla fırçalanarak temizlendi. Metal yüzeyi kurduktan sonra Sebond MKV adeziv bağlantı ajanı (primer tabaka) yaklaşık 0.1mm'lik bir tabaka halinde ve eşit kalınlıkta sürüldü. Işık cihazında^τ, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 15 birim bekletilerek primer tabakanın polimerizasyonu sağlandı. Bu işlemin ardından, Sebond MKV tabakasının üst yüzeyinin hafifçe çözünmesini ve rezinle bu tabaka arasında kimyasal adezyon oluşmasını sağlamak için Sebond primer solüsyonu sürüldü ve 2 dakika süreyle kuruması beklendi. Daha sonra, toz/likit şeklinde hazırlanan opak, yaklaşık 0.3mm'lik bir tabaka halinde eşit kalınlıkta sürüldü ve ışık cihazında 10 birim polimerize edildi.

Opaklama işlemleri tamamlandıktan sonra zaman geçirilmeden rezin yığma işlemine başlandı. Her örneğin okluzal yüzeyine yaklaşık olarak 0.8mm kalınlığında rezin yığıldı ve ışık cihazında 20 birim polimerize edildi. Daha sonra tüm örnekler metilmetakrilat içerikli Palaseal polisaj likidi sürülüp ışık cihazında 30 birim polimerize edilerek polisajları yapıldı.

^τ Unilux AC, Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany.

3.4.3. ArtGlass Kompozit Rezin Uygulanması:

ArtGlass rezinin uygulanacağı metal örneklerin yüzeyi de 30 saniye süreyle asetonla fırçalanarak temizlendi. Metal yüzeyi kuruduktan sonra Kevloc Primer adeziv bağlantı ajanı yaklaşık 0.1mm'lik bir tabaka halinde ve eşit kalınlıkta sürüldü. İki dakika süreyle kuruması beklendikten sonra Kevloc Bond eşit kalınlıkta sürüldü. Bu işlemden sonra sıcak hava üfleyen Kevloc apareyi yardımıyla 30 saniye süreyle örnekler üzerine sıcak hava püskürtülerek Kevloc Bond kurutuldu. Zaman geçirmeden opak, yaklaşık 0.3mm'lik bir tabaka halinde eşit kalınlıkta sürüldü ve ışık cihazında⁹ 30 saniye süre ile polimerize edildi.

Opaklama işlemleri tamamlandıktan sonra rezin yığıma işlemine başlandı. Her örneğin okluzal yüzeyine 0.8mm kalınlığında rezin yığıldı ve ışık cihazında 90 saniye süreyle polimerize edildi. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra tüm örneklere ArtGlass'ın kendisine ait aşındırıcı taşları ile tesfiyeleri yapıldı. Yine aynı şekilde kendine ait fırçası ile de polisajları yapıldı.

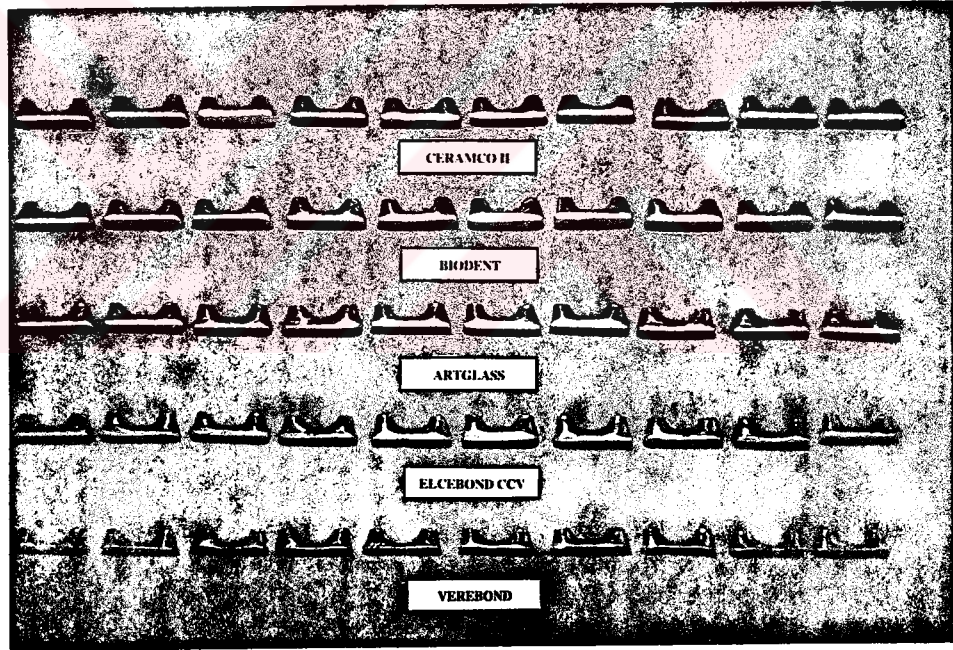
3.4.4. Biodent Akrilik Rezin Uygulanması:

Biodent akrilik rezin uygulanacak örneklere ilk önce toz/likit şeklinde hazırlanan opak, 0.3mm'lik bir tabaka halinde eşit kalınlıkta sürüldü. Opak tabakasının polimerizasyonu tamamlandıktan sonra uygun oranlarda karıştırılan toz ve likit şeklindeki akrilik, hamur kıvamına geldikten sonra opak uygulanmış metal alt yapıların üzerine 0.8mm kalınlığında yığıldı. Tüm bu işlemlerden sonra

⁹ Uni XS, Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany.

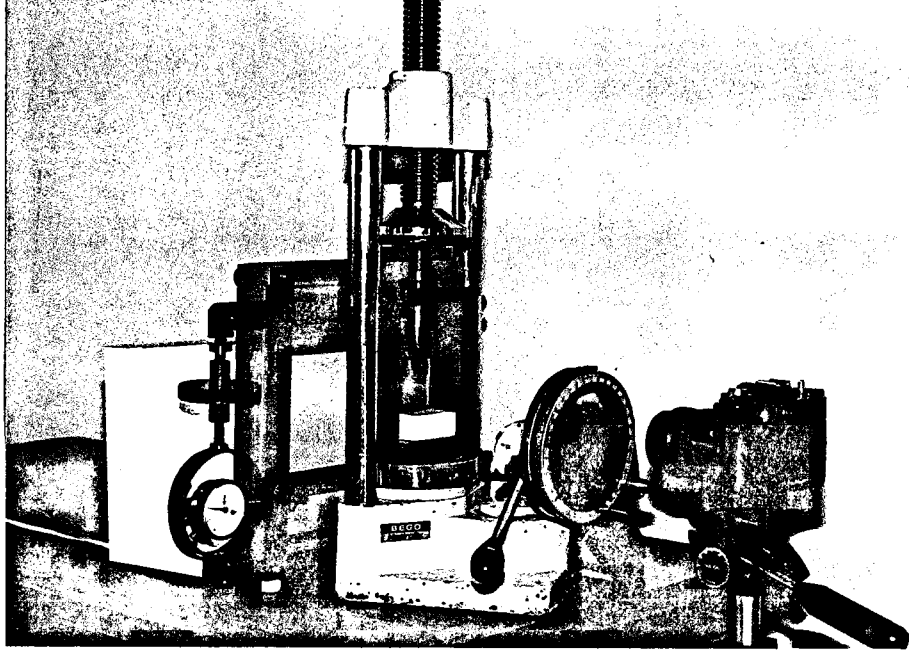
basınçlı fırında[▲], akriliğin 6 atmosfer basınç altında, 105°C sıcaklık ile 10 dakika sürede polimerizasyonu sağlandı. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra möl, mölet ve zumpara yardımıyla akrilik yüzeyin tesfiyesi yapıldı. Daha sonra keçe ve siyah kıl fırça ile pomza ve pamuk fırça ile de alçı-alkol uygulanarak ile polisajları tamamlandı.

