

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

44345

**AKRİLİK PLAKLI VE METAL PLAKLI ÜST TAM  
PROTEZLERİN KLİNİK VE DENEYSEL OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

Protetik Diş Tedavisi Programı

DOKTORA TEZİ

Dişhekimi Cenk CURA

Danışman Öğretim Üyesi  
Prof. Dr. Gökhan YILMAZ

İZMİR - 1995

## İÇİNDEKİLER

Giriş ve Amaç .....	1
Genel Bilgiler.....	3
Gereç ve Yöntem.....	12
Bulgular.....	23
Tartışma.....	36
Sonuç.....	49
Özet.....	51
Summary.....	53
Kaynaklar.....	55

Tez çalışmalarım süresince bana yardım eden herkese, özellikle hocam Prof. Dr. Gökhan Yılmaz 'a ve çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

## GİRİŞ ve AMAÇ

Gelişen konservatif tedavi yöntemlerine karşın bu gün tam dişsiz bireylerin sayısı, özellikle ülkemizde küçümsenmeyecek boyutlardadır. Sentetik reçinelerin dişhekimliğinde kullanılmaya başlanılmasından önce, protez kaide plağı yapım maddesi olarak porselen, vulkanit, nitrosellüloz, fenol formaldehit gibi maddeler kullanılmaktaydı. Bu maddelerin uygulanmasındaki zorluklar akriliklerin kullanılmasını yaygınlaştırmıştır.

Tam protez kullanan bireylerin ısırma etkinliği, doğal dişli bireylerin, altıda biri oranındadır. Protezin uyumu ne kadar iyiye tutuculuk ve hastanın konforu o derece iyi olacaktır. Boyutsal hassaslığın önemli olduğu bu gibi durumlarda materyal olarak akrilik türevleri kullanılıyorsa, öncelikli düşünülmesi gereken boyutsal stablitedir.

Çok yaygın kullanım alanı bulan akrilin bakteri retansiyonu, hijyen ve sağlamlık açılarından yetersizliği de bilinmektedir. Sentetik reçinelere alternatif olarak çeşitli döküm metal alt yapı ile gerçekleştirilen üst tam protezlerde de besleme, ağırlık, maliyet gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır.

Bu görüşler ışığında çalışmamız için, üst tam protez kaidesi yapımında en sık kullanılan üç farklı malzemeyi (SR-Ivocap, IQ 15, Cr-Co) seçtik. Alçı modeli esas kabul ederek laboratuvardaki ve bir aylık klinik kullanım sonrasındaki boyutsal değişimlerini ve de yöntemler arasındaki farklılıkları ortaya koyarak klinisyenlere yol göstermeyi amaçladık.



## GENEL BİLGİLER

Protez kaidesi yapımında kullanılan malzemelerin tarihsel seyri, teknolojik ilerleme ile paralellik göstermektedir. Önceleri fildişi gibi doğal malzemeler yontularak protez yapımında denenmiştir. Daha sonraları kauçuğun vulkanize edilmesiyle doğal reçineler dişhekimliğinin kullanım alanına girmiştir (75).

Doğal kauçuğun elde edilmesindeki ve kullanımdaki güçlükler araştırmacıları sentetik malzemelere yöneltmiştir. Akrilik polimerin 1937 yılında dişhekimliğinde kullanılmaya başlanılmasından önce porselen, vulkanit, nitrosellüloz, fenol formaldehit gibi maddeler de protez kaide plağı yapımında denenmiştir. Ancak bu maddelerin yapımındaki zorluklar ve kullanımındaki başarısızlıklar nedeniyle başarılı sonuçlar alınamamıştır. Mesleğimizde yaygın olarak kullanılan akriliklerin fiziksel özelliklerinin daha iyi düzeye getirilmesi amacıyla sentetik reçinelerin yapıları zaman içinde geliştirilmiştir (75).

Protez kaidesinde kullanılan akrilik reçineler toz ve likit iki malzemenin belirli oranlarda karıştırılmasıyla oluşturulur. Akrilik tozu, su içinde tamamen dağılmış monomerin ısıtılması ile elde edilen incilerden veya polimer bloktan aşındırılan düzensiz polimetilmetakrilat (PMMA) taneciklerinden oluşur. Tozun içinde katalizör olarak %0.2-0.5 oranında bezoil peroksit ve %1 oranında

çeşitli pigmentler bulunur. Akril likitinde ise metilmetakrilat (MMA) monomeri %0.006 oranında inhibitör madde hidrokinon ve etilenglikol dimetakrilat gibi çapraz bağlayıcı ajanlar da içerir. MMA suda erimeyen bir sıvıdır. Sıcaklık 100.8 dereceye geldiğinde kaynamaya başlar. Renksiz ve uçucudur. Erime noktası  $-48^{\circ}\text{C}$  dir. Yoğunluğu oda sıcaklığında  $0.945 \text{ gr/cm}^3$  tür. PMMA stabil bir polimerdir. Ultraviyole ışınlarından etkilenerek renk değiştirmez. Yumuşama derecesi  $125^{\circ}\text{C}$  dir. PMMA' ın  $125-200^{\circ}\text{C}$  arasında depolimerizasyonu söz konusudur. Polimerin %90' ı  $450^{\circ}\text{C}$  de depolimerize olur. PMMA alkol ve gliserinde erimez. Eterde, kloroformda ve bazı organik asitlerde erir. Molekül ağırlığı yüksek olan polimerin likitle hamur kıvamına gelme süresi uzundur (75).

Protez kaide yapımında kullanılan sentetik reçineler ilave polimerizasyonu ile elde edilir. Mufla içerisindeki materyalin sıcaklığı  $60^{\circ}\text{C}$ ' e ulaşıncı benzoil peroksit ikiye ayrılır ve serbest kökler açığa çıkar. Bu serbest kökler MMA' ın doymamış bağları ile reaksiyona girerek ek serbest kökler oluşturur. Başlama veya indüksiyon fazı olarak bilinen bu aşamadan sonra zincirleme olarak eklenen moleküler aktive olur ve çoğalma fazında polimer zinciri oluşmaya başlar. Reaksiyon sırasında eksotermik bir ısı açığa çıkar ve bütün monomer üniteleri polimer haline dönüşüncüye kadar bu ısı devam eder. Başlangıç fazı için gerekli enerji miktarı ise oldukça fazladır (mol başına 16000-29000 kcal). Monomer içindeki inhibitör maddenin miktarı başlangıç fazını inhibe etmek için yeterlidir. Benzoil peroksit  $60-65^{\circ}\text{C}$  de parçalanınca polimerizasyonu başlatacak enerji ortaya çıkmış olur. Çoğalma fazı için gerekli enerji miktarı daha fazladır. polimerizasyon başladıktan sonra hızla ilerler. Büyüyen zincir

saf olmayan bir monomerin serbest kökleri ile reaksiyona girince veya başka bir zincir ile bağlanınca sonlanma fazına geçilmiş olur ve zincirin büyümesi durur (1,13,15).

Kapalı mufla içerisindeki akrilik hamuru, ısıtılma sırasında yükselmekte olan sıcaklık nedeniyle genişir. PMMA' ın boyutsal genişleme katsayısı  $81 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$  dir. Bu nedenle  $60\text{-}65^\circ\text{C}$  sıcaklığına gelinceye kadar önemli oranda genişleme ortaya çıkar. Akril hamurunda polimerizasyon büzülmesi hacim olarak %8 boyutsal olarak %2 oranında olmasına karşın araştırmacılar, sıcak akrilikten yapılmış protez kaidelerindeki boyutsal büzülmenin yukarıda belirtilen değerlerden daha düşük olduğunu saptamışlardır. Veriler bu miktarın %0,1-0,6 düzeyinde olduğunu göstermektedir (1,7,12,38,55).

Dayanıklı kalıp materyalinin seçimi, metal muflayla, kuvvetli biritlerin birlikte kullanımı polimerizasyon büzülmesini en alt düzeye indirmede oldukça yararlı olmaktadır (29,35).

Metil metakrilat monomerin polimerize olduktan sonra büzülmeye bağlı yoğunluğu  $\text{cm}^3$  'te %0,94 gr' dan %1,19 grama yükselir. Böyle bir yoğunluk değişimi % 21' lik hacimsel büzülmeye sonuçlanır. Standart akril hamurunda 1/3 monomer oranı olduğundan hacimsel büzülmesi hemen hemen %7 ye düşer (62,75).

Protez kaidelerinin destek dokulara uyumu, akrilin su emmesiden sonra artmaktadır. Akrilik kaidenin su emilimi reçine moleküllerinin polar özelliklerine bağlıdır. Birbirinden hafifçe uzaklaşmış makromoleküller arasına difüzyon olur. Su emilimi sonucu kaide plağı bir miktar genişler. Böylece polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin bir kısmı karşılanmış olur. 85 American



Dental Association No 12 standardına göre akrilin su emilimi 0,7 mg/cm<sup>2</sup> 'den daha fazla olmamalıdır (62).

Akrilik hamurunun homojen olmaması polimerizasyon sırasında streslerin oluşmasına yol açmaktadır. Sıcaklık yükseldikçe akril hamuru daha plastik hale gelir ve akıcılık kazanan hamurda stresler serbestleşir. Isıl genişleme kalıp içindeki akril hamurunda kompresif karakterde streslerin oluşmasına neden olur. Polimerizasyon büzülmesi sırasında akril hamuru ve model arasındaki sürtünme, akrilin normal büzülmesini azaltır. Doğal boyutsal değişim engellendiğinde maddenin yapısında stresler oluşacak ve madde yamulacaktır. Kalıp içindeki akril ne kadar ince olursa sürtünmenin engelleyici etkisi o kadar fazla olur. Bu engelleyici etki akrilde gerilme karakterindeki streslerin oluşmasına yol açar. Gerilme, giderek soğuyan plastikliğini kaybedip materyalin sert bir yapıya dönüşmeye başladığı dönüşüm sıcaklığında (75°C) ortaya çıkar. Kaynatma işlemi sonrasında, dönüşüm sıcaklığının altında, akrildeki stresler serbestleşemezler. Protez mufladan çıkartılıp alçı modelden uzaklaştırıldıktan sonra streslerin bir kısmı daha açığa çıkar (62).

Akrilik kaide plağının polimerizasyonu sonucunda, iç streslerin açığa çıkmasıyla dişlerde eğilmeler görülecektir. Diş hareketlerinin akril tepme aşamasından çok , polimerizasyon aşamasında olduğu belirtilmiştir (3). Woelfel ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında protezin modelden uzaklaştırılmasından sonra şekilsel bozulmaya uğradığını göstermişlerdir (72).

Protez kadesinin şekilsel farklılığına bağlı olarak iç gerilimler sonucunda kimi yerinde büzülme kimi yerinde genişleme

gözlenmektedir. Genel olarak aynı arktaki sağ ve sol taraf dişlerinin birbirine yaklaştığı, orta hat bölgesinde kaidenin modelden uzaklaştığı bilinmektedir. Söz konusu protez kaidesinin uyum bozukluğu dişsiz kretlerin şekline bağlı olarak değişmektedir. Kret yüksekliğinin 4-11 mm. arasında olduğu olgularda damağın orta hat bölgesindeki açıklığın, doğru orantıyla arttığı, 11mm.' yi geçen kret yüksekliklerinde ise tersine bir oranla azaldığı bildirilmiştir (23,28).

Posterior bölgeyi ilgilendiren bir başka çalışmada, bu bölge boyunca protezin alçı modele mekanik tutuculuğunu sağlayacak girintilerin hazırlanmasıyla, posterior sınırın uyumunun olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir (29). Mufla aşaması öncesi protezin arka sınırının mum ile uzatılmasının, akril tepim işleminden sonra protezin esas sınırındaki açıklığı azaltacağı bildirilmiştir (70).

Değişik damak derinliklerinde akrilik protezlerde kaide kalınlığındaki artışın gerilimlerin azalmasına eşlik etmediği gözlenmiştir. Destek dokuların ezilmesi ve sıkışması, derin damaklı, kalın akrilik protez kullananlarda, sığ damaklılara göre, daha fazla olduğu belirtilmiştir. Derin damaklı bireylerde, ince akrilik kaide plağı veya metal döküm kaide plağı önerilmiştir. Sığ damaklı bireylerde ise kalın akrilik kaide plağı yeğlenmelidir (22).

Kaide şeklinin, büyüklüğünün, kalınlığının tek başına protezin arka bölgesindeki açıklığa önemli bir etkisi saptanamamıştır. Ancak kaide kalınlığı inceldikçe açıklığın arttığını, damak şekli düzleştikçe orta hat bölgesindeki açıklığın hamuler çentiklere doğru uzadığını, derin damaklılarda ise açıklığın ortaya doğru toplandığı ortaya konmuştur (27).

Esneyen protez kaide maddelerinin, altındaki destek dokulara güç dağılımları da eşit değildir. Protezde oluşan fonksiyonel streslerin, şiddeti ve tipi protezin oturduğu dişsiz maksillanın anatomik şekliyle de ilgili olduğu bildirilmiştir. Protez kaidesinin fonksiyonel kuvvetlerle esneme miktarının gerilim ölçerlerle ölçüldüğü bir araştırmada, enjeksiyon yönteminin, konvansiyonel mufla yöntemine oranla daha az deformasyon gösterdiğini belirtilmiştir (22).

Farklı kalınlıklarda hazırlanan akrilik protezlerin çiğneme etkinlikleri değerlendirildiğinde, kalın kaide plaklılarda çiğneme süresinin ve sayısının azaldığı gözlenmiştir. Metal döküm kaide plağında akrilik protezlere göre, çiğneme süresinin ve sayısının daha da azaldığı bildirilmiştir. Etkin bir çiğneme işlevi için metal kaideli üst tam protezlerin yeğlenmesi önerilmiştir (22).

Yüksek stres altındaki, protez kaidesi ve mukoza arasındaki düzensiz fonksiyonel kuvvetler, üst tam protez kullanan bireylerin ağız lezyonlarına yatkınlığını artırmaktadır (10,11,49,59,66).

