

60912

T.C.  
İstanbul Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı  
Danışman:  
Prof.Dr.Nuri Muğan

ÇEŞİTLİ POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİ İLE  
PIŞIRILAN PROTEZLERDE DİMENSİYONEL  
DEĞİŞİKLİKLER ÜZERİNE ARAŞTIRMALAR

İstanbul Üniversitesi  
Dişhekimliği Fakültesinde  
Dişhekimliği Doktoru  
(Dr.Med.Dent.)  
ünvanını kazanmak için  
FATMA ÜNALAN  
tarafından sunulan  
DOKTORA TEZİ

İstanbul - 1988

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
GİRİŞ .....	1
GENEL BİLGİLER .....	3
MATERYAL VE METOD .....	26
BULGULAR .....	33
TARTIŞMA .....	36
SONUÇLAR .....	44
ÖZET .....	46
SUMMARY .....	47
KAYNAKLAR .....	48

## G İ R İ Ő

Total protez yapımında günümüze kadar çeşitli yeni materyaller imal edilmiş ve metodlar geliştirilmiştir. Bundaki esas amaç, aliŐılmıŐ metodlarla elde edilenden daha iyi ve daha kısa sürede protez yapımını sağlayacak yeni bir materyal veya metod geliŐtirmektir(15,16,56).

Total protezlerde en önemli konu protezin dokulara sıkı bir Şekilde intibak etmesi ve daha önce tesbit edilen dikey boyutta bir değişikliğin olmamasıdır. Bu durum protezin retansiyon ve stabilitēsini etkiler. Protezin baŐarısı onun dokulara intibakına bağlı olduğu için pişirme sırasında meydana gelen boyutsal değişiklikler ve aynı zamanda aşırı presleme ve alçı direncinin basıncı karŐılayamamasından dizideki dişlerin yer deđiŐtirmelerinin en aza indirilmesi önemlidir(35,60):

Total protezin yapımı esnasında dikey boyutta meydana gelen değişiklikler ve az da olsa dişlerin yerlerinden oynamaları, kullanılan muflalama metodlarına ve materyallere göre değişiklik gösterir(13,59).

Bu yüzden son yıllardaki araştırmalar yeni metodların gerekli olduğunu belirtirler(4,5,7,20,25,41,45).

Yukarıda kısaca değinilen sakıncaları giderebilmek ve protezin dokulara daha iyi intibakını sağlayabilmek ve tesbit edilen dikey boyutun değışikliğini en aza indirebilmek için akriliğin polimerizasyonunu vakum altında sağlayan bir teknik geliştirilmiştir. Başka bir ifadeyle bu teknikte buraj kalıba dökme yöntemiyle gerçekleştirilir. Polimerizasyon esnasında vakum ve basınç yoluyla modele çok daha iyi adapte olabilen ve boyutsal stabilitesi daha iyi olabilen protezler elde edildiğı belirtilmektedir(9).

Biz bu araştırmayı, klasik muflalama metodu ve vakumlu basınçlı muflalama metoduyla yapılan protezlerin dikey boyutunda bir fark meydana gelip gelmediğini ve bu farkın değerini ve protezin stabilitesindeki önemini vurgulamak için yaptık.

## GENEL BİLGİLER

Vulkanit olarak bilinen sert kauçuk 1855'de Charles Goodyear'a bunun patenti verildiğinden beri protez kaide maddesi olarak kullanılmıştır(43). Sağlamlığı, dokulara tam intibakı, manipülasyon kolaylığı, şekil stabilitesi, elektriki akım meydana getirmemesi, hafif olması ve ucuzluğu dolayısıyla protez kaidesinin yapımında en çok kullanılan madde olmuştur(61). Fakat birkaç defa kırıldığı zaman kolayca tamir edilememesi, renginin iyi olmaması, yani estetik olmaması, porozite, cilalama işlemindeki yetersizliği ve eskimesi gibi mahzurları yüzünden eski önemli durumunu koruyamamıştır(56,61).

Bu durum araştırmacıları, vulkanitin özelliklerine sahip ama aynı zamanda da estetik olan bir madde aramaya itmiştir. Kauçuğun yerini tutacak, aynı zamanda dişeti ve mukoza rengine uyacak plastik maddeler yapımı üzerinde araştırma ve çalışmalara hız verilmiştir.

Zaman zaman üretilen çeşitli maddeler vardır. Bu araştırmalar sonucu elde edilen pek çok madde istenilen özelliklere sahip olmadıklarından kısa bir süre sonra terk edilmişlerdir. Önce selüloz nitrat ve asetat sonra gliptol fenolik, vinil ve akrilik reçineler bulunmuştur(6). E.W.Skinner(46)'a göre tüm özelliklere sahip bir madde henüz bulunamamıştır. Ancak akrilik reçine istenilen özelliklere en çok yaklaşanıdır.

Vulkanitin istenen tüm özelliklerine sahip olmamakla birlikte, ilave olarak estetik değeri yüksektir.