Tüm örneklere uygulanan estetik materyallerin buko-lingual genişliği 8mm, mezio-distal uzunluğu 25mm, yüksekliği ise opak dahil 1mm olarak yapıldı. Okluzal yüzeyi metal olarak bırakılan 10 örneğin de mezio-distal uzunluğu 25mm, buko-lingual genişliği 8mm olarak hazırlandı (Resim 3.4).



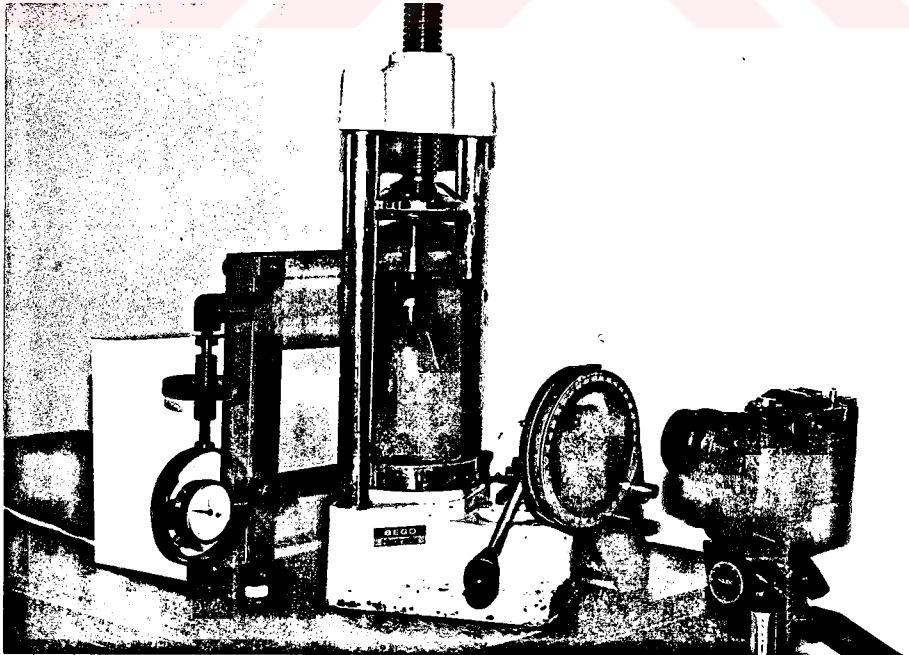
Resim 3.4. Çalışmada Kullanılmak Üzere Hazırlanan Beş Farklı Tip Protetik Materyalin Görüntüsü

▲ Dikan, İstanbul, Türkiye.



Resim 3.5. Hazırlanan Köprüler Üzerine Yapılan Dikey Yükleme İşlemi

Yüklemenin mezyal yönde eğimli olarak yapılabilmesini sağlamak amacıyla taban açısı 45° olan tahta takoz kullanıldı. Yükleme işleminde, daha önceden hazırlanmış olan indeks rehberliğinde her köprü üzerine onar defa, hidrolik pres kullanılarak 20 kg'lık yük uygulandı (Resim 3.6).



Resim 3.6. Hazırlanan Köprüler Üzerine Yapılan Eğimli Yükleme İşlemi

Bu yüklemeler sonucu, yüklenen bölge tarafında, modelde oluşan kuvvet çizgileri, polariskop cihazında beyaz ışık kaynağı kullanılmak suretiyle renkli olarak gözlendi. Gözlem yerine yerleştirilen ve F:5.6 diyafram açıklığı ve 30X sn poz süresine ayarlanan fotoğraf makinası^ξ ile görüntülenerek renkli fotoğraflar elde edildi. Bu amaçla 100 ASA'lık renkli film^ψ kullanıldı (Resim 3.7, 3.8).



Resim 3.7. Ceramco II Porselen Okluzal Yüzey Uygulanan Örnekte Dikey Yükleme Sonucu Meydana Gelen Kuvvet Çizgilerinin Görüntüsü

^ξ Zenit, USSR.

^ψ Fuji Photo Film CO., Ltd., Tokyo.



Resim 3.8. Ceramco II Porselen Okluzal Yüzey Uygulanan Örnekte Eğimli Yükleme Sonucu Meydana Gelen Kuvvet Çizgilerinin Görüntüsü

Tüm örneklerden elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesini yapmak için “Varyans Analizi” ve gruplar arasındaki farkın önemini belirlemek için de “Duncan Gruplaması” yöntemi uygulandı.

4. BULGULAR

Bulgular dikey ve eğimli yükleme uygulanan bölgelerden alınan 100 adet renkli fotoğraf üzerinde, mezyal ve distal implant üzerinde ayrı ayrı değerlendirildi.

Fotoelastik kuvvet analizi sonrası elde edilen fotoğraflarda ortaya çıkan siyah alanlar gerilimsiz bölgeleri, kırmızıdan mavi-yeşile giden geçiş alanları ise ilk oluşan kuvvet çizgisini göstermektedir. Gerilimin daha yoğun olduğu bölgelerde kırmızı ile yeşil arasındaki geçiş çizgileri, daha sonraki kuvvet çizgilerini oluşturmakta, kuvvet çizgisinin sayısı arttıkça gerilimin de arttığı anlaşılmaktadır.

Fotoğraflarda subjektif olarak yapılan değerlendirmeler tablo ve grafikler yardımıyla gösterilmiştir.

Alt çene posterior bölgede implant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki dikey yükleme işlemleri sonrasında mezyal implantta elde edilen gerilim (Fringe Order) değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Dikey yükleme sonrası mezyal implantta elde edilen bulgular.

RESTORATİF MATERYALLER					
ÖRNEK NO	CERAMCO II	BIODENT	ARTGLASS	VEREBOND	ELCEBOND CCV
1	8	8	6	7	7
2	9	8	7	6	6
3	9	7	6	6	7
4	8	7	7	6	8
5	8	7	6	6	7
6	8	8	6	6	7
7	8	7	7	7	6
8	7	7	7	6	8
9	8	7	7	7	7
10	8	7	6	6	6
Ort.	8.1	7.3	6.5	6.3	6.9
S.S.	0.567	0.483	0.527	0.483	0.737

Alt çene posterior bölgede implant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki dikey yükleme işlemleri sonrasında distal implantta elde edilen gerilim (Fringe-Order) değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Dikey yükleme sonrası distal implantta elde edilen bulgular.

RESTORATİF MATERYALLER					
ÖRNEK NO	CERAMCO II	BIDENT	ARTGLASS	VEREBOND	ELCEBOND CCV
1	7	7	7	7	6
2	7	7	7	6	6
3	8	6	6	6	7
4	8	6	6	6	7
5	7	7	7	6	7
6	7	7	7	6	7
7	7	7	7	7	6
8	7	6	6	6	7
9	7	7	7	7	7
10	8	7	7	6	6
Ort.	7.3	6.7	6.7	6.3	6.6
S.S.	0.483	0.483	0.483	0.483	0.516

Alt çene posterior bölgede implant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki eğimli yükleme işlemleri sonrasında mezyal implantta elde edilen gerilim (Fringe-Order) değerleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Eğimli yükleme sonrası mezyal implantta elde edilen bulgular.