Dişhekimlerinden, metal kaideyi, iyi bir ısı iletkenliğine sahip olduğu, sağlamlığı, boyutsal hassaslığı kolay temizlenebildiği için önerenler vardır. Aynı zamanda ısı iletkenliğine bağlı olarak yemek yemenin daha keyifli olacağı inancıyla metal kaideyi önerenlerde vardır. Isı değişikliklerinin tad almaya etkisi de araştırmacılar tarafından incelenmiş, bu çalışmalarda parotis bezinin salgısı kriter olarak alınmıştır. Bütün memelilerde, dilin kendi normal ısısında en iyi tad duyusu alındığı bildirilmiştir. Isı derecesi yükseldikçe şekerli besinler daha iyi hissedilirken, ekşilik duygusu azalmaktadır. Parotis bezinin salgısı, tad uyaranının cinsine ve yoğunluğuna göre değişiklik

göstermektedir. Aynı zamanda palatinal dokunun, sıcaklığı da parotis bezinin salgısını etkiler. Yüksek sıcaklıklarda metal kaide altındaki palatinal mukoza sıcaklığının tad alma duyusunu olumsuz yönde etkilediği, buna karşılık akrilik kaidenin yüksek sıcaklıklarda tad almaya olumlu etkisi olduğu saptanmıştır (30). Akrilik kaide altındaki sağlıklı dokunun sıcaklığı incelendiğinde, ağız sıcaklığından daha düşük olduğu ( $2.11^{\circ}\text{C}$ ), akrilin ıslizolasyon etkisine bağlanarak açıklanmıştır (8,53,75).

Metal protez kaidesinin seçimiyle sağlanan avantajları Moore ve arkadaşları şöyle sıralıyor. Polimerizasyon büzülmesi görülmez. Daha dirençlidir. Doku uyumu daha iyidir. Doku ayrıntıları daha net çıkar. Metaller daha iyi ısı iletkenidir. Fonksiyon sırasında daha az lateral deformasyon gösterir. Hastaların alışmaları daha kolay olur. Rezorbe kretlerde metal kaide daha başarılı olmaktadır (8).

Metal kaideli protezlerde kullanılan alaşımların döküm sonrasındaki büzülmelerini azaltabilmek için yüksek basma dayanıklılığına sahip revetmanlar tercih edilmelidir. Döküm büzülmesinin yüzey büyüklüğüyle ilgisi vardır. Kobalt-krom alaşımlarda, döküm yüzeyi arttıkça yüzde büzülme oranıda artmaktadır. Metal kaideli protezlerin tutuculuğuna yönelik yapılan çalışmalarda alüminyum ve kobalt-krom kaideli protezlerin tutuculuğunun altın ve akrilik rezin kaidelere göre daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (17).

Araştırmacıların, metal alaşımlarına alternatif, dirençli kaide maddesi oluşturma çabaları sonucu, karbon lifleri, cam lifleri, polietilen lifleri gibi malzemelerin sentetik rezinlerle birlikte kullanımı gündeme gelmiştir (11,49,58,74). Aynı amaçla çeşitli hazır metal

kafeslerin akrilik protezlerin içine konmasıyla kaide direncinin artırılması hedeflenmiştir. Oysa metal ile akril arasındaki bağlantı sadece mekanik düzeydedir. Akril içindeki metal, akrilin var olan kalınlığında azaltıp, kırılmayı başlatan yeni stres odakları oluşturmaktadır (68,69). Akrilik yapının direncini arttırmak için metal-akril bağlantısında 4-meta içerikli akriller kullanılmalıdır. Bu tip akriller, kumlanmış metal yüzeyindeki oksit tabakası ile kimyasal bağlantıyı sağlar (21). Benzer şekilde, karbon liflerinin kullanılmasıyla dirençli, ancak parlatılabilme sorunuyla birlikte estetikten yoksun protez kaideleri de yapılabilmektedir (11,73).

Kırılmaya direnci arttırmak için mufla aşamasında, çeşitli maddeler akrilik kaidelerin yapısına yerleştirilmektedir. Bu maddelerin, fiziksel özellikleri, geometrik şekilleri ve kalınlıkları uygun değilse, akrilin var olan direncini olumsuz yönde etkileyecekleri de bilinmektedir (68,69).

Fonksiyonel kuvvetler altında streslerin, üst protezlerin orta hattı boyunca yoğunlaştığını gösteren bir çok çalışma yapılmıştır (21,28,47). Üst ön bölgede streslerin yoğunlaşması protezin kolaylıkla kırılmasına yol açacaktır. Damağın bu bölgesine yerleştirilen metal plaklarla akrilik protezlerin kırılma dirençleri yükseltilebilir. Hazır Ni-Cr plakların üst protezlerin ön bölgesine yerleştirilmesiyle, protezlerin % 15-95 daha fazla direnç kazandığı belirtilmiştir. Gerilim ölçerlerle yapılan çalışmada metal akril bağlantısını sağlayabilmek için monomerinde 4 -meta içeren rezin kullanılmıştır (21).

Günümüzde, varolan protez kaide sistem ve tekniklerinin hiç birisi destek doku yüzeylerinin aynısını kopyalamayı

gerçekleştirememektedir (26). Tam dişsiz bireylerin konforu ve protez altındaki dokuların sağlığı söz konusu olduğunda, protez yapımında kullanılan malzemelerin özellikleri önem kazanmaktadır.

Protez kaidesinin sahip olmasını istediğimiz ideal özelliklerini aşağıdaki gibi sıralanabilir (1,15,75).

1. Yeterli kırılma dayanıklılığına sahip olmalı,
2. Esnememeli, rijit olmalı,
3. Protezin yapımı ve kullanımında boyutsal stabilitesini koruyabilmeli,
4. Ağız ortamından etkilenmemeli,
5. Katı ve sıvı gıda maddelerinden etkilenmemeli,
6. Tatsız ve kokusuz olmalı,
7. Ağız dokuları için toksik ve iritan olmamalı,
8. Görünümü doğal olmalı ,
9. Renk stabilitesini koruyabilmeli,
10. Aşınmaya dirençli ve hafif olmalı,
11. Yapımı ve olası tamirleri kolay olmalı,
12. Ucuz olmalı.

Bu gün için, yukarıda saydığımız özelliklerin hepsinin birden tek bir malzemenin yapısında bulunmayışı, araştırmacıların çalışmalarına hedef oluşturmaktadır.

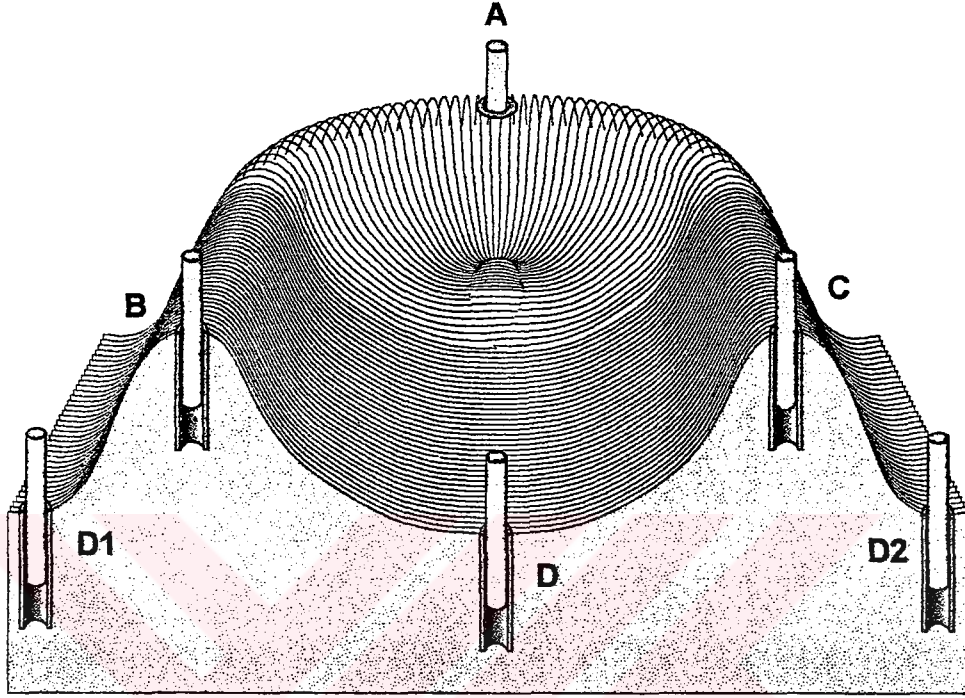
## GEREÇ VE YÖNTEM

Tam protez yaptırmak için E.Ü. Dişhekimliği Fakültesine başvuran hastalardan 30 birey seçilmiştir. Hasta seçiminde cinsiyet ve yaş ayırımı yapılmamıştır, ortak özellik olarak bu kişilerin daha önceden de üst tam protez kullanmış olmasına dikkat gösterilmiştir.

Çalışmada kullanılacak 3 farklı kaide maddesi için 10' ar hastadan oluşan 3 grup oluşturulmuştur. Birinci gruba konvansiyonel yöntemle, ikinci gruba enjeksiyon yöntemiyle, üçüncü gruba ise döküm metal kaide plaklı tam protezler yapılmıştır .

Protez kaidelerinin boyutsal değişimlerini ortaya koyabilmek için birinci ölçümler alçı modeller üzerinde yapılmıştır. Protez kaidesine aktarılmış ölçüm ünitelerinin, ikinci ölçümleri, protezler hasta ağızına takılmadan önce gerçekleştirilmiştir. Bir aylık kullanım süresi sonunda da, protez kaidesindeki ölçüm ünitelerinin üçüncü ölçümleri tekrarlanmıştır. İkinci ve üçüncü ölçüm verileri, birinci ölçüm verilerine göre farkları alınarak elde edilmiştir.

Alçı modeller esas kabul edilerek, iki farklı polimerizasyon yöntemiyle elde edilen akrilik kaide plaklarının ve de döküm yoluyla elde edilen metal kaide plağının boyutsal farklılıkları incelenmiştir .



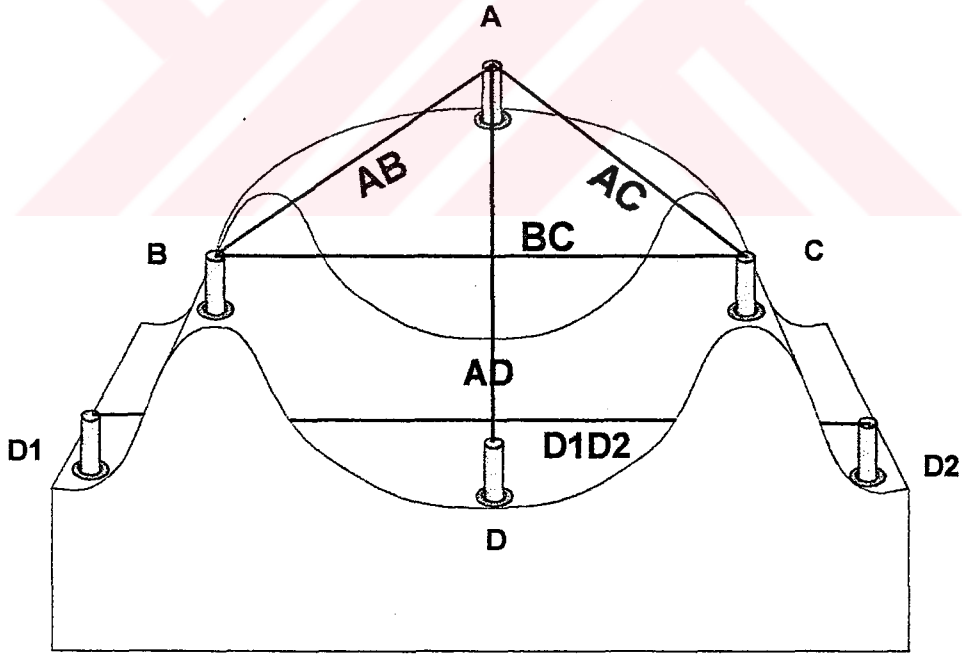
Şekil 1 : Ölçüm noktaları A, B, C, D, D1, D2.

Alçı modeller üzerinde ölçüm noktaları yukarıdaki şekilde belirlenmiştir (şekil 1) ;

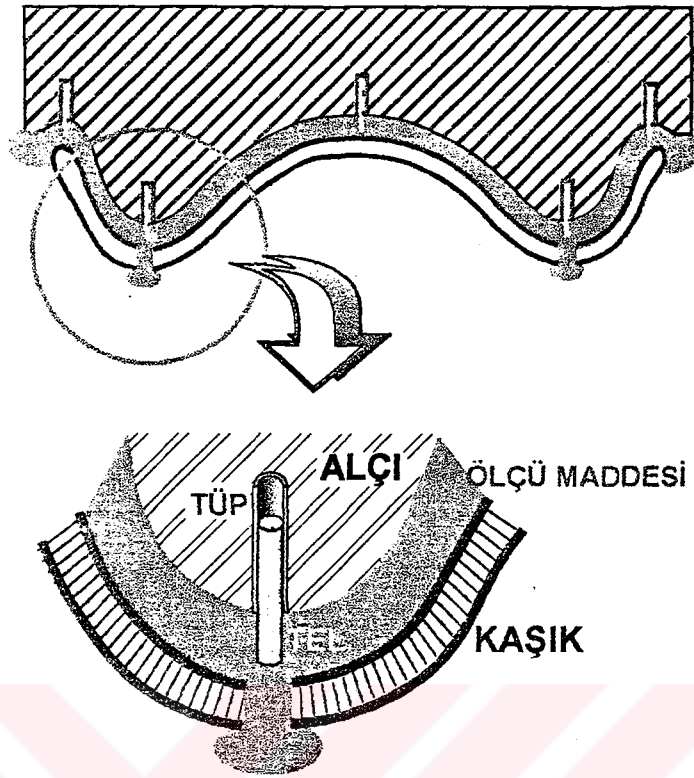
Kret tepelerinde seçilen üç nokta ile bir üçgen oluşturulmuş, papilla incisivum'a denk gelen, üçgenin tepe noktası (A) ile, üçgenin tabanını oluşturan sağ arka ölçüm noktası (B) ile, sol arka ölçüm noktası (C) ile tanımlanmıştır. (BC) noktaları arasındaki en derin nokta (D) ile ifade edilmiştir. Aynı doğru üzerindeki sağ ve sol vestibül forniks noktaları (D1) ve (D2) olarak belirlenmiştir.



Alçı modeller üzerindeki 6 ölçüm noktasıyla, 5 ayrı ölçüm ünitesi oluşturulmuştur (şekil 2). Üç ayrı yöntemle hazırlanmış kaide plaklarının boyut değişiminin incelenmesi amacıyla yönelik, alçı modeller üzerinde ölçüm üniteleri oluşturulmuştur. Ölçüm noktaları arasındaki uzaklığı ölçmekte kullanılacak Mitutoyo' nun (Type PJ-300) Profile Projektor aletinin hareketli tablasının ölçüm kapasitesinin sınırlı oluşu ölçüm ünitelerinin 50 mm. den daha kısa olmasını gerektirmiştir.