Akrilik reçine 1937 yılında kullanılmaya başlanmıştır(40,56,61). Akrilikle ilgili bir çalışmada bu maddenin vulkanitten daha sağlam olduğu, erime tat ve kokusunun olmadığı, şeklinin stabil olduğu iddia edilmiştir. Ayrıca renk değiştirmedeği, dokular tarafından iyi tolere edildiği, metalle adaptasyonunun iyi olduğu ve yapım ve onarım sırasında muflalanmasının kolay olduğu bulunmuştur.

Skinner(46)'ın da belirttiği gibi akrilik reçineler henüz ideal protez maddesi özelliklerine sahip değildir ama mevcutlar içinde en iyisi olduğu görülmüştür. Bunun için tahmin edilenden de fazla kullanılmaktadır ve en azından daha iyi bir madde bulunana kadar kullanılmaya devam edecektir.

1937'den beri protez materyallerinin pişirilmesinde birçok fikirler öne sürülmüş, birçok yeni materyaller sunulmuştur. Bu yeniliklerin birçoğunun üstün özellikleri vardı. Ağıza uyumu arttırdılar, boyutsal stabilitede üstünlük sağladılar(4,39).

Son yıllarda bazı değişik protez kaide maddeleri ve metodları geliştirilmiştir. Bu gelişmelerin yanısıra, klasik protez plastiklerinin çoğu daha uzun bir çalışma süresine imkan vermesi ve muflalama işlemi sırasında daha fazla plastisite göstermesi için modifiye edilmişlerdir. Kırılmaya direnç gösteren bir protez kaide materyaline sahip olmak çok önemlidir(1,8).

Her protez materyalinin, uygulanmasındaki metodlar kullananlara, uygulama ve güvenilirlik açısından bazı avantajlar sağlamaktadır(1).

Prostodontistler klasik basınçlı muflalama ile yapılmış total protezlerin ağıza zor uyum sağladığına inanırlar. Çünkü bu protezler buraj ve pişirme işlemi sırasında boyutsal değişikliğe uğrarlar(2,57). Bu boyutsal değişikliğe bağlı olarak meydana gelen, dizideki dişlerin yer değiştirebilmelelerinden doğan okluzal dengesizlik rahatsız edici bir problemdir (21,59).

Akrilik reçineden total protez yapımı genellikle boyutsal değişimlerle sonuçlanır ve karşılıklı diş ilişkilerini restore etmek için okluzal düzeltmeler gerekir(17).

Isı ile polimerize olan metil metakrilat'lar hemen hemen 50 senedir evrensel bir kaide maddesi olarak kullanılmaktadır. Bu süre içerisinde bazı olumsuz yönleri de görülmeye başlanmıştır(4,18). Polimetil metakrilat'ların sıcakta polimerizasyonu esnasında kontraksiyonu söz konusudur. Buraj press yönteminde bu kontraksiyon bazı hallerde % 6.5'a kadar yükselebilmektedir. Çünkü akrilik maddesi alçıya oranla 20 misli daha fazla genişler ve soğuma esnasında da bu nisbette kontraksiyona uğrar(9,41). Ayrıca akrilik kaide mufla içerisinde iken akrilik maddesinde gerilimler oluşur. Akrilik reçinenin boyutsal stabilitesinin protezin ağız dokularına iyi intibak etmesinde önemli bir rolü vardır. Akrilik maddesi hacimsel değişikliğe meyli olan bir maddedir. Bu duruma teknik hataların da eklenmesiyle boyutsal değişiklik miktarında artış olur.

Polimerizasyon kontraksiyonu daha çok total protezlerin oturduğu zeminde ve özellikle üst orta kesimlerde ve protezin periferik kısımlarında vestibüler sulkus boyunca görülür. Bazı hallerde kenarlardaki aralıklar gözle görülebilir boyutlara ulaşır. Hastalar protezlerinin tam uymadığından şikayet ederler. Şüphesiz bunlar genelde minimal ölçülerdedir. Fakat yine de protezin dokuya tam bir şekilde uymadığı ve

oturmadığı anlamındadır (9).

Polimerizasyon sırasında akrilikteki kontraksiyon artışı laboratuvar tekniğinin mükemmelliği ile ters orantılıdır. Yani ne kadar iyi bir laboratuvar tekniği uygulanırsa akriliğin kontraksiyonu o kadar az olur.

Bu amaçla 1955'de akışkan reçine metodu geliştirildi. Bu metod yardımıyla da protezler hidrokolloid kalıpların içindeki akrilik reçine ile işleme tabi tutuldular(2).

Shepard(45) ve Winkler(54), bu metodlar geliştirildikten sonra detaylı açıklamalar yayınladılar. Bazı araştırmacılar akıcı reçine ile hazırlanmış protezleri incelediler ve hatta modifikasyonlar ileri sürdüler. Sonuçta bu metod ile ilgili pek çok görüş ortaya çıktı(2).

Zaman içerisinde akıcı akrilikler protezlerin imalinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu tip akrilikler ısı ile polimerize olan akriliklerde görülen pek çok hatadan arınmıştır(18). Akıcı akriliğin kullanıldığı metodun esas avantajı da ısı uygulanan basınçlı metodla mukayese edildiğinde daha az zaman almasıdır(51,55).