RESTORATİF MATERYALLER					
ÖRNEK NO	CERAMCO II	BIODENT	ARTGLASS	VEREBOND	ELCEBOND CCV
1	9	8	7	7	8
2	8	7	7	7	8
3	7	7	7	7	6
4	8	8	7	8	7
5	8	8	7	7	7
6	8	8	7	7	7
7	8	8	8	8	8
8	9	7	8	7	7
9	8	7	7	6	8
10	9	8	7	7	8
Ort.	8.2	7.6	7.2	7.1	7.4
S.S.	0.632	0.516	0.421	0.567	0.699

Alt çene posterior bölgede implant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki eğimli yükleme işlemleri sonrasında distal implantta elde edilen gerilim (Fringe-Order) değerleri Tablo 4.4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4: Eğimli yükleme sonrası distal implantta elde edilen bulgular.

RESTORATİF MATERYALLER					
ÖRNEK NO	CERAMCO II	BIODENT	ARTGLASS	VEREBOND	ELCEBOND CCV
1	7	7	6	6	7
2	7	6	6	7	7
3	6	6	7	6	6
4	7	7	6	7	6
5	7	6	6	6	6
6	7	7	6	6	6
7	7	7	6	7	7
8	7	6	7	6	6
9	7	7	7	6	7
10	7	6	6	6	7
Ort.	6.9	6.5	6.3	6.3	6.5
S.S.	0.316	0.527	0.483	0.483	0.527

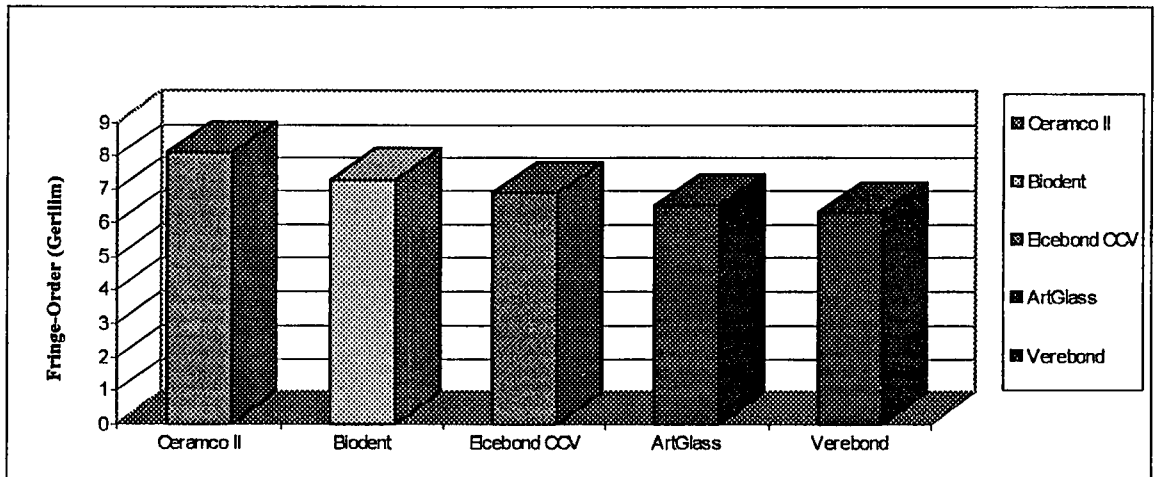
Alt çene posterior bölgede implant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki dikey yüklemeye işlemleri sonucu mezyal implantta kuvvetlere bağlı oluşan verilerin varyans analizi ve Duncan gruplaması Tablo 4.5. ve Grafik 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.5: Standart 10 kez dikey yüklemeye yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri

Materyal Tipi	Markası	Ortalama	Grup
Porselen	Ceramco II	8.1	A
Akrilik	Biodent	7.3	B
Geliştirilmiş Kompozit	Elcebond CCV	6.9	BC
Geliştirilmiş Kompozit	ArtGlass	6.5	C
Metal	Verebond	6.3	C

AÖF; %1: 0.426

Grafik 4.1: 10 kez dikey yüklemeye yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri



Elde edilen bu verilere göre Ceramco II porseleni ile diğer materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p < 0.01$) ve kuvvet iletiminin en fazla olduğu materyal olarak Ceramco II tespit edilmiştir. Biodent ile ArtGlass ve Verebond materyalleri arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuş ($p < 0.01$), Biodent'in, ArtGlass ve Verebond'a göre daha fazla kuvvet iletimine sebebiyet verdiği görülmüştür. ArtGlass ile Verebond materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamış ($p > 0.01$) ve eşit derecede kuvvet iletimine sebep oldukları görülmüştür. Elcebond CCV'nin ise Biodent, ArtGlass ve Verebond materyallerine benzer bir kuvvet iletimine sebep olduğu tespit edilmiştir.

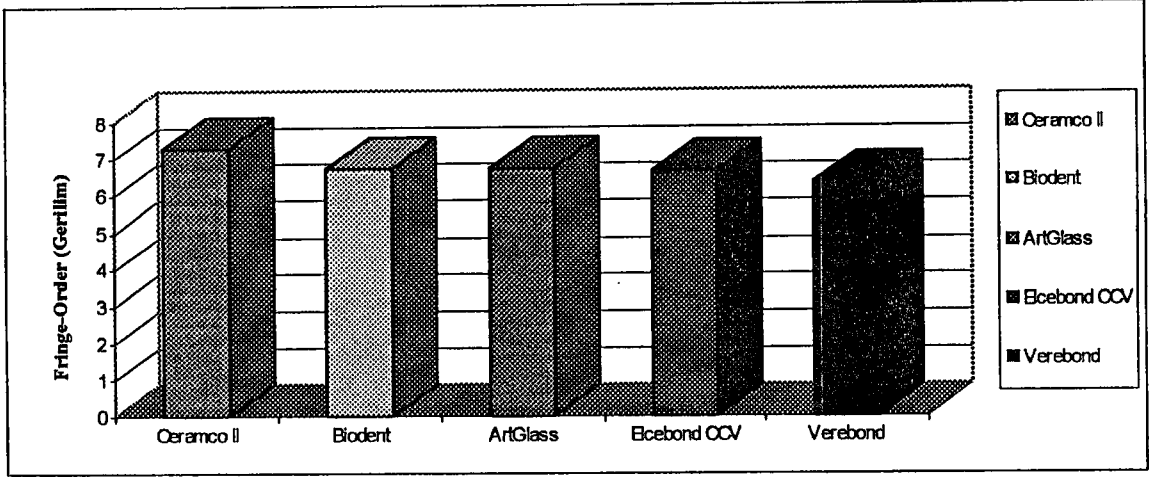
Beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki dikey yükleme işlemleri sonucu distal implantta kuvvetlere bağlı oluşan verilerin varyans analizi ve Duncan gruplaması Tablo 4.6. ve Grafik 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Standart 10 kez dikey yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri

Materyal Tipi	Markası	Ortalama	Grup
Porselen	Ceramco II	7.3	A
Akrilik	Biodent	6.7	AB
Geliştirilmiş Kompozit	ArtGlass	6.7	AB
Geliştirilmiş Kompozit	Elcebond CCV	6.6	B
Metal	Verebond	6.3	B

AÖF; %1: 0.368

Grafik 4.2: 10 kez dikey yükleme yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri



Bu verilere göre Ceramco II porseleni ile Elcebond CCV ve Verebond materyalleri arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuş ($p < 0.01$) ve Ceramco II'nin, Elcebond CCV ve Verebond'a göre daha fazla kuvvet iletimine sebep olduğu gözlenmiştir. Elcebond CCV ve Verebond, Biodent ve ArtGlass materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamış ($p > 0.01$) ve eşit derecede kuvvet iletimine sebep oldukları görülmüştür. Biodent ve ArtGlass'ın Ceramco II, Elcebond CCV ve Verebond materyallerine benzer bir kuvvet iletimine sebep oldukları tespit edilmiştir.