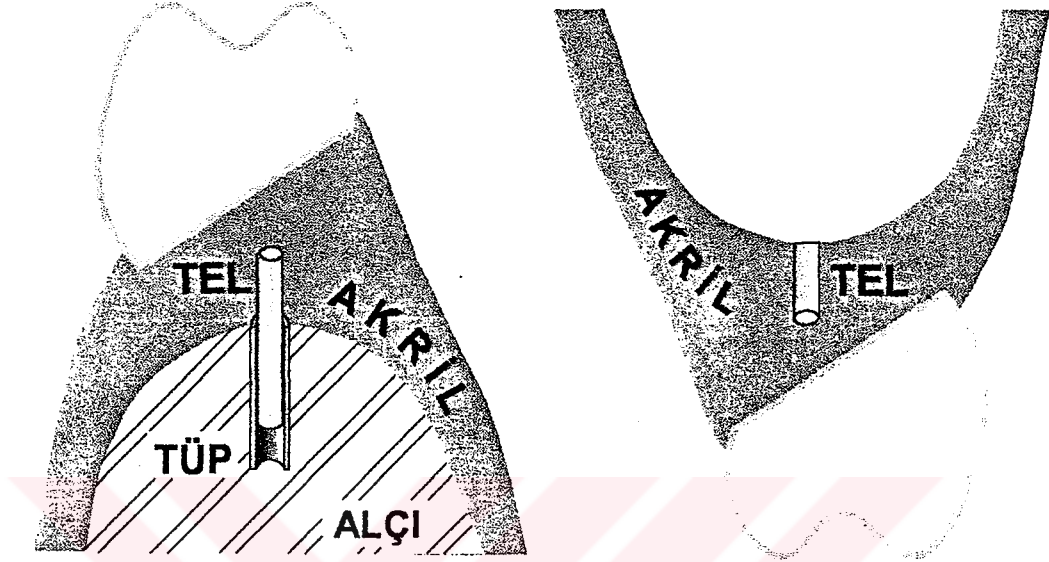


Şekil 2 : Ölçüm üniteleri AB, AC, CB, AD, D1D2.



Şekil 3 : Ölçü üzerindeki ölçüm noktalarının alçı modele aktarılması.

Standart ölçü kaşıklarıyla alginat ölçü maddesi kullanılarak elde edilen tanı modelleri üzerinde ölçüm noktalarının yerleri belirlenmiştir. Fizyolojik ölçü için hazırlanan soğuk akrilik kaşıklarda bu bölgelere delik açılmıştır. Kişisel kaşıkla alınan ikinci ölçüde önceden belirlenen ölçüm noktalarına 0.5 mm. çapında 10 mm. uzunluğunda ortodontik teller dikey yönde yarısına kadar batırılmıştır. İç çapı 0.5 mm. olan enjektör iğnelerinden hazırlanan küçük tüpler, ölçü maddesinin dışında kalan ortodontik tellerin üzerine geçirilmiş ve model alçıları dökülmüştür (şekil 3). Sert alçıdan elde edilen modelde alçıya gömülü tüplerin içersindeki ortodontik teller çıkartılmıştır. Modellerde gerekli düzeltmeler yapılmış, ilk ölçüm için hazır hale getirilmiştir.



Şekil 4 - 5 : Ölçüm noktalarının akrilik protezlere aktarılması.

Her üç grupta da model aşamaları yukarıda belirtildiği gibi yapılmıştır. Akrilik kaide plaklarında oluşan boyutsal değişiklikleri karşılaştırabilmek için her modelde belirlenen bu ölçüm noktaları protez kaidesine de aktarılmıştır. Mufla aşamasında akril tepilmeden önce alçı model üzerinde bulunan ölçüm noktalarındaki tüplerin içine 0.5 mm. çapında, kumlanmış ortodontik teller yerleştirilmiştir. Tellerin uzunluğu protezlerin kalınlığı göz önünde bulundurularak ayarlanmıştır (şekil 4). Polimerizasyon işlemi sonrasında mufladan çıkarılan protezlerin iç yüzeyindeki teller, kesilmiş, protezin içinde gömülü kalmış teller aşındırılarak protez iç yüzeyi ile aynı seviyeye getirilmiştir (şekil 5).

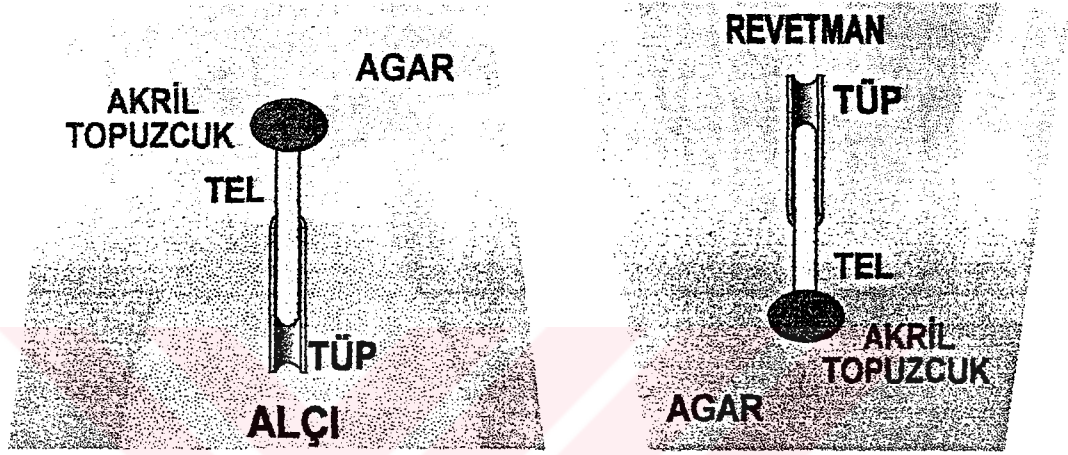
**Birinci grup :** Konvansiyonel yöntemle muflaya alınmış modellerin akril tepiminde, IQ 15 (Quick Cure, Denture Material. ENGLAND) sıcak akrili kullanılmıştır.

**İkinci grup :** SR-Ivocap enjeksiyon yöntemine uygun olarak modeller muflaya alınmıştır. Kapsül içinde ayrı ayrı bulunan akrilin toz ve sıvısı 5 dakika süreyle vibratörde karıştırılmış, akrilin mufla içine enjekte edilip polimerize edilmesi için üreticisinin önerdiği diğer gerekli işlemlerde yapılmıştır (31).

Birinci ve ikinci gruplarda protezlerin tesviye ve cila işlemleri hep aynı kişi tarafından yapılmıştır. Laboratuvar işlemleri sırasında, protezlerde ek streslerin oluşmasına yol açacak, ısı oluşturulmamasına dikkat edilmiştir. Polimerizasyon işlemlerinden sonraki ilk 24 saat içinde gözlem ünitelerinin ikinci ölçümleri yapılmıştır. Klinikte, gerekli düzeltmeler ve okluzal düzenlemeler yapıldıktan sonra hastalara protezleri teslim edilmiştir. Bir aylık kullanım süresi sonunda gözlem ünitelerinin tekrarlanan ölçümleri üçüncü ölçüm olarak kaydedilmiştir.

**Üçüncü grup :** Metal kaide plağının dökümü için gereken laboratuvar aşamalarında da bu noktaların taşınması gerekmektedir. Alçı modeldeki tüplere bir ucu kıvrılmış 0.5 mm. çapın 15 mm. uzunluğunda ortodontik teller yerleştirilmiştir. Dışarıda kalan uçları kıvrılmış bu tellerin kıvrık uçları üzerinde, dublikat materyali içersinde oynamalarını engellemek amacıyla, soğuk akrilden topuzcuklar oluşturulmuştur. Dublikat işlemi için reversibl hidrokoloid ölçü

maddesi agar agar (EDE GEL Doublier masse GERMANY) kullanılmıştır (şekil 6).



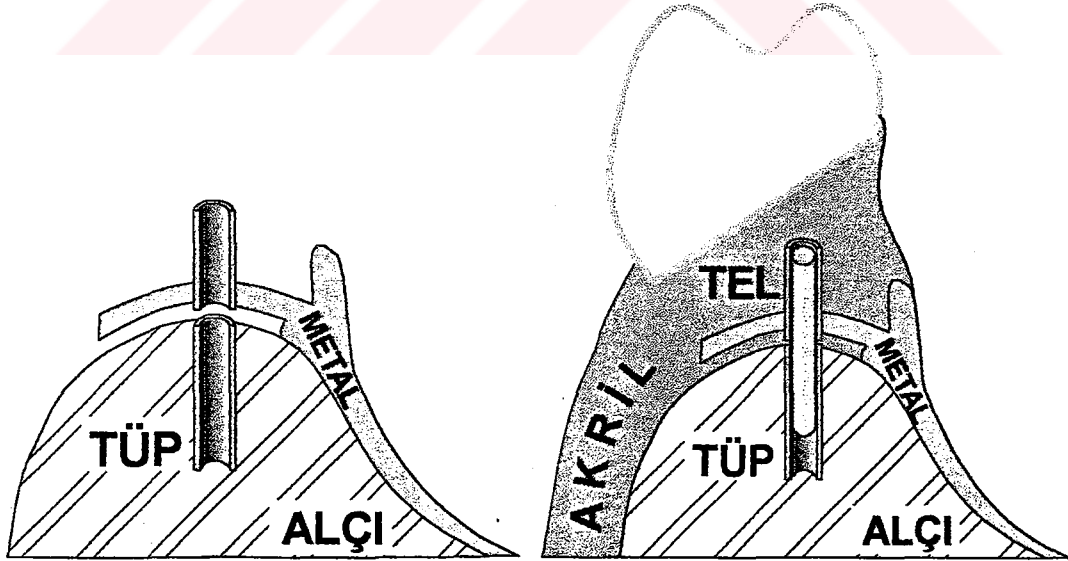
Şekil 6 : Ölçüm noktalarının alçı modelden agar ölçüye aktarılması

Şekil 7 : Ölçüm noktalarının agar ölçüden revetman modele aktarılması

Bu aşamada sertleşen dublikat materyalinden modeller çıkartılırken ölçüm noktalarındaki tellerin yerlerinden oynatılmamasına dikkat edilmiştir. Dublikat içersine firmanın önerdiği oranlarda (400gr. toz 60 ml. su) su ile karıştırılan revetman (Bego WIROVEST) dökülmüştür (şekil 7). Diğer gruplardan farklı olarak revetmanın, alçı modele göre boyutsal değişimini ortaya koyabilmek için revetman modeller üzerinde de ölçümler yapılmıştır.

Mum modelajı yapılmış revetman modelde açıkta bırakılan ölçüm noktalarına 0.5 mm. çapındaki teller yerleştirilmiştir. Bu tellerin

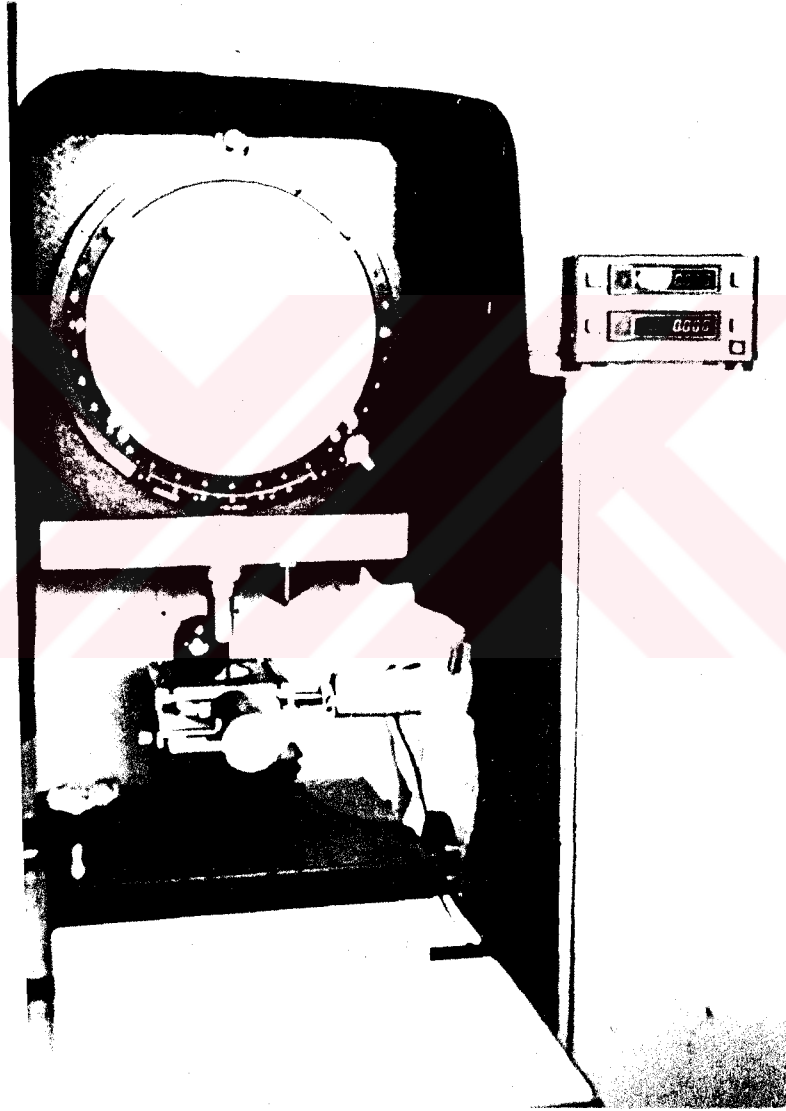
üzerine, küçük tüpler yerleştirilmiş, mum modelaj ile bütünleşmesi sağlanmıştır. Döküm materyali olarak Wironit (Bego) krom-kobalt metali kullanılmıştır. Döküm işlemi sonrasında metal kaide plağının tesfiye ve cila işlemleri yapılmıştır. Metal plağın iç yüzeyi sadece kumlamayla temizlenmiş ve elektroliz sonrası hiçbir işlem uygulanmamıştır. Bu aşamada metal kaide plağı üzerindeki ortodontik teller çekilerek çıkarılmıştır. Metal plak üzerinde, ölçüm noktaları, içi boş olacak şekilde ölçüm işlemine hazır hale getirilmiştir (şekil 8). Mufla aşamasında deliklere yeni teller yerleştirilmiş, akril ile deliklerin kapanması engellenmiştir (şekil 9).