Oda ısısında vulkanize olabilen silikon kauçuğunun varlığı fleksibl bir kalıpta protez üretimi için bir metodu mümkün kılmıştır. Bu, dişhekimliği laboratuvar teknolojisinde geliştirilmiş metodların araştırmasına yönelik önemli bir adım olabilir. Araştırmacılar, akrilik reçinenin demonstrasyon ve öğretim modellerinin yapımında oda ısısında vulkanize olabilen silikon kauçuğunun, kalıp materyali olarak mükemmelliğini gözlemişlerdir. Bu kalıplar tarafından üretilen akrilik reçine yüzeyleri çok az cila gerektirirler ve konturlardaki ayrıntılar daha net elde edilebilir. Eğer protezler bir silikon kauçuğu yüzeyine karşı bitirilebilirse ve geleneksel yolla elde edilene eşit bir doğrulukta okluzal doğruluk sağla-



nırsa, bu durum yeni metoda birçok avantaj getirecektir(27).

Yapılan laboratuvar deneyleri silikon kauçuk kalıp kullanılarak kazanılan okluzal doğruluğun alçı kalıpta kazanılandan genellikle daha iyi olduğunu göstermiştir(27).

Bu metodda, muflada suni dişlerin çevresine izolasyon maddesi sürmeye gerek yoktur. İzolasyon, dişler ve reçine arasında zayıf bir bağlantıya yol açacak ve sonuçta dişlerin gevşemesine ve diş boyunları çevresinde çöküntü gelişmesine neden olacaktır(27,60).

Tesviye ve cila esnasında protezlerde boyutsal değişikliğe sebep olabilecek yeterli ısı açığa çıkabilir(23). Bu yüzden protez akriliklerinin, bitirme işlemlerinde kullanılan metodlara karşı duyarlı olduğu protezist tarafından iyice bilinmelidir. Çok küçük bölgeleri bile gereğinden fazla ısıtma daha sonra protezin boyutsal değişimine neden olacak lokal boyutsal değişikliklere yol açabilir. Bu yüzden protezin yapım metodunun, bitirmedeki tesviye ve cila işlemlerine en az gerek gösteren bir metod olması protezin retansiyonu ve stabilitesi açısından önemlidir(23) (Resim 1).

Protezlerdeki boyutsal değişikliklerle ilgili son yıllardaki klinik çalışmalar, protezin ağıza uyumu ve boyutsal değişiklik arasındaki bağlantıyı ortaya koymuştur(29).

Ağız içindeki akrilik protezlerde olabilecek boyutsal değişiklikleri etkileyen birçok değişken, klinik bir çalışmanın kontrol ölçeğinin dışındadır. Buna rağmen bir laboratuvar değerlendirmesindeki değişikliklerden esas olarak sorumlu olan belirli faktörler incelenebilir(29).

Değişik protez materyallerinin avantajları ve modifiye edilmiş pişirme metodlarının kullanılması tüm bunların değerlendirilmesini gerekli kılmıştır(39).



**Resim 1**

Solda klasik basınçlı muflalama, sağda ise vakumla basınçlı muflalama metodlarıyla pişirilen protezlerin mufladan çıktıktan sonraki durumları görülmektedir.

Araştırmacılar pişirme esnasında meydana gelen boyutsal değişiklikleri ortaya çıkarmak için çeşitli yollar kullanmışlardır. Meydana gelen boyutsal değişiklikler protezin alçı model üzerine oturtulmasıyla ve sınırlardaki boşlukların gözlenmesiyle gösterilebilir veya protezin arka sınırlarındaki açıklık gözlenir(28). Diğer bir yol da proteze metal pinlerin yerleştirilmesi ve bunların yer değiştirmesinin gözlenmesiyle olur(5). Araştırmacıların kullandığı bir başka yol da modifiye bir ölçüm aletinin kullanılmasıdır ki biz de çalışmamızda bu yöntemi kullandık(26).

Anthony ve Peyton(1), yaptıkları bir çalışmada bütün protezlerin pişirme işleminin sonucu olarak bir miktar küçülme gösterdiklerini buldular. Araştırmacılar gözlenen değişik miktardaki küçülmenin polimerizasyon küçülmesinden ziyade işlemdaki metodların sonucu olduğunu söylediler. Küçülme derecesi ve işlem sırasında uygulanan ısı miktarı arasında yakın bir ilgi olduğunu bildirdiler. Bu da stresslerin plastik sertleştikten sonra kalıplarda soğuyan protezlere sevk edildiği görüşünü belirten başka araştırmacıların gözlemlerine uyaktadır.

Anthony ve Peyton(1), değişik protez kaide materyallerinin boyutsal kusursuzluğunu araştırdıkları bir çalışmalarıda otopolimerizan akriliklerin diğer protez kaide materyallerinin çoğundan daha kusursuz uyum gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu durum düşük sertleşme ısılarının sonucu olan daha az reaksiyon genleşmesine bağlanmışır(48).