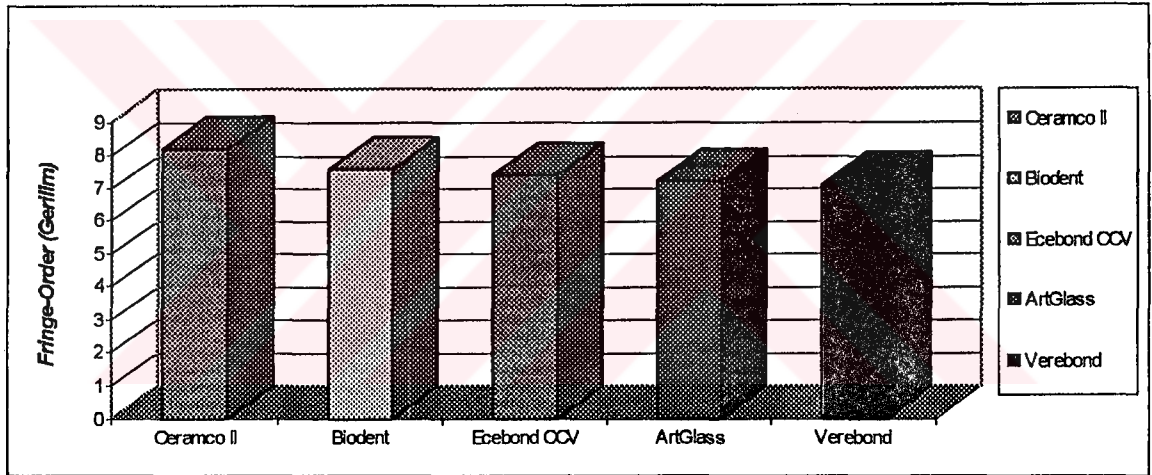
İmplant destekli protez planlamasında okluzal yüzeylerin oluşturulması için kullanılan beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki eğimli yükleme işlemleri sonucu mezyal implantta kuvvetlere bağlı oluşan verilerin varyans analizi ve Duncan gruplaması Tablo 4.7. ve Grafik 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7: Standart 10 kez eğimli yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri

Materyal Tipi	Markası	Ortalama	Grup
Porselen	Ceramco II	8.2	A
Akrilik	Biodent	7.6	AB
Geliştirilmiş Kompozit	Elcebond CCV	7.4	B
Geliştirilmiş Kompozit	ArtGlass	7.2	B
Metal	Verebond	7.1	B

AÖF; %1: 0.432

Grafik 4.3: 10 kez eğimli yükleme yapılan mezyal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri



Elde edilen bu verilere göre Ceramco II porseleni ile Elcebond CCV, ArtGlass ve Verebond materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p < 0.01$), Ceramco II'nin bu materyallere göre daha fazla kuvvet iletimine sebep olduğu görülmüştür. Elcebond CCV, ArtGlass ve Verebond materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ($p > 0.01$) ve bu materyallerin aynı derecede kuvvet iletimine sebep oldukları gözlenmiştir.

Biodentin ise Ceramco II, Elcebond CCV, ArtGlass ve Verebond materyallerine benzer bir kuvvet iletimine sebep tespit edilmiştir.

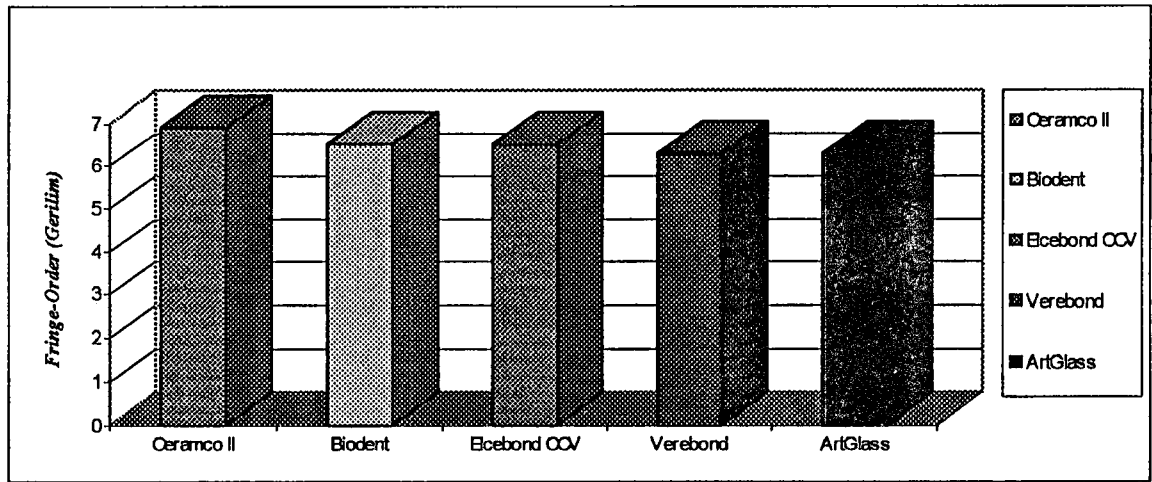
Beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan eşit şiddetteki eğimli yüklemeye işlemleri sonucu distal implantta kuvvetlere bağlı oluşan verilerin varyans analizi ve Duncan gruplaması Tablo 4.8. ve Grafik 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.8: Standart 10 kez eğimli yüklemeye yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri

Materyal Tipi	Markası	Ortalama	Grup
Porselen	Ceramco II	6.9	A
Akrilik	Biodent	6.5	AB
Geliştirilmiş Kompozit	Elcebond CCV	6.5	AB
Metal	Verebond	6.3	B
Geliştirilmiş Kompozit	ArtGlass	6.3	B

AÖF; %5: 0.428

Grafik 4.4: 10 kez eğimli yüklemeye yapılan distal implanttaki kuvvet çizgisi değerleri



Bu veriler değerlendirildiğinde Ceramco II porseleni ile Verebond ve ArtGlass materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p<0.05$), Ceramco II'nin Verebond ve ArtGlass'a göre daha fazla kuvvet iletimine sebep olduğu gözlenmiştir. Verebond ve ArtGlass materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ($p>0.05$) ve bu materyallerin eşit derecede kuvvet iletimine sebep oldukları görülmüştür. Biodent ve Elcebond CCV materyallerinin ise, Ceramco II, Verebond ve ArtGlass materyallerine benzer bir kuvvet iletimi gösterdiği tespit edilmiştir.