Şekil 8 : Ölçüm işlemine hazır hale gelmiş metal plak.

Şekil 9 : Ölçüm noktalarının akril tepim işlemi sonrasına taşınması.

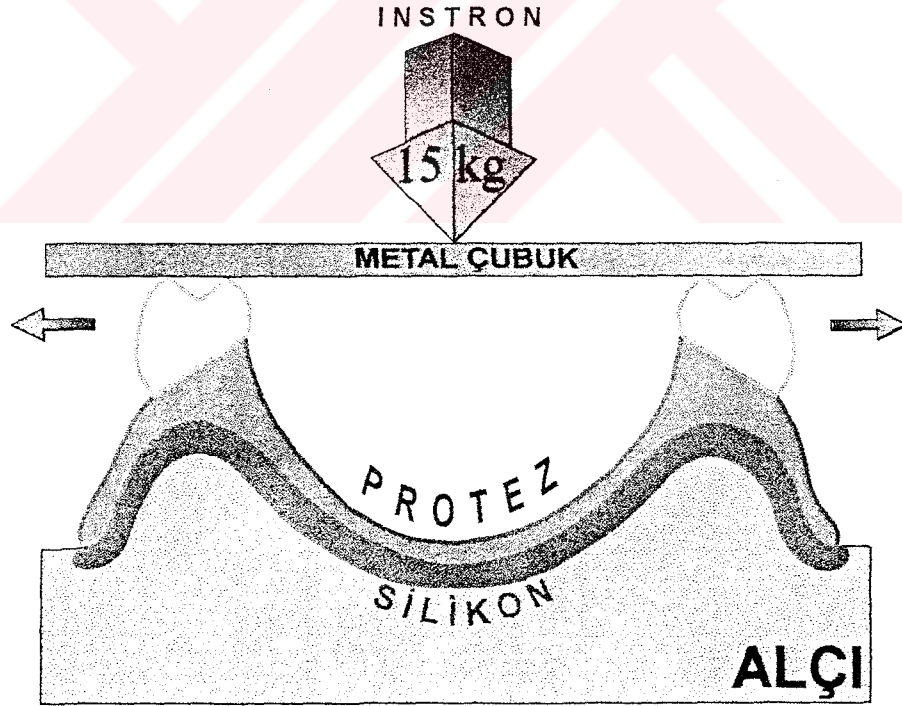
Ölçüm işlemlerinde, her üç grupta da Mitutoyo' nun Profile Projektör (Type PJ-300) (20X) aleti ve fiber optik bir ışık kaynağı kullanılmıştır. Ölçümler 0.001 mm. hassasiyetinde yapılmıştır (resim1). Her gözlem ünitesinin ölçümleri, aynı kişi tarafından, üç kez tekrarlanmış ve ortalamaları alınarak değerlendirilmiştir.



Resim 1 : Mitutoyo Profil Projektör (Type PJ - 300).

## Kuvvet altındaki protezin deformasyonu

Çalışmamızın ikinci kısmında seçmiş olduğumuz kaide çeşitlerinin 15kg.lık sabit kuvvet altında, arka bölgede göstereceği, yüzde (%) genişleme oranlarının belirlenmesi hedeflenmiştir. Protezlere 15 kg.'lık kuvvet Instron aletinde, ikinci molar dişlerin vestibul tüberkülleri arasına yerleştirilen silindir bir krom çubukla uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan protezlerin desteğinin ağız ortamındaki benzer olması düşünülmesiyle, protezlerin iç yüzleri, mukozayı taklit etmek için, 1.5mm. kalınlığında silikonla kaplanmıştır, kemik dokuyu taklit etmek için de sert alçıdan yararlanılmıştır (şekil10).



Şekil 10: Instron' da oluşturulan düzenek.



Her grup için standart üst çene dişsiz modellerinden, beşer adet çoğaltılmıştır. Üst tam protezler bilinen laboratuvar işlemleriyle yapılmış, diş dizimlerinin ve dikey boyutun eş olması amacıyla, aynı oklüzörde, tek bir alt çene dişli modeli kullanılmıştır. Hazırlanan örneklerde, kuvvet uygulandığında, protezin arka kısmında oluşacak yüzde boyutsal değişim oranını hesaplamamıza yardımcı olacak, gerilim ölçme (strain gauge) düzeneği monte edilmiştir (resim 2). Ölçümler her bir protez için üç kez tekrarlanmış, ortalamaları alınarak değerlendirilmiştir.



Resim 2 : Kuvvet uygulama ve gerilim ölçme düzeneğinin proteze uygulanmış hali.

## BULGULAR

Üç ayrı yöntemle hazırlanmış tam protez kaide plaklarının boyutsal değişiminin incelenmesi amacına yönelik, alçı modeller üzerinde oluşturulmuş 5 ayrı gözlem ünitesinin boyutsal değişimleri incelenmiştir.

Aşağıdaki tablolarda verilen, birinci ölçümler alçı modeller üzerinde yapılmış ve başlangıç değeri olarak kabul edilmiştir. İkinci ve üçüncü ölçüm verileri, birinci ölçüme göre farkları alınarak elde edilmiştir. Grupların zaman içindeki boyutsal değişim ortalamaları, karşılaştırmalı olarak incelenmiş, E.Ü.B.A.U.M.' da GENSTAT 5 paket program yardımıyla değerlendirilen veri sonuçları aşağıda sunulmuştur.

### Ölçüm ünitelerinin verileri :

Protez kaidesi üzerinde oluşturulan gözlem ünitelerinin, yöntem farkı gözetmeksizin, 30 hastanın tamamında, üç ayrı gözlem periyodundaki, veri ortalamaları arasındaki farkın varyans analizleri  $P=0.05$  hata payına göre değerlendirildiğinde;

AB gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark aşağıdaki tabloda verilmiştir.

<b>AB</b>	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
SR-IV	0	-0.392	-0.254
IQ-15	0	-0.38	-0.273
Cr-Co	0	-0.471	-0.471

Tablo 1: AB ölçüm ünitesinin yöntemlere göre değişim ortalamaları.

AB gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki, veriler ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $P=0.015$ ). Zaman yöntem etkileşimi istatistiksel açıdan önemli değildir. ( $P=0.187$ )

AC gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark aşağıdaki tabloda verilmiştir.

<b>AC</b>	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
SR-IV	0	-0.607	-0.396
IQ-15	0	-0.609	-0.264
Cr-Co	0	-0.555	-0.555

Tablo 2: AC ölçüm ünitesinin yöntemlere göre değişim ortalamaları.

AC gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki verilerin ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur

( $P=0.004$ ). Zaman yöntem etkileşimi istatistiksel açıdan önemli değildir ( $P=0.070$ ).

CB gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark aşağıdaki tabloda verilmiştir.

CB	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
SR-IV	0	-0.186	-0.122
IQ-15	0	-0.29	-0.159
Cr-Co	0	-0.818	-0.818

Tablo 3: CB ölçüm ünitesinin yöntemlere göre değişim ortalamaları.

CB gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $P=0.004$ ). Zaman yöntem etkileşimi istatistiksel açıdan önemli değildir ( $P=0.053$ ).

AD gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark aşağıdaki tabloda verilmiştir.

AD	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
SR-IV	0	1.01	0.651
IQ-15	0	1.727	0.785
Cr-Co	0	0.052	0.052

Tablo 4: AD ölçüm ünitesinin yöntemlere göre değişim ortalamaları.

AD gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki, veriler ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $P=0.004$ ). Zaman yöntem etkileşimi istatistiksel açıdan önemlidir ( $P=0.029$ ).

D1D2 gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki veriler ortalamaları arasındaki fark aşağıdaki tabloda verilmiştir.

<b>D1D2</b>	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm
SR-IV	0	-0.293	-0.21
IQ-15	0	-0.488	-0.3
Cr-Co	0	0.08	0.049

Tablo 5: D1D2 ölçüm ünitesinin yöntemlere göre değişim ortalamaları.

D1D2 gözlem ünitesinin, üç ayrı ölçüm periyodundaki, veriler ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir ( $P=0.123$ ). Zaman yöntem etkileşimi istatistiksel açıdan önemli değildir ( $P=0.223$ ).

### Yöntemlerin verileri :

Uygulanan varyans analizi sonuçlarına göre, SR- Ivocap akrili, IQ-15 akrili ve Cr-Co alaşımı kullanılarak yapılan protezlerde, yöntem açısından, birinci ölçüme göre ikinci ve üçüncü ölçümler arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $P < 0.01$ ).

SR - Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezlerde, birinci ölçüme göre ikinci ölçümlerde gözlem ünitelerinin, AB: -0.389mm., AC: -0.606 mm., CB: -0.185mm., D1D2: -0.294mm. ortalama büzülmeye uğradığı saptanmıştır. Ancak AD gözlem ünitesinin ikinci ölçümlerinde +1.008mm. lik bir artış belirlenmiştir.

SR - Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezlerin üçüncü ölçümlerinde, ölçüm noktaları arası mesafelerde, ana modelin boyutlarına doğru olumlu yönde bir değişiklik gözlenmiştir. Bunu sayısal olarak ifade edecek olursak, bir aylık kullanım sonucunda, AB: -0.254 mm., AC: -0.398 mm., CB: -0.122 mm., D1D2: -0.211 mm.'lik büzülme gösterirken AD: +0.651 mm.' lik artış göstermiştir. Üçüncü ölçümlerde, ikinci ölçüm verilerinin tersine bir genişleme söz konusudur.

IQ-15 akrili kullanılarak yapılan protezlerde, SR - Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezlerdekine benzer bulgular elde edilmiştir. Bu grubun ikinci ölçümlerinde, birinci ölçümlere göre, AB: -0.489 mm., AC: -0.609 mm., CB: -0.288 mm., D1D2: -0.489 mm.' lik büzülme saptanmıştır. AD gözlem ünitesinde +1.725 mm.'lik bir mesafe artışı da saptanmıştır. Ancak yöntemler arasında, SR - Ivocap yöntemi açısından olumlu, istatistiksel açıdan önemsiz, sayısal farklılıklar gözlenmiştir.

Cr-Co döküm kaide plaklarından oluşan üçüncü grubun, ikinci ölçümlerinde, birinci model ölçümlerine göre AD ve D1D2 mesafeleri hariç, diğer gözlem ünitelerinde, AB: -0.472 mm., AC: -0.555 mm., CB: -0.052 mm.'lik büzülme gözlenmiştir. AD mesafesinde +0.052 mm.'lik bir boyut artışı saptanmıştır.

Döküm kaide plaklı protezlerin, akrilik kısmını da içeren D1D2 gözlem ünitelerinde, aynı gözlem ünitelerinin akrilik protezlerde saptandığının aksine, +0.088 mm.'lik bir artış gözlemlenmiştir. Bu gözlem ünitesinin, üçüncü ölçümlerinde, fark birinci ölçüme göre +0.049 mm. olarak saptanmıştır.

Üçüncü grupta, D1D2 mesafesi hariç diğer gözlem ünitelerinin ikinci ve üçüncü ölçümleri arasında, sayısal farklılık saptanamamıştır.

Cr-Co döküm kaide plaklarının revetman dublikat model birinci ölçüm verilerinde alçı model ölçüm verileriyle, revetman model ölçüm verileri arasındaki fark, ikinci ölçüm verilerin de ise revetman

model ölçüm verileriyle, metal kaide ölçüm verileri arasındaki farklar alınarak aşağıdaki tabloda verilmiştir.

REVETMAN	1.Ölçüm	2.Ölçüm
AB	0.123	-0.471
AC	0.218	-0.555
CB	0.073	-0.818
AD	0.142	0.052

Tablo 7: Revetman dublikat model ölçüm değerleri.

Cr-Co döküm kaide plaklarının revetman dublikat model aşamasına ait ölçümlerinde, birinci ölçüm verilerine göre, ölçüm ünitelerinin genişlediği gözlenmiştir. Ölçüm ünitelerindeki boyutsal değişim miktarları istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $P < 0.05$ ).

### **Kaidelerin kuvvet karşısındaki deformasyon verileri :**

Çalışmamızın ikinci kısmında standart, dişsiz üst çene modellerinde, üç farklı yöntemle yapılan protezlerin, 15 kg'lık kuvvet altındaki genişleme yüzdeleri araştırılmış, kaide çeşitleri arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ( $P = 0.008$ ).



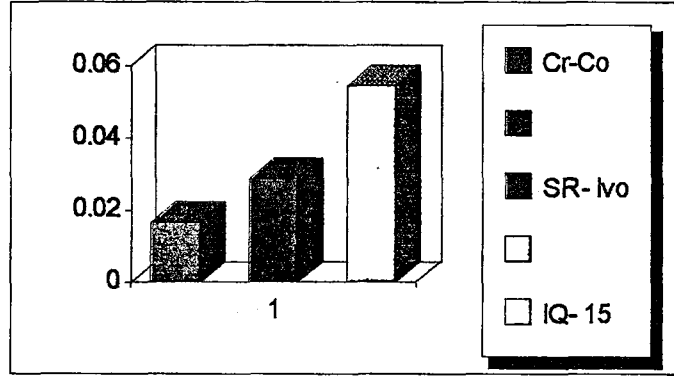
Protez kaidesi olarak çalışmamızda kullandığımız maddelerin 15 kg.'lık kuvvet altında, esnemeye karşı,  $0.5 \pm 0.1$ mm. kalınlığındaki döküm metal kaideli protezlerin diğer iki gruba göre sayısal olarak daha dirençli olduğu saptanmıştır. Metal döküm kaide plaklarında birbirinden çok farklı uç değerlerde esneme verileri elde edilmiştir.

SR - Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan  $2 \pm 0.2$ mm. kalınlığındaki protezlerde birbirine yakın esneme değerleri gözlenmiştir.