Perlowski(37), muflalama işleminde modelin yerleştirilmesi ve ısıya bağlı genleşmelerin birleşmesiyle diş hareketlerinin meydana geldiğini belirtmiştir. Araştırmacı bunu polimerize olmuş protezleri tekrar artikülatöre yerleştirdiğinde kesici rehber çubukta meydana gelen açıklık miktarı ile göstermiştir.

Yapılan işlemler ve bitirme esnasında, akrilik protezlerde meydana gelen boyutsal değişiklik pek çok nazariyeye konu olmuştur.

Basıncılı muflalama metodlarında alçı yerine kullanılan revetmanın genleşmesi, modelin muflalanması esnasında az da olsa dişlerin gerçek yerlerini değiştirdiğini göstermiştir(45).

Diş hareketliliği ile ilgili deneylerin sonuçları, kullanılan metod ve materyallerden bağımsız olarak polimerizasyondan sonra hiç bir dişin orjinal pozisyonunda kalmadığını göstermiştir. Dişlerdeki bu hareket tüm protez üzerinde eşit değildir(18).

Dişlerin yer değiştirmesi kesici çubukta bazı derecelerde açıklık meydana gelmesine sebep olur(52).

Plastiklerde şekil değiştirme, onların visko elastik doğalarının bir yönüdür. Polimerlerin şekil değiştirme davranışlarıyla ilgili bilgiler protetik başarıyönünden çok önemlidir. Protez kaidelerinin yapımında kullanılan polimerler fonksiyon sırasında çığneyici sistemin yüklenmesine maruz kalmaktadır. Bu yüzden çığneme sırasında boyutsal bir değişiklik olmaması önemlidir(50).

Polimetil metakrilat'la yapılmış protez kaidesinin ke-sinlik, uyum ve retansiyonu pişirme esnasındaki ısıya bağlıdır. Isı ne kadar fazla ise büzülme ve stressler o kadar fazla olacaktır. Bu büzülme ve açığa çıkan iç stressler protez kaidesinin boyutlarının değişmesine sebep olurlar. Boyutlardaki bu değişimler kolaylıkla görülürler ve üst modelin arka sınırlarında ölçülebilirler(12) (Resim 2,3).

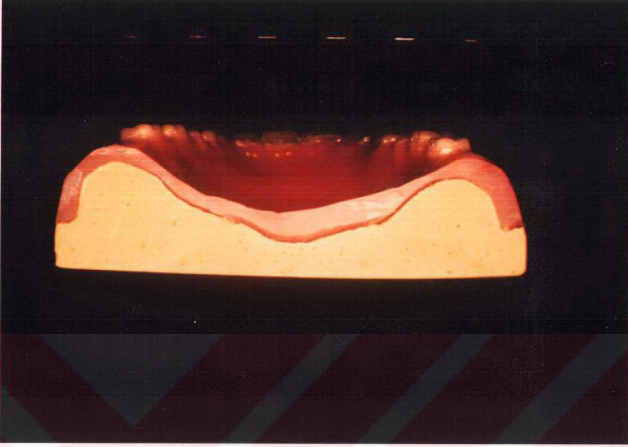
Polimetil metakrilat'ların pişmesiyle ilgili ısı miktarı, bitmiş protez kaidesinin destek dokularla olan adaptasyonu ile ilgilidir. Bu yüzden ısı ile muamele edilen reçinelerin yerine kendi kendine sertleşen reçinelerin kullanımı üzerine çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Sertleşirken iç ısısı yaklaşık 51°C'a ulaşan kendi kendine sertleşen akrilik reçinenin distorsiyonu, ısıyla sertleşen reçineninkinden daha azdır(1,12).

Çoğu zaman bir materyal ya da metodun diğerine oranla daha fazla uyum kusursuzluğu gösteren ve konturları değişmeyen protezler ürettiği hakkında iddialar ortaya atılmıştır(1).

Dişhekimliği alanında kullanılan reçinelerde dikkat edilecek en önemli hususlardan biri boyutsal stablitedir. Protezin yapımı veya kullanımı esnasındaki herhangi bir değişme en önemli konudur. Bu değişme protezin uyumunu birinci derecede etkileyecektir. Boyutsal değişimleri ve uyumsuzlukları en aza indirmek bu bakımdan çok önemlidir(6).

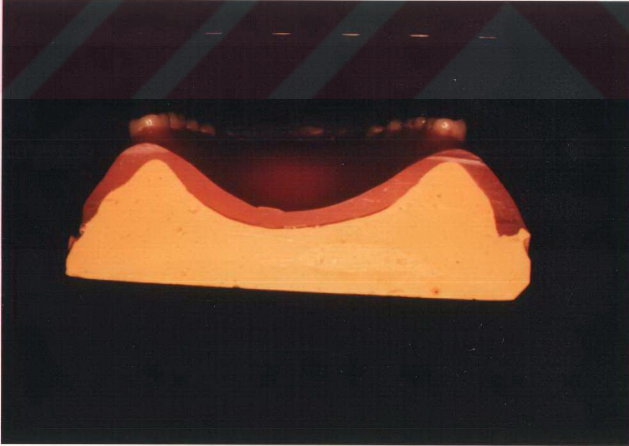
Protez yapımı esnasında boyutsal ve okluzal değişiklikleri en aza indirme hakkında son yıllardaki kaynaklar, aşağıdakilerden birinin ya da daha fazlasının gerekli olduğunu belirtmişlerdir: Özel araç, gereçler, yeni reçineler ya da komplike metodlar(22).