5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dental protezler; konjenital veya çeşitli nedenlerle diş eksiklikleri sonucu kaybolan fonksiyon, estetik, fonasyon ve dokuların devamlılığını yeniden kazandırmak amacıyla yapılmaktadır. Bu amaç içerisinde protez planlaması ve kullanılan protetik materyaller çok önemli bir yer teşkil etmektedir. Günümüzde yaygın olarak uygulanan implantlar aracılığı ile çok daha uygun protezler yapılabilmekte, özellikle posterior bölgede çiğneme işleminin daha kolay bir şekilde yapılması sağlanabilmektedir.

Başlangıçta osseointegre implant uygulamaları dişsiz hastalarda kaybolmuş fonksiyonu yerine getirmek için yapılmaktaydı. Fonksiyonla birlikte kaybolan estetiği de yeniden kazandırması, osseointegre implantları günümüzde daha yaygın uygulanır hale getirmiştir (Higginbottom 1994). Bu uygulamalar esnasında tedavi planının doğru yapılması son derece önemli bir unsurdur(English 1993).

Lundqvist ve Carlsson (1983) üst protezlerinden şikayetçi 21 hastaya osseointegre implant uygulamışlardır. Protezlerini kullanamayan bu hasta grubu implant destekli protezleri sayesinde çiğneme fonksiyonunu çok daha rahat bir şekilde yapabildiklerini belirtmişlerdir.

Bir implant sisteminin diğere göre daha çok tercih edilmesinin sebepleri somut olarak açıklanabilmiş değildir. Dental implantlarda kuvvet iletiminin en aza indirgenmesi için çalışmalar yapılmış, optimum implant şekli ve dizaynı oluşturmaya çalışılmıştır (Brunski 1991).

Bu çalışmada ITI Bonefit dental implant sisteminin seçilmesinin nedeni, sistemin implant alanında son gelişmeleri takip etmesi, uygulaması ve yaygın olarak kullanılıyor olmasıdır. “Hollow” silindir yapının tercih edilmesinin nedeni de bu yapı sayesinde implantın elastisitesinin artması, rijiditenin azalması ve dolayısı ile kemiğe gelen kuvvetlerin en az düzeyde olmasıdır (Heimke 1990).

Ayrıca kron-köprü çalışmalarında ITI Bonefit sisteminin bir çok uygulama alanları gündeme gelmiş, başarı oranı incelenen 429 implant üzerinde %99 olarak bulunmuştur (Bruggenkate ve ark. 1991).

Grätz ve ark. (1994) implantasyondan 4 yıl sonra ITI “hollow” silindir titanyum dental implantın başarısını histolojik olarak incelemişler ve osseointegrasyonun başarılı olduğunu açıklamışlardır.

Osseointegre implantlar üzerine uygulanan okluzal kuvvetlerin implant tedavisinin uzun süreli başarısını belirleyici bir faktör olduğuna inanılmaktadır (Skalak 1983). Osseointegre implantlara uygulanan yükün büyüklüğünün doku cevabını başlattığı ve bazı derecelerde de “remodeling” aktivitesini stimüle ettiği düşünülmektedir. Wolf kanununa uygun olarak “remodeling”, osteojenik veya osteoklastik olabilir (Cibirka ve ark. 1992). “Remodeling”, kemiğin

biyomekaniksel adaptasyonuna dayanmaktadır. Aşırı kuvvetler zararlı uyarılar olarak yorumlanırlar ve eğer osseointegrasyon tam değilse fibröz doku oluşumuna veya implantı çevreleyen kemikte osteoklastik rezorptif aktivitenin başlamasına sebep olurlar (Skalak 1983).

Dental implantlar tarafından çevre biyolojik dokulara iletilen kuvvetin etkinliği ve mekanizması implant-doku yüzeyinin gelişmesinde ve implantın prognozunda oldukça önemli unsurlardır (Bidez ve Misch 1992). Bir osseointegre implantta okluzal kuvvetlerin titanyum/kemik yüzeyinden kemiğe direkt olarak aktarıldığı düşünülmektedir (Brånemark 1983, Skalak 1983).

İn vivo olarak meydana gelen kuvvetler ve momentler hakkındaki veriler henüz çok azdır. Çiğneme kuvvetleriyle ilgili elimizde yeterli derecede veriler olsa da gerilim ve gerinim değerlerinin biyolojik belirtileri kesinlik kazanmamıştır (Brunski 1991).

Jemt ve ark. (1991) sabit ve hareketli protezi taşıyan osseointegre implantlar üzerine gelen yüklerin ağız içindeki ölçümünü yapmışlar ve sonuçta kroşe bağlantılı protez kullanan hastalarda bariz bir kuvvet oluşabildiğini buna ilaveten overdenture protezlerde sıkışma/gerilme kuvvetlerinin daha az olduğunu tespit etmişlerdir.

Weinberg (1993) implant destekli protezlerde kuvvet dağılımının biyomekanik prensipleri hakkında çalışmıştır. İmplant çevresindeki dokuda

görülecek kuvvet dağılımının, implant üst yapısı ve ara parçalar arasındaki uyumun bir sonucu olabileceğini belirtmiştir.

Dental implantlar hakkında; implant yüklenmeleri, kemik implant birleşim alanları, kemik özellikleri ve diğer faktörler hakkında ciddi veri eksiklikleri vardır (Brunski 1991). Bu çalışmada da implantlar üzerine gelen okluzal kuvvetlerin, çevre dokularda meydana getirdiği kuvvet iletimi araştırılmış ve bu konudaki eksik noktalara bir ölçüde yardımcı bulunmak istenilmiştir.

Yukarıda anlatmış olduğumuz bilgilerin ışığı altında, oluşan kuvvetlerin in vitro olarak incelenebilmesi için günümüzde fotoelastik kuvvet analizi yöntemi sıklıkla kullanılan bir metottur. Birçok araştırmacı dış kuvvetler sonucu alveol kemiğinde meydana gelen kuvvetleri fotoelastik kuvvet analizi yöntemi ile incelemiştir (Thayer ve Caputo 1980, Ko ve ark. 1986, Moulding ve ark. 1988, Myers ve Mitchell 1989, Alves ve ark. 1990, Loney ve ark. 1990).

Oruç (1992) yapmış olduğu çalışmada üç destekli köprülerde oluşan ekstruzyonel kuvvetleri fotoelastik kuvvet analizi yöntemi ile incelemiş ve yöntemin ekstruzyonel kuvvetlerin incelenebilmesinde faydalı olduğunu açıklamıştır.

Yurdukoru ve Üçtaşlı (1990) da çalışmalarında çeşitli şekilde planlanmış metal destekli rezin bağlantılı köprülerde, destek dişleri çevreleyen dokularda oluşan kuvvetleri fotoelastik metodla değerlendirmişlerdir.

Thorsteinsson ve ark. (1992) dört değişik prefabrik post üzerinde fotoelastik kuvvet analizini gerçekleştirmişlerdir.

Cerrahide sagital split ramus osteotomisinin internal screw fiksasyonunda (Kim ve ark. 1993) ve endodontide lateral kondenzasyon tekniklerinin karşılaştırılması (Martin ve Fischer 1990) veya endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda farklı teknikler kullanıldığında destek yapılarıdaki kuvvet transferlerinin belirlenmesinde fotoelastik kuvvet analizi metodu kullanılan bir yöntemdir.

Biz de bu araştırmacıların bilgilerinden faydalanarak, yaptığımız araştırmada fotoelastik kuvvet analizi metodunu tercih ettik.