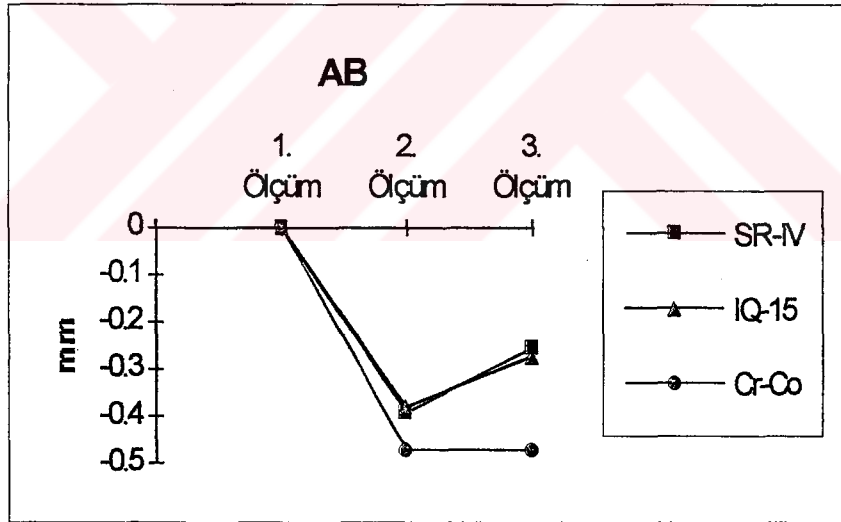
Konvansiyonel yöntemle yapılan protezlerde IQ-15 akrili kullanılmış,  $2 \pm 0.2$ mm. kalınlığında hazırlanan protezlerde en yüksek esneme değerleri elde edilmiştir.

	Cr-Co	SR- Ivocap	IQ-15
1	0.00332	0.01708	0.03168
2	0.0064	0.02006	0.03633
3	0.00952	0.02363	0.05832
4	0.01907	0.02798	0.05881
5	0.03329	0.05396	0.08641
Ort.	0.01648	0.02854	0.05431

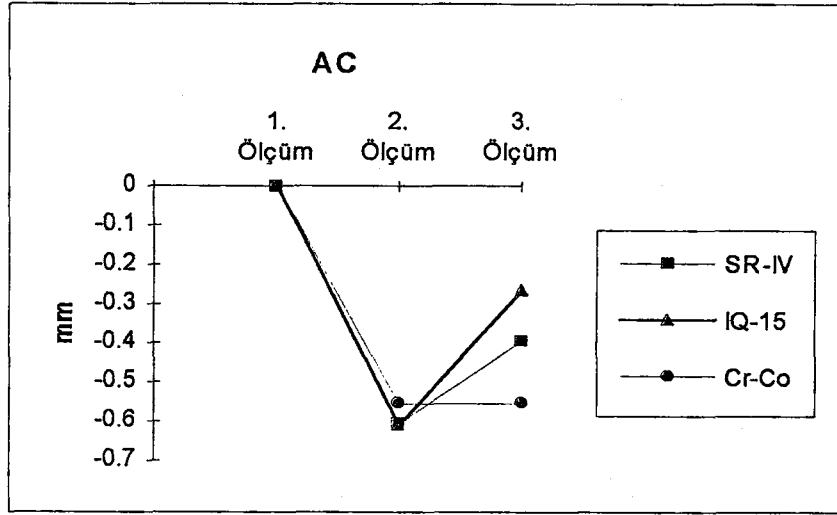
Tablo 6: % deformasyon değerleri.



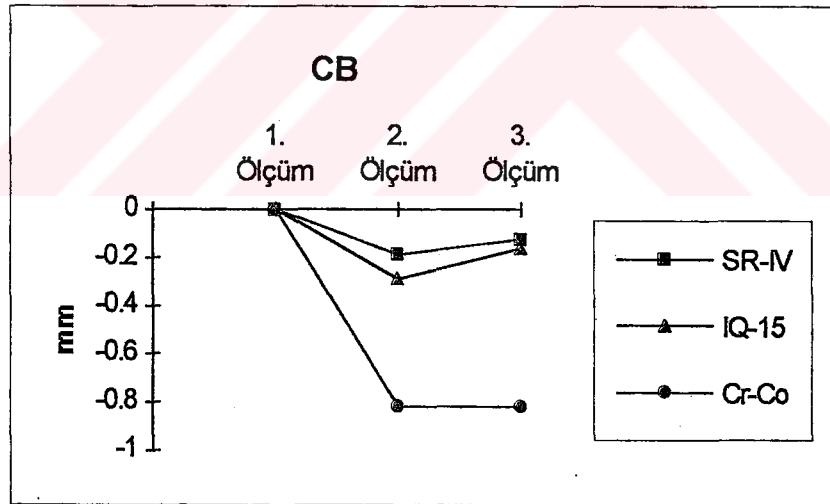
Kuvvet altında şekil değişim ortalamalarının grafiği.



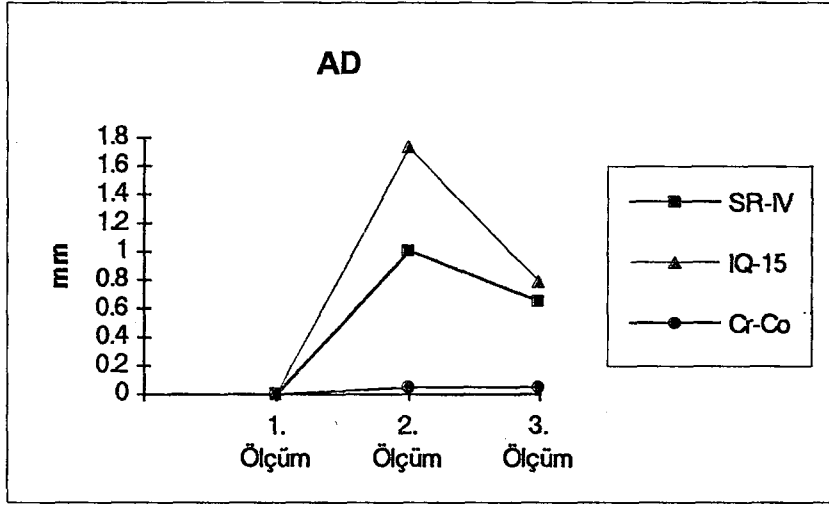
AB ölçüm ünitesinin boyutsal değişim ortalamaları.



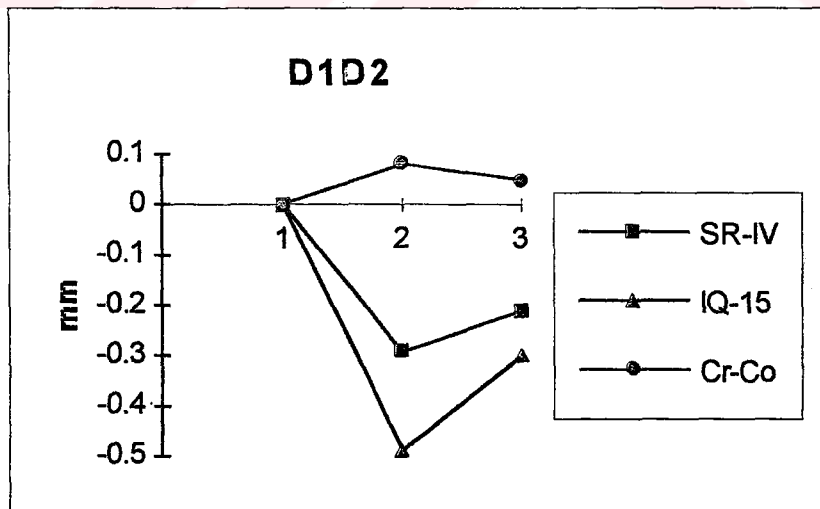
AC ölçüm ünitesinin boyutsal değişim ortalamaları.



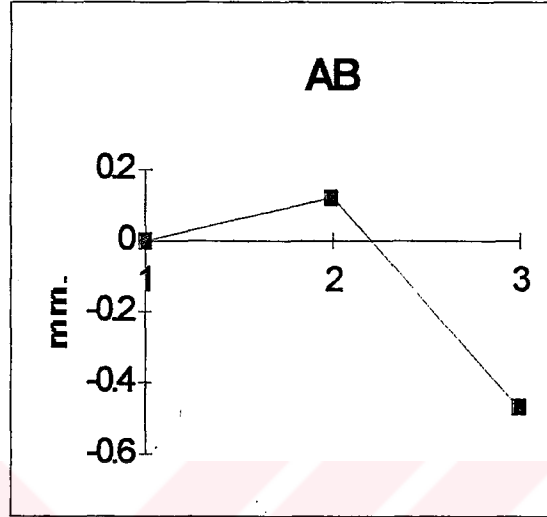
CB ölçüm ünitesinin boyutsal değişim ortalamaları.



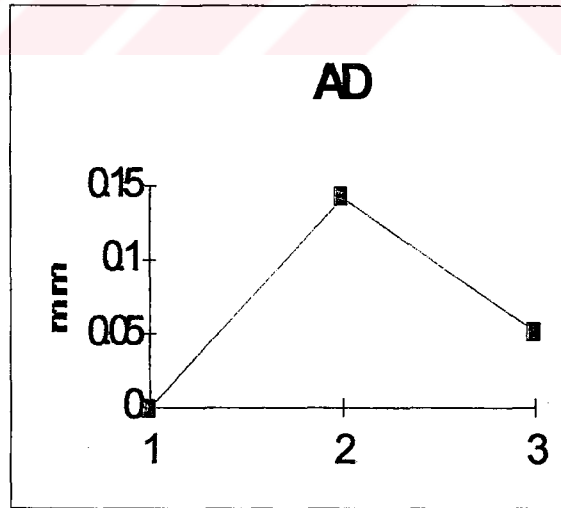
AD ölçüm ünitesinin boyutsal değişim ortalamaları.



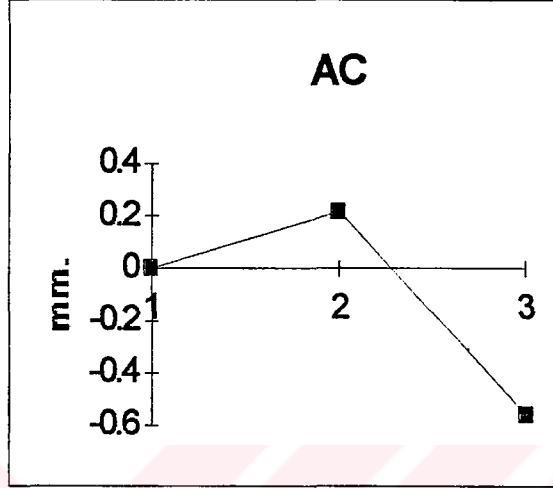
D1D2 ölçüm ünitesinin boyutsal değişim ortalamaları.



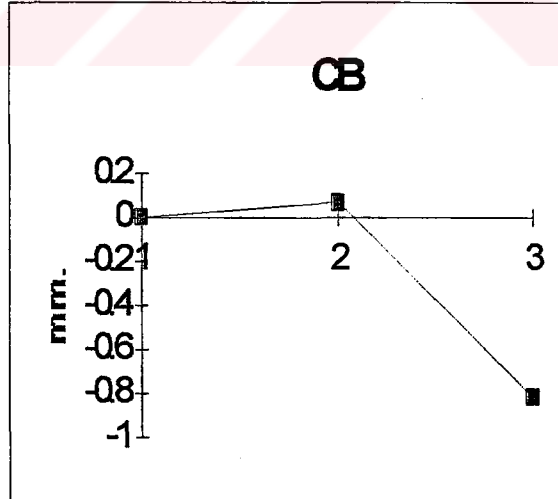
AB ölçüm ünitesinin dublikat aşamasındaki boyutsal değişim grafiği.



AD ölçüm ünitesinin dublikat aşamasındaki boyutsal değişim grafiği.



AC ölçüm ünitesinin dublikat aşamasındaki boyutsal değişim grafiği.



CB ölçüm ünitesinin dublikat aşamasındaki boyutsal değişim grafiği.

## TARTIŞMA

Çalışmamızda yapılan işlemlerin ve elde edilen verilerin tartışması dört başlık altında ele alınmıştır.

### **A- Yöntem ve hasta seçimi :**

Protez kaidesi yapımında kullanılan malzemelerin fiziksel özellikleri, doku ile tam uyumlu protezlerin yapımında yetersiz kalmaktadır. Ölçü işlemiyle başlayıp laboratuvar aşamalarıyla süregelen boyutsal değişiklikler protezin doku uyumunu olumsuz yönde etkilemektedirler. Protez kaidesinin bu boyutsal değişimlerini belirleyebilmek için çok çeşitli yöntemler ortaya konmuştur. Sentetik reçinelerin, bulunduğu ortama göre boyutsal farklılık gösterdiği, sulu ortamlarda su emdiği, tekrar kuru ortama alındığında suyunu kaybettiği ve bir miktar da suda çözüldüğü bilinmektedir . Akril stabil bir yapı sergilemez, ancak yapılacak ölçümler için ADA No 19 standardına göre 37°C' de bir aylık süre yeterli kabul edilmiştir. Benzer şekilde yapılan çalışmalarda, boyutsal değişikliğin, birinci ayın sonunda en üst seviyeye çıktığı, bundan sonra da bir dengenin oluştuğu gösterilmiştir (42,45). Bu bilgilerin ışığında, ve bu konuyla ilgili diğer araştırmalarda olduğu gibi, birinci ölçümler alçı modellerde ikinci ölçümler protezin bitirildiği ilk 24 saatte, üçüncü ölçümlerde birinci ayın sonunda yapılmıştır (27,42,45).

Protez kaidesindeki, büzülme ve genişlemelerin saptanması amacıyla kullanılabilir, kumpas, optik komparatör ve kompüterize koordinatlı ölçüm tekniklerinin, her birinin doğrusal ölçümler yapabilecek niteliklere sahip olduğu ortaya konmuştur (26). Oysa protez kaidesinin kompleks şekli, üç boyutlu olarak akrilin asimetrik distorsiyon göstermesine neden olmaktadır. Protez kaidesinin şekilsel ve hacimsel farklılıklarının, boyutsal sapmayı değişik oranlarda etkilediğini gösteren çalışmalar da vardır (25,29). Aynı protezin değişik zaman aralıklarında kaydedilen hologramlarında, kaidenin aynı bölgesindeki deformasyon şeklinin değişiklik göstermesi ilginç bulunmuş, bu değişkenliklerin ağız ortamının standart olmayan koşullarına bağlandığı bildirilmiştir (19). Bu nedenle gerçek boyutsal değişimlerin saptanmasında sadece doğrusal ölçüm yapılması yeterli olmayacak, üç boyutlu ölçüm yöntemlerinin kullanılması daha gerçekçi sonuçların alınmasını sağlayacaktır. Ayrıca seçilecek yöntemin, protez kaidesinin boyutsal değişiminin 0.001 mm.'ler düzeyinde olduğu göz önünde tutularak, kullanılacak ölçüm aletinin de en az o hassasiyette olması gerekmektedir.