Araştırdığımız sistemin uygulanabilmesi için özel araç ve gereçlere ihtiyaç vardır. Vakum kuvveti, vakum göstercisi, duplikat maddesini eritmek için elektrikli kazan, dişleri temizlemek için ızgara, vakum apareyine bağlanabilen özel muf-la (Resim 4,5,6,7,8), ayrıca vakum pompası, masa enjektörü, kanal açıcı, ventil anahtarı, vakum göstercisi, hava tabancası, kuvvet filtreleri gibi. Bu sistem için özel olarak dizayn edilen muf-laların en büyük özelliği vakum apareyine bağlanabilmeleridir.



Resim 2

Klasik basınçlı muflalama metoduyla pişirilmiş bir üst protezde modelin arka sınırı



Resim 3

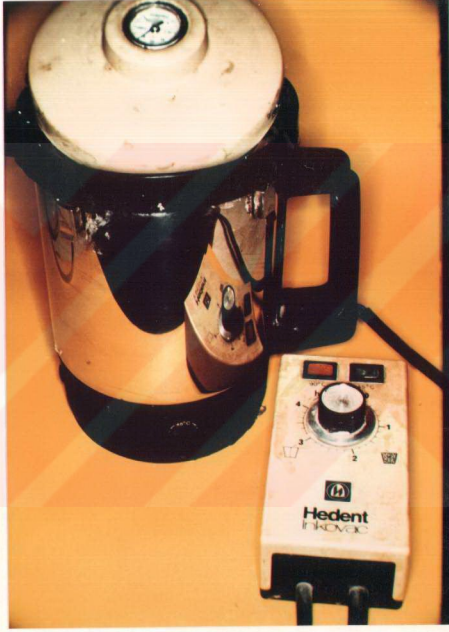
Vakumla basınçlı muflalama metoduyla pişirilmiş bir üst protezde modelin arka sınırı



Resim 4  
Vakum küveti



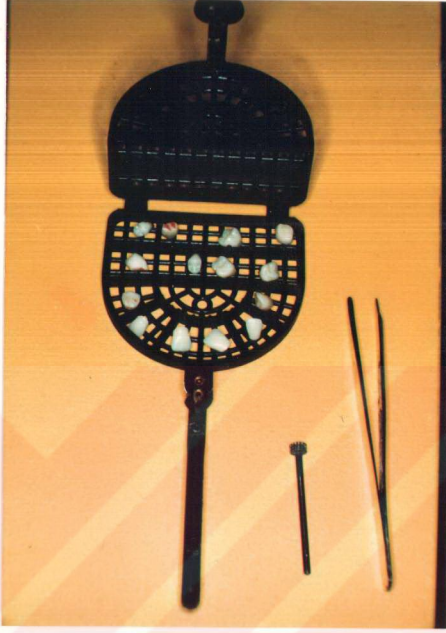
Resim 5  
Vakum göstericisi



Resim 6

Duplikat maddesini eritmek için elektrikli kazan





Resim 7

Dişleri temizlemek için ızgara



Resim 8

Vakum apareyine bağlanabilen özel mufla

Hedent-Inkovac sistemde plastik madde model yüzeyini sıkıştırarak modelin altında yüksek vakum oluşturur. Polimerizasyon aletinde 3-4 barlık basınç, protez tabanına etki eder ve polimerizasyon süresince plastiği modele bastırır.

Inkovac muflalarının alt kısmında içerisi boşaltılabilen siboplu bir boşluk vardır. Model muflaya alınırken bu kısma filtre kağıdı yerleştirilir, suyla ıslatılır ve daha sonra alçı dökülür. Alçı model, özel bir lakla izole edilir ve bir parça Paris alçısı ile yerleştirilir. Alçı yumuşakken, özel şekilli alçı bıçağıyla fazlalıklar düzeltilir (Resim 9). Ayrıntılar bloke edilip modelin altına konik bir şekil verilir. Bu durum modelin jel halindeki hidrokolloid kalıptan daha kolay çıkmasına izin verir. Alçı ılık suyla yıkanır. Bu metotta alçı yüzeyini izole etmeye gerek yoktur.