Gerek dünya literatürlerinde sıklıkla kullanılıyor olması, gerekse iki boyutlu fotoelastik kuvvet analizi yöntemine uygun olup, hassas değerlendirmelerin yapılmasına imkan sağlaması açısından, fotoelastik rezin olarak PL-2 tercih edildi. Bu materyal sıklıkla üç boyutlu model analizi için kullanılmakta ve hassas bir değerlendirmeye imkan sağlamaktadır (Kratochvil ve Caputo 1974, Thompson ve ark. 1977, Kratochvil ve ark. 1981, Chou ve ark. 1989). Bazı araştırmacılar sadece iki boyutu yansıtabilmesi nedeniyle iki boyutlu kuvvet analizi yönteminin yetersiz kaldığını söylemektedirler (Ko ve ark. 1986, Chou ve ark. 1989, Altay ve ark. 1990). Ancak kıyaslamalı çalışmaların doğru bir şekilde yapılması ve dolayısıyla standardizasyonun sağlanması açısından güvenli bir teknik olduğu bildirilmektedir (Kratochvil ve Caputo 1974, Thompson ve ark. 1977, White 1978, Kratochvil ve ark. 1981).

Kuvvet analizi çalışmalarında implantlar üzerine uygulanan sabit protezlerin boyutu, şekli standart olarak yapılmış, böylece tek bir modelde gerçekleştirilen iki boyutlu kuvvet analizi sonuçlarının karşılaştırılabilir olmasına dikkat edilmiştir.

Fotoelastik kuvvet analizi konusunda çalışan bazı araştırmacılar (Ulusoy 1974, Thompson ve ark. 1977, Pamir 1979, Kratochvil ve ark. 1981, Browning ve ark. 1986), iki boyutlu kuvvet analizinin getirdiği kısıtlamalardan dolayı lateral kuvvetlerin etkisinin in vitro çalışmalarda sağlıklı bir biçimde incelenebilmesi için 45° eğime sahip bir piramit kullanarak eğimli yüklemeler yapmışlardır.

Biz de bu çalışmada lateral kuvvetlerin oluşturacağı gerilimleri incelemek amacıyla 45° taban açısına sahip takozlar kullanarak eğimli yüklemeler yaptık.

Yükleme işlemi neticesinde kuvvet dağılımının uygulanan kuvvetin miktarı ile değil yönüyle ilgili olduğu bildirilmiştir (White 1978). Yapmış olduğumuz çalışmada restorasyonların üzerine 20kg'lık yük uygulanmış ve bu yük miktarının modelde fotoelastik reaksiyon oluşturmak için yeterli olduğu gözlenmiştir.

Cibirka ve ark. (1992) dental implantlar tarafından desteklenen restorasyonların okluzal yüzeylerini oluşturmak için kullanılan materyal tipinin hatalı seçilmesi sonucu alveoler kemik ile implantın birleşim yüzeyi arasında yıkıcı bir etki meydana gelebileceğini açıklamışlardır. Bu hipotez artık günümüzde de geçerli bir hal almıştır.

Hobo (1990) ve ark. yapmış oldukları çalışmada implant üzerine yapılacak protezlerde, hareketli protez yapılacak ise porselen yapay diş yerine akrilik yapay dişlerin, sabit protezlerde de porselen yerine altın alaşımlarının kullanılmasının daha uygun olacağı sonucuna varmışlardır. Çünkü porselen gibi sert materyaller çiğneme kuvvetlerinin implant veya alveol kemiğine direkt olarak iletilmesine neden olurlar. Yumuşak materyaller ise çiğneme kuvvetlerinin absorblanmasını sağlarlar.

Cibirka ve ark. (1992) altın, porselen ve rezin okluzal yüzeyler kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında istatistiksel olarak altın, porselen okluzal yüzeyler ile rezin yüzeyler arasında kuvvet absorblama açısından belirgin bir farklılık bulamamışlardır.

Eskitaşcıoğlu ve ark. (1996) porselen ve akrilik okluzal yüzeyler arasında kuvvet iletimi açısından fark olup olmadığını sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemini kullanarak araştırmışlar ve metal destekli porselen kronların, metal destekli akrilik kronlara oranla daha avantajlı olduklarını bulmuşlardır.

Bu çalışmada implant destekli protezlerin okluzal yüzeyleri porselen, rezin ve metal kullanılarak hazırlanmış, yapılan vertikal ve eğimli yüklemeler sonucu meydana gelen kuvvet çizgileri polariskop aygıtı kullanılarak gözle görülür hale getirilmiştir. Elde edilen tüm bulgular gözönüne alındığında özetle şu sonuçlar verilebilir.

Bu çalışmada, beş farklı materyal üzerine aynı derecede dikey ve eğimli yüklemeler yapılmış, meydana gelen gerilimler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$).

Dikey yüklemeler sonucunda implantın apeks bölgesinde en fazla kuvvet oluşumuna sebep olan materyal Ceramco II porselen, ikinci sırada Biodent akrilik rezinin olduğu tespit edilmiştir. ArtGlass ve Elcebond CCV kompozit esaslı rezinler eşit derecede kuvvet oluşumuna sebep olurken, en az kuvvet iletimine sebep olan materyal ise Verebond metal alaşımı olarak bulunmuştur.

Eğimli yüklemeler sonucunda yine aynı şekilde en fazla kuvvet oluşumuna sebep olan materyal Ceramco II porselen, ikinci sırada Biodent akrilik rezinin olduğu tespit edilmiştir. ArtGlass ve Elcebond CCV kompozit esaslı rezinler kuvvet iletiminde üçüncü sırada yer alırken Verebond metal alaşımının en az kuvvet iletimine sebep olduğu bulunmuştur.

Tüm bu bulgulara dayanarak alt çene posterior bölgede implant destekli sabit protez planlanırken, kuvvet iletimi açısından okluzal yüzey materyali seçiminde porselen yerine metal okluzal yüzeylerin tercih edilmesi sonucu implantların prognozunun olumlu yönde etkilenebileceği düşünülmektedir.

Eğer okluzal yüzeylerin estetik materyal kullanılarak yapılması planlanıyorsa ArtGlass ve Elcebond CCV kompozit esaslı rezinlerin kullanılması sonucu, implantların prognozunun olumsuz yönde etkilenmeyeceği düşünülmektedir.

6. ÖZET

S. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA-1997

Özgür İNAN

Danışman
Doç. Dr. Bülent KESİM

İmplant Destekli Köprü Uygulamalarında Okluzal Yüzeylerde Kullanılan Restoratif Materyallerin Kuvvet Dağılımına Etkisinin İncelenmesi

Bu çalışmada implant destekli protetik restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin alveoler kemikte oluşturacağı fonksiyonel gerilimler fotoelastik kuvvet analizi yöntemi ile incelendi.

Deneyler için alt yapı olarak 3.5mm çapında 10mm uzunluğunda ITI Bonelit “hollow” silindir dental implantlar kullanıldı. Üst yapı için farklı protetik materyaller kullanıldı.

Beş farklı protetik materyalin implant çevresinde oluşturacağı gerilimlerin incelenmesi için fotoelastik materyalden alt çene modeli hazırlandı. Bu modele

dikey ve eğimli yüklemeler yapıldı. Yüklemeler sonucu polariskop cihazında görülen kuvvet çizgilerinin renkli fotoğrafları çekildi.