Akrilik kaideli protezlerin polimerizasyon büzüşmesi dişli modeller kullanılarak ölçümleri yapıldığında, referans noktalarının dişlerin üzerinde belirlenmesi, gerçek boyutsal sapmanın ölçülmesinde yanıltıcı olacaktır. Konvansiyonel mufla yöntemiyle yapılan protezlerde, akril tepim işlemine bağlı, polimerizasyon işleminden bağımsız olarak dişlerin farklı yönlerde hareketlendiğini gösteren çalışmalar da vardır (44). Mufla içersinde protezin farklı bölümlerinde bulunan dişler, akril tepimi sırasında farklı basınç



nedeniyle, esas konumlarını değiştirmektedirler. Muflada her yere yeterli miktarda akril hamuru konmaması ve hızlı presleme sonucu bazı bölgelerde fazla basınca bağlı bölgesel diş hareketleri görülebilmektedir (5). Modelin mufla içindeki eğiminin de, polimerizasyon sonrasında dişlerin, hareketliliğinde etkisi olduğu bildirilmiştir (44).

Dişli modeller kullanılarak, ölçüm yapıldığında, dişlerin mezyo-distal çapları antero-posterior yönde dişlerin sıkışmasını sınırlıyabilir. Üç boyutlu düşünüldüğünde protezin şekilsel bozukluğu oluşacaktır, ancak bu boyutsal sapma bu yöntemde dişler arası mesafeye yansımazdır. Polimerizasyon esnasında oluşan büzülmelerin, okluzyonda meydana getirdiği düzensizlikler, aşındırmayla giderilir. Protez kaidesindeki sapmaların bir kısmı akrilin su emmesiyle geri dönerken bir kısmı da dokunun uyum gösterebilme yeteneğine bağlı olarak zamana bırakılmaktadır. Burada esas olan protez kaidesinin göstereceği şekilsel farklılaşmaları ortaya koyabilmektir. Ayrıca referans noktalarının, dişlerin üzerinde belirlendiği bir ölçüm düzeneğinde, döküm kaide plağının boyutsal sapmaları belirlenemez.

Çalışmada, yöntem seçiminde, yukarıda belirtilen unsurlar göz önünde bulundurulmuş, ölçüm noktaları alçı modeller üzerinde oluşturulmuştur. Ölçüm işlemi için 0.001 mm. hassasiyetinde, Mitutoya' nın Profil Projektör aleti kullanılmıştır.

Çalışmamızın invivo kısmında akrilik protez uygulanacak olguların seçiminde benzer anatomik forma sahip bireyler olmasına dikkat edilmiştir. Metal kaideli protezler, daha önceden akrilik protez yaptırmış ve sürekli protezlerinin kırılmasından yakınan bireylere

uygulanmıştır. Metal kaideli üst tam protez yaptığımız olguların ağız içi incelemelerinde alt çenelerinde doğal dişlerinin varlığı, üst çene orta hat boyunca mukozanın çok az rezilyens gösterdiği saptanmıştır.

Çalışmamızın konusunu oluşturan protez kaidesinin boyutsal stabilitesine etki eden faktörlerin, planlanan bir invivo çalışmada hepsinin standardize edilmesi zordur. Araştırmada standart modellerin kullanılmaması invivo çalışma yapmayı tercih etmemiz, rastgele seçilen olguların boyutsal değişim miktarlarından alınan sonuçların, klinikte karşılaşacaklarımıza örnek oluşturacağı düşüncesinden hareket edilerek planlanmıştır. Üst çene dişsiz kretlerin benzer anatomik form göstermesi, ölçüm noktalarının olgular arasında çok farklılıklar oluşturmaması için tercih edilmiştir. Boyutsal stabiliteyi etkileyen faktörlerden polimerizasyon işlemlerinde protez kaide kalınlıklarında standardizasyon sağlanmıştır.

#### **B- Boyutsal değişim :**

Huggett ve arkadaşlarının akril kaideli üst protezlerin kret tepe noktalarında seçilen üç noktanın birbirine göre boyutsal değişimlerini inceledikleri çalışmalarında, BA ve BC ölçüm üniteleri simetrik olmalarına karşın, BA ölçüm ünitesi ilk 24 saat sonunda -0.083 mm.' lik büzülme gösterirken, 28. günde +0.060 mm.' lik artışla bir genişleme göstermiştir. Buna karşılık BC ölçüm üniteleri hep negatif ölçümler sergilemiştir. Ölçümlerden elde edilen verilere, göre suya batırılan örneklerde ilk 24 saat sonunda büzülmenin arttığı, 28. günde bu artışın bir miktar gerilediği, 4. ayın sonunda tekrar artarak büzülmenin gözlemlendiği bildirilmiştir. Konvansiyonel mufla

yönteminde, enjeksiyon yöntemine göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi olduğu bildirilmiştir (28). Çalışmamızda da benzer şekilde enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezlerde, konvansiyonel yöntemle göre daha az boyutsal değişim olduğu gözlenmiştir.

Okluzal, frontal, lateral radyogramlarla yapılan ölçümlerde protezler alçı modelden uzaklaştırılmadan önce protezlerin karşıt arklar arasında büzülme, aynı tarafın diagonal ve ön arka ölçümlerinde genişleme görülmüştür. Protezler modelden çıkarıldıktan sonra bütün ölçüm ünitelerinde büzülmenin olduğu bildirilmiştir. Okluzal görüntüde ölçüm noktaları arasında büzülme, frontal görüntüde genişleme ve lateral görüntülerde hem büzülme hem de genişleme gözlenmiştir (39). Çalışmamızda akrilik protezlerde polimerizasyon işleminin ölçüm ünitelerindeki göstergesi genellikle büzülme olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak AD gözlem ünitelerinde sürekli olarak bir genişlemenin saptanması dikkat çekici bulunmuştur. Polimerizasyon işleminin protez kaidesinde oluşturduğu streslerin vektörel dağılımı şekilsel bozulmanın plağın kimi yerinde büzülmeye, kimi yerinde de genişlemeye karakterize olduğu şeklinde yorumlanabilir (19). Bu farklılık protez plağının asimetric şekline bağlanmaktadır. Polimerizasyon sırasında oluşan gerilimlerin dengelendiği, sonuç olarakta bazı yerlerde büzülme bazı yerlerde de genişleme gözlenmiştir.

İkinci ölçüm verileri, değerlendirildiğinde, akrilik kaidelerden, IQ 15 akriline ait ikinci ölçüm verilerin, SR-Ivocap verilerine göre daha yüksek olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Sadece AB ölçüm ünitesinin ikinci zaman ölçüm verileri ortalaması, SR-Ivocap

enjeksiyon yönteminde, konvansiyonel yöntemde kullanılan IQ 15 akriline göre 0.012 mm.' lik bir farkla daha yüksek bulunmuştur.

Konvansiyonel yönteme ait verilerin yüksek olması, yapılan protezlerin ejeksiyon yöntemiyle yapılan protezlere göre daha fazla boyutsal sapmaya uğradığını göstermektedir.

İkinci ve üçüncü ölçüm verileri arasındaki farklar değerlendirildiğinde, metal kaideli protezlere ait ölçüm ünitelerinde herhangi bir değişim saptanamazken, akrilik protezlere ait üçüncü ölçüm verilerinde, azalmalar gözlenmiştir. Akrilik protezlere ait üçüncü ölçüm verilerindeki azalmalar akrilin su emme özelliğiyle açıklanmaktadır. İkinci ölçüm veri ortalamaları konvansiyonel yöntemde daha yüksek olmasına karşın, SR - Ivocap akrilinden daha fazla su emdiği için aradaki farkı kapatıp enjeksiyon yönteminde elde edilen üçüncü ölçüm veri ortalamalarına yaklaştığı gözlenmiştir.

Yöntemler arasında istatistiksel açıdan fark, sadece metal döküm kaide plağına ait CB ölçüm ünitesinde saptanmıştır. Revetman aşamasında CB ölçüm ünitesinin veriler ortalaması +0.073 mm. dir. Diğer ölçüm ünitelerine göre, elde edilen revetman değerlerinden daha düşük olması, metalin döküm sonrası oluşan büzülmesini, karşılayacak düzeyde bir revetman genişmesinin oluşmadığı şeklinde yorumlanabilir. Ancak diğer ölçüm ünitelerindeki revetman genişme miktarlarını göz önünde bulundurup bir değerlendirme yapılırsa, yinede CB ölçüm ünitesinin boyutsal değişim miktarlarıyla, metal plağa ait diğer boyut değişimleri arasında bir paralellik kurmamız zor olmaktadır. Metal plağın ölçümlerinin tesviye ve polisaj işlemlerinden sonra yapılmış olması, laboratuvar işlemleri sırasında plağın şekilsel bozulmaya uğrayabileceğini akla

getirmektedir. Metal plağın laboratuvarda işlem hatasından etkilenebilecek tek ölçüm ünitesi CB dir. Polisaj işlemleri sırasında metal plağın "*nasıl olsa kırılmaz*" şeklindeki bir anlayışla daha kaba işlemlere maruz kalması plağın kalıcı deformasyona uğramasına neden olabilir. Dökümden çıkan plağın boyutları ile cila yapıldıktan sonraki boyutları arasında fark olup olmadığı ayrıca araştırılmalıdır. Laboratuvarda metalin şekilsel bozulmaya uğraması gözle fark edilemez, klinikte protezin olası retansiyon kaybının nedeni olarak ortaya çıkabilir. Akrilik protezlerin kalıcı şekil bozukluğu oluşturması metal kaideli protezlerden farklı olarak, plağın çatlaması veya kırılmasıyla sonuçlanabileceğinden objektif değerlendirme olanağı sağlayacaktır.

Polimerizasyon işlemleri sırasında, protezin arka sınırının modelden uzaklaşmasına, suyun ısısındaki değişikliklerin etkisi araştırılmıştır. Üretici firmaların önerdiği ısıdan daha düşük ısılarda sürdürülen polimerizasyon işleminin, büzülmeye etkisi önemsiz bulunmuştur. Kalın akrilik rezinlerde düşük su ısısının, ekzotermik reaksiyonla ilişkili olarak artan iç ısının azalmasına yol açarak porozite olma riskini de azaltabileceğini öne sürmüşlerdir. Düşük ısıda polimerize olan akrilin direncinin zayıf olmasını kısa molekül zinciri oluşmasına bağlayarak açıklamışlardır. Üreticinin önerdiği ısıdan, daha yüksek derecelerde gerçekleştirilen polimerizasyon işleminin sonucunda büzülmenin arttığı saptanmıştır (17). İşlem ısısındaki 4 derecelik ısı artışının akrilin içinde 60 derecelik ısı artışına neden olduğu bildirilmiştir (2). İlk olarak 1968' de tarif edilen mikro dalga ile akrilin polimerize edilmesi fikri, maddenin içinde ve yüzeyinde eşit miktarda ısının oluşmasını sağlayarak, işlem ısısının

yol açacağı boyutsal farklılıkları ortadan kaldırdığı bildirilmiştir (40). Mikro dalga ile polimerize edilen akrilin fiziksel özelliklerinin konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilliklere göre, model uyumunun daha iyi olduğu, arka sınırdaki aralanmanın daha az olduğu bildirilmiştir (32,33).

SR-Ivocap yönteminde kullanılan muflaların içindeki ısı yalıtımı kontrollü polimerizasyon sağlarken, polimerizasyon sırasında kapsül içindeki akıcı kıvamdaki akrilin mufla içersine sürekli enjeksiyonuyla oluşacak büzülmeyi engelleyeceği bildirilmiştir (67). Çalışmada kullanılan SR-Ivocap yöntemiyle konvansiyonel yöntemle göre daha başarılı sonuçlar alınmıştır. Enjeksiyon yöntemiyle polimerizasyon büzülmesi azaltılmış, sisteme özgü ısı kontrol mekanizmasıyla da, ısı faktörünün boyutsal olumsuzluklara neden olması engellenmiştir.

### **C- Kuvvet altında oluşan şekil değişimi :**

Çalışmalarda, özellikle üst protezin ön bölgesinde, fonksiyonel kuvvetlerin, biyomekanik açıdan son derece karmaşık gerilimler oluşturduğu gösterilmiştir. Akrilik protezlerde kaide kalınlığının arttırılması sonucu, gerilimlerin azalmadığı gözlenmiştir. Söz konusu durum sığ damaklı bireylerde daha da belirgin olarak kendini göstermiştir (22). Sığ damaklılarda kalın kaideli protezlerin, derin damaklılarda ince kaideli protezlerin yeğlenmesi önerilmiştir. Derin damaklı bireylerde metal kaidenin, fonksiyonel kuvvetleri azaltacağından, kullanılabileceği belirtilmiştir (22).

Kaide plağının kırılma enerjisi, plağın kalınlığı ve kırılma öncesi enerjiyi absorbe edebilmesiyle ölçülmektedir. Üç farklı damak derinliğinde, üç ayrı kalınlıktaki kaide plakları incelendiğinde, sığ

damak profiline sahip olguların, orta ve derin damağa göre daha dirençsiz olduğu saptanmıştır. Her üç kaide kalınlığında da sığ damak en zayıf bulunmuştur. Derin damaklılarda, kalınlık artışının kırılma direncine çok fazla etkisi görülmediği bildirilmiştir (25,29). Bununla birlikte kalın kaideli protezlerin polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan şekil değişimine karşı direndiği bildirilmiştir. Protezin arka sınırında görülen açıklık miktarı ince üst çene protezlerinde kalın kaidelere göre daha fazla olduğu saptanmıştır. Küçük ve ince kaidelerde protezin arkasında oluşacak aralığın kompanse edilebilmesi için ah hattının derin hazırlanması bildirilmiştir (72). Ah hattı derinliğinin ve yerinin klinik bakı ile değerlendirilmesine ek olarak damağın şekli de göz önünde bulundurulmalı ve bunun yanında kaide kalınlığı da standart tutulmayıp damak şekline göre ayarlanmalıdır.

Sığ, orta, derin damak profillerinde kaide kalınlıklarına göre kırılma direnci incelendiğinde kaide kalınlığı (1.5 - 4 mm.) arttıkça her üç damak profilinde de direncin arttığı gözlenmiş, özellikle sığ damakta belirgin şekilde direnç artışı saptanmıştır. Orta ve derin damakta kaide kalınlığındaki artışın direnç üzerinde çok etkili olmadığı belirtilmiştir. Kırılmaya karşı sığ damak profiline sahip bireylerde, protez kaidesinin kalınlığının 4 mm' ye kadar çıkarılma gerekliliği, klinik açıdan rahatsızlıklara yol açabileceğinden, metal kaidenin yeğlenmesi önerilmiştir (25).