Muflanın üst kısmı plastikten yapılmış olup, alüminyumdan yapılmış olan alt kısmını tamamiyle örter ve bir klips ile kilitlenir. Muflanın üst kısmında sıvı jelin dökülebileceği üç delik vardır. Bu deliklerden bir tanesi muflanın içine hava verebilmek için kullanılır. Böylece muflanın iki parçası kolayca açılabilir. Diğer iki deliğin birinden akıtılan jel ikinci delikten çıkıncaya kadar dökülmeye devam edilir. Jelin döküleceği deliklerin dışında sekiz tane küçük delik daha vardır. Bu delikler fazla jelin taşması içindir. Muflanın üst parçasında akriliği dökmek için arkada sağ ve sol başta olmak üzere iki delik daha vardır (Resim 10).

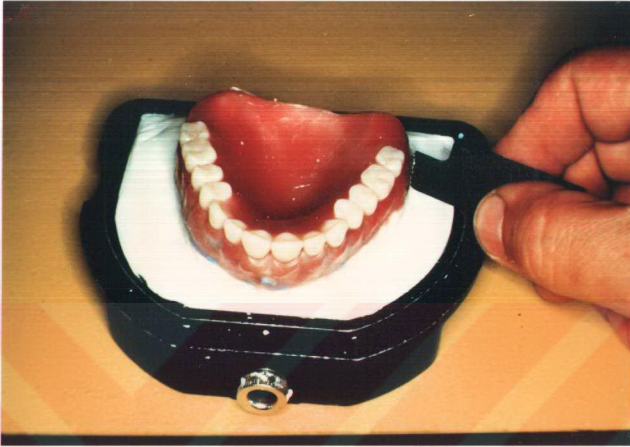
Inkovac sistem için özel geliştirilmiş olan duplikat maddesi kesinlikle hava kabarcıksız eritilmelidir. Yoksa basınçla komprime olur ve oklüzyonda değişiklik meydana gelebilir.

Bu sistemde kullanılan duplikat maddesi, mufla materyali olarak kullanılması için özel olarak hazırlanmıştır. Bu

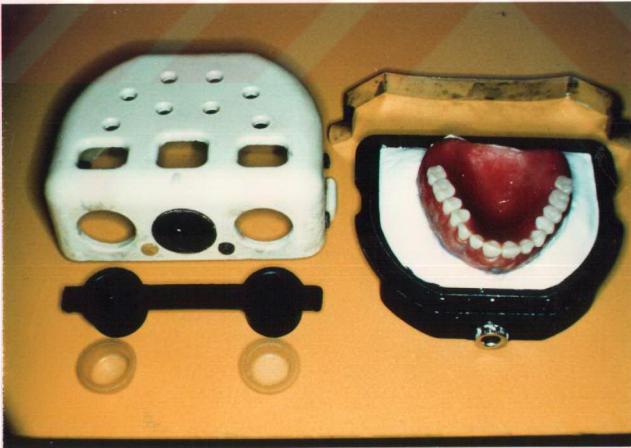
duplikat maddesinin içine ilave edilen katkı maddeleriyle daha sağlam ve daha elastik hale getirilip, geliştirildiği imalatçı firma tarafından bildirilmektedir. Bu madde reversiblidir, uzun ömürlüdür ve formaldehit içermez ve bütün iskelet protezler için de kullanılabilir(9,41).

Bu duplikat maddesinin mufla materyali olarak kullanılmasıyla akrilik reçine yüzeyleri çok az cila gerektirirler ve konturlar çok iyi ayrıntılarıyla elde edilirler.

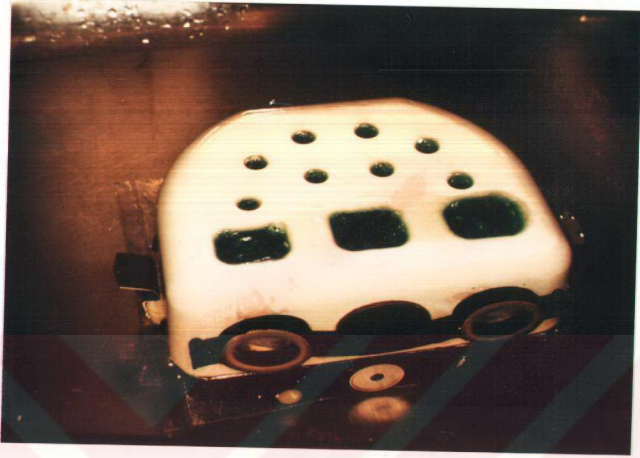
Duplikat maddesini soğutmak için muflalar 2-3 cm soğuk su dolu bir küvete bırakılır (Resim 11). Duplikat maddesi çok iyi adapte olacak şekilde soğur. Daha çabuk soğuması istenirse 15 dakika sonra küvet tam olarak soğuk su ile doldurulabilir. Duplikat maddesi iyice katılaştıktan sonra mufla küvetten çıkarılır, klips açılır. Alt ve üst parçayı kolayca birbirinden ayırmak ve duplikat maddesinin kenarlarına zarar vermemek için içeriye hava enjekte edilir. Enjektörün ucu mum modelaja kadar sokulur (Resim 12). Üst bölümü kaldırıldıktan sonra mutlaka duplikat maddesinin conta görevi yapan kenar yüzeyini kontrol etmek gerekir. Bu kenar yüzeyler daha sonra vakumun model altında kalmasını sağlarlar. Daha sonra sadece dişler modelden sökülür.