Bu çalışmada beş farklı protetik materyal üzerine uygulanan dikey ve eğimli yüklemeler sonucu ortaya çıkan gerilimler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$)

Dikey ve eğimli yüklemeler sonucunda implantın apeks bölgesinde en fazla kuvvet iletimine sebep olan materyal Ceramco II porselen, ikinci sırada Biodent akrilik rezin olarak tespit edilmiştir. ArtGlass ve Elcebond CCV kompozit esaslı rezinler eşit derecede kuvvet iletimine sebep olurken, en az kuvvet iletimine sebep olan materyal ise Verebond metal alaşımı olarak bulunmuştur.

7. SUMMARY

THE EVALUATION OF THE EFFECT OF RESTORATIVE MATERIALS ON FORCE DISTRIBUTION USED FOR OCCLUSAL SURFACES OF IMPLANT SUPPORTED BRIDGES

In this study, the functional stresses in alveolar bone created by restorative materials used in implant supported prosthetic restorations were determined with photoelastic stress analysis method. A photoelastic resin mandibular model and ITI hollow cylinder, 3.5mm diameter, 10mm length fixtures and super-structures from five different prosthetic materials were used during the experiments. Vertical and 45° inclined loadings were applied on this model and subsequently, coloured photographs of the force line distribution observed on polariscope were taken. The differences between vertical and inclined loadings were statistically significant for all prosthetic materials ($p < 0.01$). The greatest stress distribution around the apex of the implant was determined for Ceramco II porcelain material and Biodent acrylic followed it. While the ArtGlass and Elcebond CCV composite materials are having equal values, Verebond metal alloy showed minimum stress distribution.

8. LİTERATÜR

Adachi M, Mackert JR, Parry EE and Fairhurst CW (1990) *Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V Alloy.* J. Dent. Res. 69 (6): 1230-1235.

Akagi K, Okamoto Y, Matsuura T and Horibe T (1992) *Properties of test metal ceramic titanium alloys.* J. Prosthet. Dent. 68 (3): 462-467.

Albrektsson T, Zarb GA (1989) *The Brånemark Osseointegrated Implant.* Quintessence Publishing Company Berlin Germany.

Altay OT, Tsolka P and Preiskel HW (1990) *Abutment teeth with extracoronar attachments: the effects of splinting on tooth movement.* Int. J. Prosthodont. 3 (5): 441-448.

Alves MEAF, Askar EM, Randolph R and Passanezi E (1990) *A photoelastic study of three unit mandibular posterior cantilever bridges.* Int. J. Periodontics Restorative Dent. 10 (2): 153-167.

Assif D, Oren E, Marshak BL and Aviv I (1989) *Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques.* J. Prosthet. Dent. 61 (5): 535-543.

Aydınlık E, Şahin E (1977) *Dişhekimliğinde stres analizleri.* H.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 1 (1): 78-85.

Balkin BE (1988) *Implant Dentistry: Historical overview with current perspective.* J. Dent. Educ. 52 (12): 683-685.

Barzilay I, Myers ML, Cooper LB and Graser GN (1988) *Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces.* J. Prosthet. Dent. 59 (2): 131-137.

Berge M (1989) *Properties of prosthetic resin-veneer materials processed in commercial laboratories.* Dent. Mater. 5: 77-82.

Berge M and Silness J (1992) *Adaptation of resin facing to cast gold alloy restorations in the mouth.* Acta. Odontol. Scand. 50 (6): 351-358.

Bidez MW, Misch CE (1992) *Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles.* J. Oral Implantol. 18 (3): 264-274.

Block MS, Kent JN (1995) *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction.* W.B. Saunders Company Philadelphia USA.

Boyne PJ and James RA (1986) *Advances in subperiosteal implant reconstruction.* Dent. Clin. North Am. 30 (2): 259-268.

Brånemark PI (1983) *Osseointegration and its experimental background.* J. Prosthet. Dent. 50 (3): 399-410.

Browning JD, Jameson WE, Stewart CD, McGarrah HE and Eick JD (1986) *Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth.* J. Prosthet. Dent. 55 (3): 347-351.

Bruggenkate CM, Oosterbeek HS, Krekeler G and Müller K (1991) *Benefit of Bonefit implant system.* Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 72 (3): 278-283.

Brunski JB (1991) *Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface.* Clinical Materials 10: 153-201.

Buser D, Warriner K and Karring T (1990) *Formation of a periodontal ligament around titanium implants.* J. Periodontol. 61 (9): 597-601.

Chou TM, Caputo AA, Moore DJ and Xiao B (1989) *Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures.* J. Prosthet. Dent. 62 (3): 313-319.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR and Stohler CS (1992) *Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces.* J. Prosthet. Dent. 67 (3): 361-364.

Craig RG, O'Brien WJ and Powers JM (1992) *Dental Materials.* Mosby-Year Book, Inc. 5th Ed. USA.

Çalikkocaoğlu S. (1988) *Tam Protezler İstanbul Üniversitesi Rek. Yayınları, Yayın No: 3382 İstanbul.*

Dayangaç B (1988) *İmplant materyali olarak titanyum.* H.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 12 (4): 241-243.

English CE (1993) *Root intrusion in tooth-implant combination cases.* Implant Dent. 2 (2): 79-85.

Eskitaşcıoğlu G, Baran İ, Aykaç Y, Öztaş D (1996) *İmplant üstü kron tasarımlarında farklı estetik materyallerin stres dağılımına etkisinin incelenmesi.* Oral İmp. Der. 13-19.

Friegel A, Makek M (1987) *The significance of fibro-osseous tissue in blade implantology.* J. Oral Implantol. 13: 368-375.

Garfield RE (1988) *Implant prostheses for convertibility, stress control, esthetics and hygiene.* J. Prosthet. Dent. 60 (1): 85-93.

Grätz KW, Zimmermann AP, Sailer HF (1994) *Histological evidence of osseointegration 4 years after implantation.* Clin. Oral Impl. Res. 5: 173-176.

Greener E and Duke S (1989) *Physical properties of two new crown and bridge veneering resins.* J. Oral Rehabil. 16: 203-209.

Hansson O (1989) *Das silicoater-verfahren für adhäsivbrücken (II).* Die Quintessenz 8: 1431-1436.

Heimke G (1990) *Osseointegrated Implants.* CRC Press Boca Raton 2nd Ed Florida USA.

Higginbottom FL (1994) *Restoration of esthetic areas using nonsubmerged dental implants.* Compend. Contin. Educ. Dent. 15 (3): 278-282.

Hobo S, Ichida E and Garcia LT (1990) *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation.* Quintessence Publishing Company Tokyo Japan.

Jacobson TE, Chang JC, Keri PP and Watanabe LG (1988) *Bond strength of 4-meta acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy.* J. Prosthet. Dent. 60 (5): 570-576.

Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneus L (1991) *In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study.* Int. J. Oral Maxillofac. Implants 6 (4): 413-417.

Jennings KJ, Critchlow HA, Lilly P and Broad MT (1992) *The clinical use of ITI transmucosal implants.* Br. Dent. J. 25: 67-71.

Jones RM, Goodacre CJ, Moore BK and Dykema RW (1989) *A comparison of the physical properties of four prosthetic veneering materials.* J. Prosthet. Dent. 61 (1): 38-44.

Jones RM, Moore BK, Goodacre CJ and Munoz-Viveros CA (1991) *Mikroleakage and shear bond strength of resin and porcelain veneers bonded to cast alloys.* J. Prosthet. Dent. 65 (2): 221-228.

Karateke A ve Ersoy M (1975) *Dişhekimliğinde fotoelastik metod'un yeri.* A.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 2 (1): 73-81.

Kim HC, Essaki S, Kameyama T and Yamamoto K (1993) *Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy.* J. Craniomaxillofac. Surg. 21: 266-270.