Damak profilinin kaidelerin direnci üzerinde etkili bir faktör olduğunun bilinmesi, çalışmamızın ikinci kısmını oluşturan 15 kg' lık kuvvet altındaki protezlerin göstereceği boyutsal değişimlerin hesaplanmasında standart üst çene dışsız modellerin kullanılmasını

gerektirmiştir. Metal kaideli protezlerin yapımında, döküm işlemlerine karışılmamış, rutin laboratuvar aşamalarının çalışmamız modellerine de uygulanması istenmiştir. Sonuçta metal kaide plaklarında birbirinden çok farklı uç değerlerde şekil değişimi gözlenmiştir. Döküm işleminde ve kullanılacak metal alaşımlarında da bir standardizasyonun sağlanması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Ancak test örneklerinin sayısal azlığı, çok sağlıklı yorumlar yapabilmemiz için yeterli değildir.

Akrilik kaideli protezlerde birbirine yakın esneme değerleri gözlenmiştir. Metal alaşımlarına göre daha az ekonomik değere sahip olması, yapım aşamalarında, kurallara uymayı kolaylaştırdığı inancındayız. SR-lvocap enjeksiyon sisteminde, birbirine yakın şekil değişimlerinin gözlenmesi, kapsül içersinde önceden dozajlanmış olmasına bağlanabilir.

#### **D- Kaide tiplerinin karşılaştırmalı değerlendirmesi :**

Metal kaideli ve akrilik kaideli protezlerin ısı iletiminin farklı olması, hasta ağızında ikisinin arasında bu yönden nasıl bir ayrıcalık olduğu sorusunu akla getirmektedir. Ağız sıcaklığının bireyin yaşına bağlı olarak değişiklik gösterdiğini bildiren çalışmalar yapılmış, bu çalışmaların ışığında yaş ortalaması 24 olan genç bireylere oranla yaş ortalaması 70 olarak belirlenen erişkin grubunda ağız sıcaklığının ortalama bir derece daha düşük olduğu saptanmıştır (39). Benzer çalışmalarda aynı yaş grubunda protez kullanan ve kullanmayan bireylerin palatinal mukoza sıcaklıkları araştırılmış, sonuç olarak protez kullanan bireylerin palatinal mukoza sıcaklıkları ortalama bir derece kadar daha düşük olduğu bildirilmiştir



(15,21,57). Ağız sıcaklığının tad almaya etkisi araştırıldığında ise en iyi tad alma duyusunun dilin normal sıcaklığında olduğu saptanmıştır. Aynı çalışmada tad alma konusunun, palatinal mukozanın sıcaklığı ve parotis bezinin salgısı ile ilgisi ortaya konmuş ve yüksek sıcaklıklarda metal kaideli protezlerin akrilik kaideli protezlere göre tad almaya olumlu katkılarının olmadığı sonucuna varılmıştır (31). Metal kaideli protezlerin ısı iletkenliğinin iyi olması, Moore ve arkadaşlarının söylediklerinin aksine, yüksek sıcaklıklarda olumsuzluklara neden olabilmektedir.

Metal kaidelerin doku uyumunun akrilik kaideli protezlere göre daha iyi olduğu tutuculuğunun da yüksek olduğu yapılan çalışmalar sonucu ortaya konmuştur (18). Metal kaidenin doku ayrıntılarını daha net çıkardığı da bildirilmiştir (8), ancak ölçü aşamalarından sonra metal kaideli protezlerin, döküm işlemleri için, alçı modelin dublikasyonu aşamasında, revetman modelin reçine banyosu ve döküm sonrası metalin iç yüzünün kumlanması ve elektroliz işlemleri sonrasında doku ayrıntılarının silikleşeceği, yüzey netliğinin akrilik kaideli protezlerin iç yüzeylerine oranla azalacağı kanısındayız.

Hastaların metal kaideli protezlere daha çabuk alıştığı bildirilmiştir (8). Metal kaidenin akrilik kaideye göre daha ince olması ve daha dirençli olmasına bağlı esnemezliği ve stabil olması proteze alışma süresini kısaltmaktadır. Ancak metal kaideli protezlerin yapımında özellikle üst ön bölgede akril bitiş çizgisinin çok belirgin hazırlanması, metal akril geçişinin açığı oluşturacak tarzda olması konuşmayı ve hastanın konforunu olumsuz yönde etkileyebilecektir. Diğer yönden akrilik kaideli protezlere göre metalin ince olması dilin

rahat hareket etmesine olanak vereceğinden konuşmayı kolaylaştırdığı bildirilmiştir (48).

Mikrobiyal plak birikimi yönünden kaide maddeleri karşılaştırıldığında, yüzeyin morfolojik özelliklerinin, tükürüğün ve ağız içi florasının etkili olduğu bildirilmiştir. Materyalin ıslanabilirliğinin de mikrobiyal plağın birikiminde önemli faktörlerden biri olduğu bilinmektedir (34). Akrilin kontak açısı 74 derecedir. Metalin kontak açısı ise 77 derecedir ve akrile göre ıslanabilirliği daha azdır. Bu bilgilerin ışığında mikrobiyal plağın akril yüzeyine daha rahat tutunabileceğini söyleyebiliriz. Akril, yapısına su emerek, boyutsal değişimlerin geriye dönüşüne olumlu katkıları olurken, hijyenik sorunların oluşmasını önleyememektedir. Kullanılmış akrilik protezlerin, klinik seanslarda yapılan düzeltmelerinde, çıkan kötü kokunun nedeninde akrilin sıvı emmesine bağlanmaktadır. Metal kaidelerin temizlenebilirliği, akrilik kaidelere göre daha başarılıdır. Protez kaidelerinin ıslanabilirliğinin yüksek olması iyi tutuculuk için olumlu bir unsurdur (43). Akrilin metale göre ıslanabilirliğinin daha fazla olması nedeniyle, tutuculuğunun da daha yüksek olması beklenmektedir. Ancak çalışmalarda, tutuculuk açısından karşılaştırıldığında metal kaidenin, akrile göre daha yüksek tutuculuğa sahip olduğu bildirilmiştir (8,17). Üst tam protezlerde, metal kaidenin uyumu, iyi olsada mufla aşamasında, akril düzeyinde olabilecek yükselmeler doğrudan metalin dokudan uzaklaşmasına yol açacaktır. Mufla aşamasında akrilik protezlerde dikey boyutun artması ve kaide kalınlığındaki artışlar aşındırma ile geriye döndürülebilmektedir. Metal kaideli protezlerin akril tepiminde kontrollü akril tepimi veya kapalı yöntemle protezin muflaya

alınmasını gerektirmektedir. Metal kaideli protezlerde ah hattı, akrilik protezlerdeki gibi, hastanın damak yapısı ve yumuşak dokularının özellikleri göz önüne alınarak hazırlanmalıdır.

Kaide çeşitlerinin, birbirlerine üstün olan tarafları, bilinmeli ve hastaya en uygun olanı seçilmelidir. Seçim yaparken, hekimin bilgi ve deneyimi ağır basmaktadır. Hekim, hastanın ağız içi bulgularını, sosyo ekonomik durumunu dikkate alarak, protez kaide çeşitleri arasında uygun seçim yapabilmelidir.



## SONUÇ

IQ-15 akrili, SR-Ivocap akrili ve Cr-Co alaşımı kullanılarak hazırlanmış üst tam protezlerin, yapım aşamalarında ve sonrasındaki bir aylık klinik kullanım döneminde, gösterdiği boyutsal değişimlerin incelendiği ve standart üst çene dişsiz modeller üzerinde, aynı kaide maddeleri kullanılarak hazırlanmış protezlerin, onbeş kilogramlık sabit kuvvet altında gösterdiği deformasyon miktarlarının saptanmasına yönelik yapılan bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar alınmıştır;

- Yapım aşamalarında ve sonrasındaki klinik kullanım döneminde, her üç kaide maddesinin, boyutsal değişimleri arasında istatistiksel açıdan önemli fark bulunamamıştır.

- Konvansiyonel yöntemde kullanılan IQ-15 akrili, SR-Ivocap enjeksiyon yöntemine göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermiştir.

- Bir aylık klinik kullanım sonrası konvansiyonel yöntemde kullanılan IQ-15 akrili, SR-Ivocap akriline göre daha fazla su emdiğinden polimerizasyon sonrası oluşan büzülme farkını kapatmıştır.

- Ölçüm ünitelerinin hepsinde büzülme gözlenirken AD ölçüm ünitesinde boyut artış saptanmıştır.

- Metal kaidelere ait ölçüm ünitelerinde herhangi bir fark saptanamazken, CB ölçüm ünitesinde, diğer ölçüm ünitelerinden

aha farklı olarak, görülen boyutsal değişimin nedeni, olumsuz laboratuvar işlemlerine bağlanmıştır.

Onbeş kilogramlık sabit kuvvetin protez kaidesinde oluşturduğu şekilsel bozulma değerlendirildiğinde ;

-  $0.5 \pm 0.1$  mm kalınlığındaki Cr-Co kaideli protezler, diğer akrilik kaidelere oranla daha az şekil değişimine uğramıştır.

-  $2.0 \pm 0.2$  mm kalınlığındaki SR-Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezler, aynı kalınlıktaki IQ-15 akrili kullanılarak yapılan protezlerden daha az şekil değişimi göstermiştir.

-IQ-15 yöntemiyle hazırlanan protezlere göre SR-Ivocap yöntemiyle yapılan protezlerde birbirine çok yakın deformasyon değerlerinin elde edilmiş olması, akril hamurunun standart hazırlanmasına bağlanmıştır.

## ÖZET

Ülkemizde dişhekimliğinin hızlı gelişimi ve ona paralel olarak konservatif tedavi yöntemlerinde izlenen gelişme, tam dişsiz bireylerin sayısını pek az etkilemiştir. Gündelik uygulamada yaygın olarak kullanılan protez kaide plağı yapımı için önerilen ürünler sürekli bir gelişim içindedir.

Çok yaygın kullanım alanı bulan akrilin çeşitli yetersizlikleri (bakteri retansiyonu, sağlamlık..) bilinmektedir. Akrile alternatif olarak önerilen çeşitli döküm metal kaidelerle yapılan üst tam protezlerin de (besleme güçlüğü, ağırlığı, maliyeti..) birçok sorunu yazılmıştır.

Tam protez hastalarının uyum yakınmaları dışında en güçlü beklentileri ısırma etkinliğinde yoğunlaşır. Boyutsal hassaslığın yüksek değer taşıdığı bu durumlarda boyutsal stabilite dişhekimisi için önemli sorundur.

Bu çalışmada protez kadesi yapımında sık kullanılan üç ürün (SR-Ivocap, IQ-15, Cr-Co) klink ve laboratuvar koşullarında gösterebilecekleri boyutsal değişimler açısından değerlendirildi. Üç farklı kaide maddesi için 10 hastalık üç grup oluşturuldu. I. gruba konvansiyonel yöntemle, II. gruba enjeksiyon yöntemi ile, III. gruba ise döküm metal plaklı tam protezler yapıldı. Protez kaidelerinin boyutsal değişimleri değerlendirilirken; birinci ölçümler alçı modellerde, ikinci ölçümler protezler hasta ağızına takılmadan önce protez kadesine aktarılmış ölçüm üniteleri üzerinde yapıldı.

Alçı modeller üzerinde ölçüm noktaları aşağıdaki şekilde belirlendi: Kret tepelerinde seçilen üç nokta ile bir üçgen oluşturuldu. Papilla incisivuma uyan üçgenin tepe noktası (A), üçgenin tabanını oluşturan sağ arka ölçüm noktası (B), sol arka ise (C), olarak tanımlandı. BC arasındaki en derin noktaya (D), aynı doğru üzerindeki sağ ve sol vestibul forniks noktalarına (D1) ve (D2) tanımları verildi. Böylece alçı modeller üzerinde 6 ölçüm noktasına dayalı 5 ayrı ölçüm ünitesi oluşturuldu. Üç değişik zaman diliminde yapılan ölçümlerinin, alçı modele göre farkları alınarak incelendi. Yapım aşamalarında ve sonrasındaki klinik kullanım döneminde, her üç kaide maddesinin, boyutsal değişimleri arasında istatistiksel açıdan önemli fark saptanmadı. Polimerizasyon işleminin ölçüm ünitelerindeki boyutsal değişim tarzı büzülme olarak ortaya çıkmıştır. Sadece AD ölçüm ünitesinde genişleme gözlenmiştir.

Metal kaidelere ait ölçüm ünitelerinde, alçı model ölçümlerine göre herhangi bir fark saptanamazken, CB ölçüm ünitesinde, diğer ölçüm ünitelerinden daha farklı olarak, görülen boyutsal değişimin nedeni olumsuz laboratuvar işlemlerine bağlanmıştır.

Çalışmamızın invitro kısmında, onbeş kilogramlık kuvvet altında, standart üst çene dişsiz modellerine uygun hazırlanmış protezlerde, oluşan şekilsel değişim, gerilim ölçerlerle, hesaplanmak istenmiştir.  $0.5 \pm 0.1$  mm kalınlığındaki Cr-Co kaideli protezler, diğer akrilik kaidelere oranla daha az şekil değişimine uğramıştır.  $2.0 \pm 0.2$  mm kalınlığındaki SR-Ivocap enjeksiyon yöntemiyle yapılan protezler, aynı kalınlıktaki IQ-15 akrilik kullanılarak yapılan protezlerden daha az şekil değişimi göstermiştir.

## SUMMARY

Major developments in dentistry, especially in conservative treatment techniques, have not effected the number of the edentulous patients. Conventional materials used for the construction of the denture bases are also in a continuous development process.

Widely used acrylic resin's inadequate characteristics (bacterial retention, firmness) are all know. As an alternative to acrylic resins, there are kinds of Cr-Co denture bases used for upper complete dentures, however they also have some problems ( weight and expense ).

Complete denture patients complain mostly about adjustment problems and eating properly. At this point, dimensional stability takes the importance in dimensional changes for the dentist.

The present study was undertaken to compare dimensional changes of three denture base materials (SR-Ivocap, IQ- 15, Cr-Co ) in clinical and laboratory conditions. Groups of 10 patients were chosen for each of the three denture base material. Complete dentures made by the conventional pack- and- press method to first group, by the injection - pressing method to second group and by Cr-Co casting bases to the third group.

In order to measure the dimensional changes on the denture bases; first measurements were made on the dental casts and the second measurements were made on the measurement units which were carried to denture base before insertion the denture to the patient 's mouth.