Resim 9



Resim 10



Resim 11



Resim 12

Muflanın alt kısmındaki sıcak suyun emilebilmesi için, muflalar vakum cihazına bağlanır (Resim 13). Yaklaşık beş dakika sonra halâ ılık olan alçı model izole edilir. Model altındaki vakum, izolasyon maddesinin alçının içine iyice girmesini sağlar. Bu zaman esnasında duplikat maddesinin içine iki tane döküm kanalı açılır (Resim 14). Dişlere mesial distal doğrultuda retansiyon kanalları açılır. Dişler duplikat maddesi içindeki yerlerine oturtulur (Resim 15). Alt ve üst mufla kapatılır ve klipsi kilitlenir.

Vakuma bağlanan muflalar birbirini çekerek yapışır, ancak deforme olmazlar, çünkü açılan deliklerden içeriye devamlı hava girer. Akıcı kıvamdaki Hedent-Inkotherm akrilik maddesi döküm kanallarının birinden, ikinci delikten çıkıncaya kadar doldurulur (Resim 16).

Akrilik plastik fazına erişinceye kadar mufla vakuma bağlı kalır. Zira poröz olan alçı yüzeyine bile akrilik iyice adapte olabilir. Bundan dolayı, mufla, akriliğin plastik fazına kadar muhakkak vakum cihazına bağlı kalmalıdır (Resim 17).

Muflanın alt parçasında bulunan ventil kapatılarak mufla vakum cihazından ayrılır. Ayrıldıktan sonra bile muflanın alt kısmında bir vakum vardır. Bu vakum her zaman vakum membranı zarı tarafından kontrol edilir. Yeterli vakum olmaması halinde tekrar vakum cihazına bağlanır. Vakum kontrolünden sonra, muflalar basınçla polimerizasyon yapan alete yerleştirilir (Resim 18). 3-4 bar basınç altında ve 45°C'lık sıcaklıktaki su banyosunda 30 dakikada polimerize olurlar.

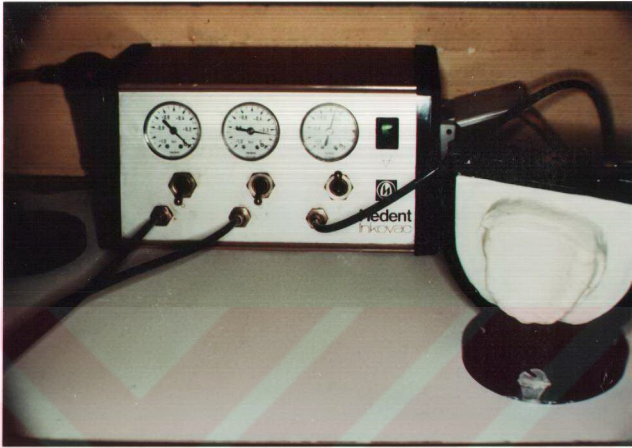
Kolay ısınan alüminyumdan yapılmış alt muflada bulunan alçı zemin üzerinde polimerizasyon başlar ve vakum da polimerizasyon esnasında akriliğin kaideye iyice yapışmasına ve böylece gerilimsiz bir protezin hazırlanmasına imkan

sağlar. 45°C'lık düşük polimerizasyon ısısında akrilikteki termik ekspansiyonlar az olur.

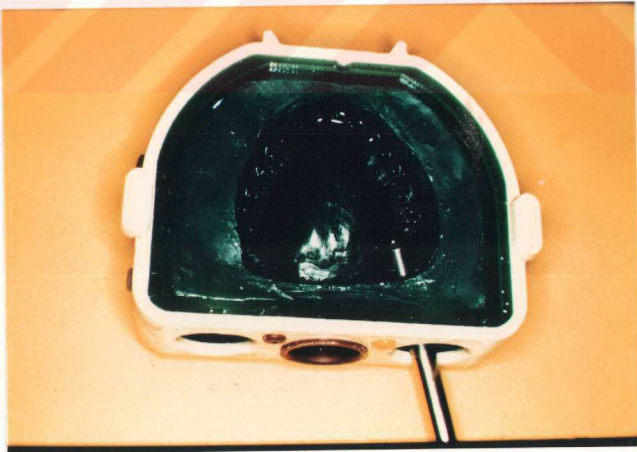
Polimerizasyon işleminden sonra soğuyan mufladan subap çıkarılır. Basınçlı hava ile mufla açılır. Duplikat maddesi kolayca üst modelden ayrılır (Resim 19). Muflaya yerleştirilmeden önce izole edilmiş alçı model kolayca alçısından ayrılır ve problemsiz bir şekilde artikülatördeki yerine tekrar yerleştirilir.