King AWC, Lautenschlager E, Chai J and Gilbert J (1994) *A comparison of the hardness of different types of titanium and conventional metal ceramics.* J. Prosthet. Dent. 72 (3): 314-319.

Ko SH, McDowell GC and Kotowicz WE (1986) *Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests.* J. Prosthet. Dent. 56 (4): 454-459.

Kohn DH (1992) *Overview of factors important in implant design.* J. Oral Implantol. 18 (3): 204-219.

Kolodney H, Puckett AD and Brown K (1992) *Shear strength of laboratory-processed composite resins bonded to a silane-coated nickel-chromium-beryllium alloy.* J. Prosthet. Dent. 67 (3): 419-422.

Kratochvil FJ and Caputo AA (1974) *Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures.* J. Prosthet. Dent. 32 (1): 52-61.

Kratochvil FJ, Thompson WD and Caputo AA (1981) *Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures.* J. Prosthet. Dent. 46 (1): 21-28.

Lawson JR (1991) *Alternative alloys for resin-bonded retainers.* J. Prosthet. Dent. 65 (1): 97-99.

Lee CF, Pierpont HP and Strickler ER (1991) *The effect of bead attachment systems on casting patterns and resultant tensile bond strength of composite resin veneer cast restorations.* J. Prosthet. Dent. 66 (5): 623-630.

Lemons J and Natiella J (1986) *Biomaterials, Biocompatibility and peri-implant considerations.* Dent. Clin. North Am. 30 (1): 3-23.

Loney RW, Kotowicz WE and McDowell GC (1990) *Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores.* J. Prosthet. Dent. 63 (5): 506-512.

Lundqvist S and Carlsson GE (1983) *Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants.* J. Prosthet. Dent. 50 (2): 262-270.

Martin H and Fischer E (1990) *Photoelastic stress comparison of warm (Endotec) versus cold lateral condensation techniques.* Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 70 (3): 325-327.

McKinney RV, Lemons JE (1985) *The Dental Implant.* PSG Publishing Company Inc. USA.

Measurements Group, Vishay (1987) *Photoelastic stress analysis.* Bulletin SFC-300 B, Raleigh, North Carolina, USA.

Measurements Group, Vishay (1989) *Introduction to stress analysis by the photostress method.* Tech Note-702-1, Raleigh, North Carolina, USA.

Moulding MB, Holland GA and Sulik WD (1988) *Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors.* J. Prosthet. Dent. 59 (3): 263-274.

Myers RE and Mitchell DL (1989) *A photoelastic study of stress induced by framework design in maxillary resection.* J. Prosthet. Dent. 61 (5): 590-594.

Naegeli DG, Duke ES, Schwartz R and Norling BK (1988) *Adhesive bonding of composites to a casting alloy.* J. Prosthet. Dent. 60 (3): 279-283.

Okeson JP (1985) *Fundamentals of Occlusion and Temporomandibular Disorders.* The C.V. Mosby Company Missouri USA.

Oruç S (1992) *Üç destekli köprülerde oluşan ekstruzyonel kuvvetlerin fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ile incelenmesi.* Gata Bülteni 34: 947-957.

Öksüz F (1990) *Overdenture uygulamalarında kullanılan manyetik tutucuların proteze rijit ve esnek bağlanması ile çenede oluşan streslerin incelenmesi.* H.Ü. Dişhek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi.

Pamir A (1979) *Dişsiz alt ve üst çenelerde kuvvet dağılımının diş dizimi ve diş şekilleri ile ilişkisinin fotoelastik yöntemle incelenmesi.* A.Ü. Dişhek. Fak. Tam ve Bölümlü Protez Kürsüsü Doçentlik Tezi.

Perel LM (1993) *The angled implant as a single-stage implant alternative.* Dental Implantology Update 4 (6): 45-48.

Phillips RW (1991) *Science of Dental Materials.* W.B. Saunders Company Philadelphia USA.

Rehany A and Hirschfeld Z (1988) *Veneering serviceable restorations.* Quintessence Int. 19 (11): 787-792.

Schroder EA, Sutter F and Krekeler G (1991) *Oral Implantology* Thieme Medical Publishers Inc. New York USA.

Sciaroff A, Mofty S and Guyer SE (1990) *Clinical evaluation of a single crystal sapphire tooth implant in human beings.* Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 70 (2): 141-146.

Shillinburg HT, Hobo S and Whitsett LD (1981) *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* Quintessence Publishing Company, 2nd Ed. Inc. Illinois USA.

Shue SL, Nicholls JI and Townsend JD (1987) *The effect of metal retentive designs on resin veneer retention.* J. Prosthet. Dent. 58 (3): 297-305.

Sjögren G, Andersson M and Bergman M (1988) *Laser welding of titanium in dentistry.* Acta Odontol. Scand. 46: 247-253.

Skalak R (1983) *Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses.* J. Prosthet. Dent. 49 (6): 843-848.

Smith DC (1993) *Dental Implants: Materials and design considerations.* Int. J. Prosthodont. 6 (2): 106-117.

Stumpel LJ and Quon SJ (1993) *Adhesive abutment cylinder luting.* J. Prosthet. Dent. 69 (1): 398-400.

Thayer HH and Caputo AA (1980) *Photoelastic stress analysis of overdenture attachments.* J. Prosthet. Dent. 43 (6): 611-617.

Thompson WD, Kratochvil FJ and Caputo AA (1977) *Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures.* J. Prosthet. Dent. 38 (3): 261-273.

Thorsteinsson TS, Yaman P and Craig RG (1992) *Stress analysis of four prefabricated posts.* J. Prosthet. Dent. 67 (1): 30-33.

Truitt HP, James R, Altman A and Boyne P (1988) *Use of computer tomography in subperiosteal implant therapy.* J. Prosthet. Dent. 59 (4): 474-477.

Ulusoy M (1974) *Bölümlü protezlerde rehabilitasyon.* A.Ü. Dişhek. Fak. Protez Kürsüsü Doktora Tezi.

Ulusoy M (1979) *Alt çene Kennedy Sınıf I vakalarında kullanılan farklı direkt tutucuların destek dokulara ilettikleri kuvvetler yönünden fotoelastik yöntemle incelenmesi.* A.Ü. Dişhek. Fak. Protez Kürsüsü Doçentlik Tezi.

Ulusoy M, Aydın K (1988) *Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi No: 13 Ankara.

Vojvodic D, Predanic-Gasparac H, Brkic H and Celebic A (1995) *The bond strength of polymers and metal surfaces using the 'silicoater' technique*. J. Oral Rehabil. 22: 493-499.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ (1994) *Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants*. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 9(4): 405-411.

Weinberg LA (1993) *The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses*. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 8 (1): 19-31.

White JT (1978) *Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments*. J. Prosthet. Dent. 40 (2): 143-151.

Worthington P, Brånemark PI (1992) *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Quintessence Publishing Company Illinois USA.

Yurdukoru B, Üçtaşlı S (1990) *Modifiye metal destekli adhesif köprülerde kuvvet analizi*. A. Ü. Dişhek. Fak. Derg. 17 (1): 91-98.

88 Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993) *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi No: 17 Ankara.

88-ef

9. ÖZGEÇMİŞ

1967 yılında Adana'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Mersin'de tamamladı. 1985 yılında Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne başladı ve 1990 yılında mezun oldu. 1991 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi olarak çalışmaya başladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Evli ve bir çocuk babasıdır.