Measurement points on the dental casts were determined as follows; we created a triangle with three points chosen on the crest. Top of the triangle corresponds to papilla incisive (A), the right posterior measurement point (B) and the left posterior measurement



point (C) makes up the base of the triangle. The deepest point on the BC line named as D, also right and left vestibule fornix points on the same line named (D1) and (D2) as follows. By this six measurement points we made up five different measurement units. Measurements are made at three different periods and differences taken from the dental casts evaluated. There is no statistical significant difference between the dimensional changes of the three denture base materials at the laboratory period and at the clinical use period. Dimensional changes of the measurement units after polymerization seen as shrinkage. We observed enlargement only at the AD measurement unit.

There are no differences found at the measurement unit of the Cr-Co bases according dental casts, however the dimensional change of the CB measurement unit different then the others could be because of a laboratory error.

Invitro part of study made on the complete dentures prepared on the standard edentulous models. Dimensional changes of the complete dentures under 15 kg's of force calculated by a strain gauge. Cr-Co base dentures showed less dimensional change then the acrylic base dentures. Dentures made by injection- pressing method sowed less dimensional change then the dentures made by IQ-15 acrylic with the same width.

## KAYNAKLAR

- 1- Anderson , J . N . ' Applied dental materials ' 5 th Ed . , Oxford , Blackwell Sientific Publication , (1976) , 245-270 .
- 2-Arendof,T.M.,Walker,D.M.'Denture stomatitis :a review ' J.Oral Rehabil., 14,(1987), 217-227.
- 3-Atkinson, H.F.,and Dennis, C.G.' Experiments on the polimerization of acrylicresindenture base material 'Aust. Dent. J.4,(1959) ,13.
- 4-Atkinson , H.F. , Grant , A.A. ' An investigation into tooth movement during packing and polimerizing of acrylic resin denture base materials' Aust. Dent. J. , 7 ,(1962) , 101-108 .
- 5-Atwood,D.A.' Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges' ,J.Prosthet.Dent., 12, (1962),441-450.
- 6-Atwood , D.A. ' Reduction of residual ridges : a major oral disease entity ' , J. Prosthet. Dent. , 26 , (1971) , 266-279.
- 7-Baemmert , R.J. , B.R. , Barco ,M.T. , Billy ,E.J. 'The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases . Int. J. Prostodont. , 3 , (1990) , 528-537.
- 8-Barsoum, W.M., Eder, J., Asgar,K.'Evaluating the accuracy of fit of aluminum-cast denture bases and acrylic resin bsaes with a surface meter' J.A.D.A. 76,(1968), 82-88.
- 9-Bergendahl , T. ' Treatment of denture stomatitis. A clinical, microbiological evaluation ' Stockholm Sweden :University of Stockholm, (1982).
- 10-Bergman , B. , Carlson , G.E. ' Clinical long - therm study of complete denture wearers ' , J. Prosthet. Dent. , 53 , (1985) , 56-61.

11-Berrong , J.M. , Weed , R.M. , Young , J.M. ' Fracture resistance of Kevlar reinforced poly(methylmethacrylate) resin ' , Int. J. Prosthodont. ,3,( 1990) , 391 - 395 .

12-Carr , L. , Cleaton-Jones , p. ,Fatti , P. , Wolfaart , J. ' An experimental comparison of vertical tooth movement of 33 ' and 0 ' teeth after denture processing procedures ' J. Oral Rehabil. ,12 , 263-278.

13-Craig , R.G. , O' Brien , W.J. , Powers , J.M. ' Dental materials . Properties and manipulation ' 4th Ed ,St. Louis , The C.V. Mosby Co. , (1987) , 272-296 .

14-Craig ,R.G. , Peyton , F.A.' Restorative dental materials ' 5th Ed , St Louis , The C.V. Mosby Co. , (1975) , 382-426 .

15-Çalikkocaoğlu , S. 'Tam Protezler ' Cilt II. İstanbul , Doyuran matbaası , (1988) , 1-36 .

16-David, N., Allen, J.G., Jaffar, M.E.' Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature ' J.Prosthet. Dent. 45,(1981), 598-601.

17-De Furio , A. , Gehel , D.H.' Clinical study of the retention of maxillary complete dentures with different base materials ' J. Prosthet. Dent. , 23 , (1970) , 374-380 .

18-Dirtoft, B.I.,Jonsson, J.F. 'Using holography for measurement of in vivo deformation in acomplete maxillary denture ' J.Prosthet.Dent. 6 , (1985),843-846.

19-Earnshaw , R. G.' The casting shrinkage of cobalt- chromium alloys ' Aust. Dent. J. ,3 ,(1958) , 159-170 .

20-Fuhr , K. , Jung , H.D. , 'Der einfluss von Kunststoffplatten auf die temperatur der gaumenschleimhaut ' Dtsch Zahnaerztl Z , 22 , (1967) , 1327-1330 .

21-Fumiaki, K., Masashi, M., Nozomu, T., Naoyuki, M. 'Reinforcing effect of a Ni-Cr alloy plate on an acrylic resin denture base ' Int. J. Prosthodont. ,4,(1991),327-331.

22-Ghazali , S. E. , Glantz , P. , Standman , E. , Randow , K. ' On the clinical deformation of maxillary complete dentures ' Acta Odontol Scand. , 47 ,(1989) , 69-76 .

23-Glazier , S. , Firtell , D.N. , Harman , L.L. , ' Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge ' , J. Prosthet. Dent. , 43 , (1980) , 508-510 .

24-Handerson, T.,Karlson,U.' Bite force and oral function in complete denture wearers' J.Oral Rehabil. 6,(1979), 41-48.

25-Harrison,A.,Huggett,R., Zissis,A.'Measurement of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques' Int. J. Prosthodont.,5, (1992), 68-72.

26-Huggett , R. , Zissis , A., Harrison, A. , Dennis, A. 'Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases ' J. Prosthet. Dent., 68, (1992), 634-640.

27-Johnson , D.L. , Duncanson , M.G. ' The plastic postpalatal denture seal ' Quintessence Int. , 18 ,(1987), 457-462 .

28-Johnson, W.'A study of stress distribution in complete upper denture' Dent. Practit. 15,(1965) ,374-379.

29-Jow , J.' Mechanical undercuts as a means of decreasing shrinkage in the postpalatal seal region of the maxillary denture ' J. Prosthet. Dent. , 62 , (1989) , 110-115 .

30-Kapur , K.K. , Fischer , E.E. , ' Effect of denture base thermal conductivity on gustatory response ' J. Prosthet. Dent. , 46 , ( 1981 ) , 603-609 .

31- Kesercioğlu, A., Öztürk, B., Artunç, C., Cura, C. ' SR-Ivocap sistemi ile protez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği ' Ege Diş. Fak.Derg., 12,(1991), 42-48.

32-Kimura, H., Teraoka, F.,Ohnishi,H., Saito,T., Yato,M.' Application of microwave for dental technique (Part 1)Dough forming and curing of acrylic resins ' J.Osaka Dent. 1983:23:43-49.

33-Kimura, H., Teraoka, F.'On the microwave polymerisation method by the developed flask ' Quint. Dent Tech.(Japan) 1984:9:967-974.

34-Kraemer, A., Gerstorfer, J.G., ' Zur Benetzbarkeit verschiedener Zahnersatzmaterialien' Dtsch. Zahnärztl. 44,(1989), 788-790.

35-Kotwall , K.R. , Montoya , M.L. , Colvin ,C. 'Minimizing incisal pin opening during complete denture processing ' J. Prosthet. Dent. , 60, (1988) , 642-643 .

36-Ladizesky , N.H. , Chow , T.W. , Cheng , Y. Y. ' Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber ' , Int. J. Prosthodont. , 7 , (1994) , 307-314 .

37-Lam,R.V.' Disorientation of the tooth to cast relationship as a result of flasking procedures ' J.Prosthet.Dent., 15,(1965), 651-661.

38-Latta , G.H. ,Bowles , W.F. ,Conkin ,J.E. 'Three - dimensional stability of new denture base resin systems ' J. Prosthet. Dent. , 63 , (1990) , 63: 654-661

39-Maeda, T., Stoltze, K., User,A.,Kroone, H. ,Brill,N. 'Oral temperatures in young and old people' J. Oral Rehab., 6,(1979), 159-166.

40-Masamishi , N. 'Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation :with particular referance to heat-curing resins 'J. Osaka Dental Üiversity 1968:2:23-40 .

41-McCartney , J.W. ' Flange adaptation discrepancy , palatal base distortion , and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures ' , J. Prosthet. Dent. , 52 , (1984) , 545-553 .

42-Mirza, F.D.' Dimensionel stability of acrylic resin dentures. Clinical evaluation' J.Prosthet.Dent., 11,(1961), 68-83.

43-Monsenego, P., Proust,J. 'Complete denture retention ' , J. Prosthet. Dent., 62, (1989), 189-195.

44-Morris, J.C., Khan, Z., Fraunhofer, J.A. 'Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases' 6, (1985), 670-673.

45-Mowery, W.E., Burns, C.L. 'Dimensional stability of denture base resin' J. Am. Dent. Assoc., 57, (1958), 345-353.

46-Newton, A.V. 'Denture sore mouth' Br. Dent. J., 112, (1962), 357-360.

47-Niikura, H. 'Structural deformation and fracture analysis of complete dentures' J. Jpn. Prosthodont. Soc. 27, (1982), 101-113.

48-Nowman, A.J., Manley, T.R. 'The elimination of breakage in upper denture by reinforcement with carbon fiber' Br. Dent. J. 156, (1984), 87-89.

49-Nowman, A.J., Manley, T.R. 'The elimination of breakage in upper denture by reinforcement with carbon fiber', Br. Dent. J., 156, (1984), 87-89.

50-Östlund, S.G. 'The effect of complete dentures on the gum tissues. A histological and histopathological investigation' Acta. Odontol. Scand., 16, (1958), 1-14.

51-Öztürk, B. 'Protezin sebep olduğu mekanik iritasyon ve tedavisi' İzmir Dev. Has. Mec. (1973).

52-Öztürk, B. 'Protez plağı stomatitisinde bakteri plağının etkisi' E.Ü. Matbaası Bornova- İzmir (1981)

53-Pendleton, E.C., Glupker, H. 'Research on the reaction of tissues supporting full dentures' J. Am. Dent. Assoc., 12, (1935), 76-89.

54-Pendleton, E.C. 'Changes in the denture supporting tissues' J. Am. Dent. Assoc., 42, (1951), 1-15.

55-Phillips, R.W. 'Skinner's science of dental materials' 8th Ed., Philadelphia, W.B. Saunders Co., (1982), 177-205.

56-Polukoshko , K.M. , Bruvik , J.S. , Nicholls , J. I. , Smith , D.E. 'Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure ' J. Prosthet. Dent. ,67 , (1992) ,556-562 .

57-Reese , J.A. , Valega , T. M. ' Federation Dentaire Internationale . Restorative Dental Materials. An overview ' Quintessence Publishing Co. Ltd. , (1985) , 175-181 .

58-Ritchie, G.M. , Fletcher, A.M. , Main, D.M.G., Prophet, A.S.' The etiology, exfoliative cytology, and treatment of denture stomatitis ' J. Prosthet. Dent. 22 (1969), 185-189.

59-Satz , D. , Owassapian , S.' Temperaturmessung unter kunststoffprothesen ' , Dtsch Zahnärztl Z . 28 , (1973) , 411-414 .

60-Sheiber, C.K.'Polymethyl methacrylate reinforcing with carbon' Br. Dent. J. (1970), 130 ,29.

61-Shreiber , C.K. , ' Polymethyl methacrylate reinforcing with carbon ' , Br. Dent. J. , 130 , (1971) , 29 .

62-Skinner , E.W. , and Phillips , R.W. 'The science of Dental Materials ' 6th Ed. , Philadelphia , W.B. Saunders Co. , (1967) , 193-213 .

63-Smith , B.G.N. , Wright , P.S. , Brown , D. ' The clinical handling of dental materials ' Bristol , IOP Publishing Ltd. (1986) , 108-111 .

64-Solnit , A. ' The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane - treated and untreated glass fibers' , J. Prosthet. Dent. ,66 ,(1991) , 310-314 .

65-Staib , F. , Grosse, G. , Schoon, A., Berger, R. , Abel, T. ' Cultural and histopatological studies of the occurrence and distribution of yeasts and yeast -like fungi in the human body ' Amsterdam, Oxford,Princeton: Exerpta Medica, International Congress Series, (1980) , 481.

66-Tamamoto, M. , Miyake, Y. , Fujita,Y. , Suginata, M. , Hamada, T. ' Frequency and distribution of Candida species from denture wearers ' Hiroshima J. Med. Sci. 35, (1987) , 39-43.

67-Tragea, R.' Experience gained with the SR-Ivocap system' Quintessence Int., 1,(1980), 23-28.

68-Türköz, Y. ' Muhtelif kuvvetlendirici tellerin akrilik kırılma direncine etkileri ' , A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg. , 15 , (1988) , 119-129 .

69-Türköz , Y. , Karağaçoğlu , L., Bilir , Ö.G. , ' Muhtelif protetik kuvvetlendiricilerin akriliklerde yorulma özellikleri üzerindeki etkileri ' , A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg. , 16 , (1989) , 7-11 .

70-Vig, R.G.'Methods of reducing the shifting of teeth in denture processing' J. Prosthet. Dent. 33,(1975), 80.

71-Walter, B.,Frank,R.M.'Ultrastructural relationship of denture surfaces, plaque and oral mucosa in denture stomatitis'J.Biol.Buccale.,13,(1985), 145-166.

72-Woelfel , J.B. , Paffenberger ,G.C. , Sweeney , W.T. ' Dimensional changes occurring in dentures during processing ' , J. Am. Dent. Assoc. , 61 , (1960) , 421 .

73-Wylegala , R.T. ' Reinforcing denture base material with carbon fibers ' , Dent. Technol. ,26 , (1973) , 97-100 .

74-Wylegala, R.T.' Reinforcing denture base material with carbon fibers' Dent. Technol. 8,(1973), 73-80.

75-Zembilci ,G . ,Çalikkocaoğlu , S . 'Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi ' İstanbul ,Yenilik Basımevi , (1973) , 173-211 .



## ÖZGEÇMİŞ

1965 yılında İzmir 'de doğmuşum. Orta öğrenimimi İzmir Saint Joseph, lise öğrenimimi de İzmir Tevfik Fikret Lisesi 'nde tamamladım. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde 1983 yılında başladığım yüksek öğrenimimi 1988 yılında bitirdim. Aynı yılın ekim ayında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalında doktora programına başladım. Araştırma görevlisi olarak görevimi sürdürmekteyim. Evli ve bir kız çocuk babasıyım.