Bu sistemde kullanılan akrilik metil metakrilat esaslı kendi kendine sertleşen akriliktir. Büyük monomer parçaları ve basınçlı polimerizasyon yoluyla yüksek derecede mekanik ve kimyasal değerler elde edildiği, katalizör sistemlerin ilavesiyle renk stabilitesinin sağlandığı, katalizör sistemin geri kalan monomeri % 1 oranında bağladığı, bu durumun ağız vasatında zararlı olmadığı imalatçı firma tarafından belirtilmektedir(41).

Dişhekimliği ile ilgili literatürde akıcı reçine protezlerin yapımı için teknik ayrıntılar tarif edilmiştir(7,9, 41,45).

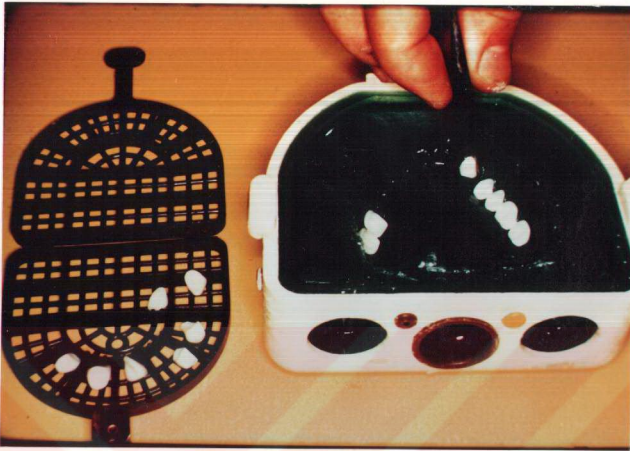


Resim 13



Resim 14

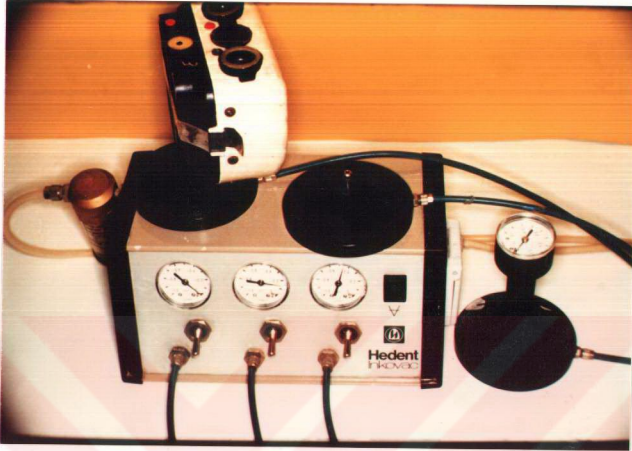




Resim 15



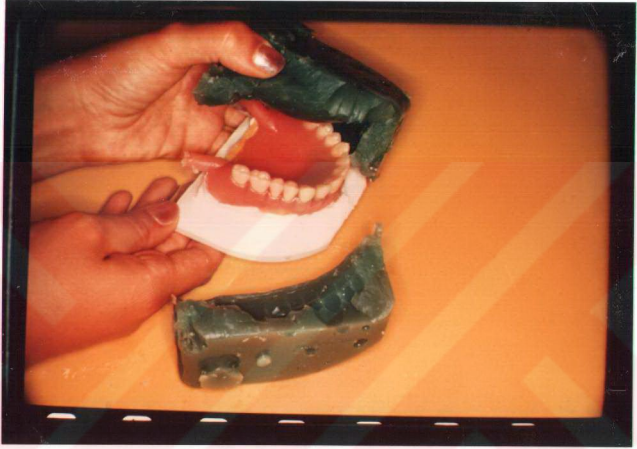
Resim 16



Resim 1



Resim 18



Resim 19

## MATERYAL VE METOD

Bu araştırma kliniğimize alt üst total protez yaptırmak için müracaat eden hastalardan 15'i üzerinde yapıldı.

Birinci ölçüler mukostatik yöntemle göre standart ölçü kaşıkları kullanılarak aljinat ölçü maddesi ile alındı.

Birinci ölçüden elde edilen alçı modeller üzerine otopolimerizan (kendi kendine sertleşen) akrilikle özel ölçü kaşıkları yapıldı.

Özel kaşıklar kenarları yeşil Kerr patı ile çevre dokuların fonksiyonel hareketlerine uygun olarak düzenlendi ve ikinci ölçüler çinko oksit öjenol ölçü maddesi ile alındı.

İkinci ölçülerden kutulama metoduyla sert alçı kullanılarak ana modeller elde edildi. Ana modeller artikülatöre bizim geliştirdiğimiz bir tekniğe göre bağlandı. Bu teknik için alçıdan daha rijit olan ve çapları yaklaşık 5-6 cm ve her birinin kalınlığı 0.5-1 cm olan alüminyumdan yapılmış birbirinin içine geçen (anahtar-kilit), üzerinde alçının tutunması için retansiyon yerleri bulunan iki disk kullanıldı (Resim 20). Bu metal disklerden bir tanesi ikinci ölçü alındıktan sonra elde edilen alt üst ana modellerin alt kısımlarına yine sert alçı kullanılarak monte edildi. İkinci

disk ise birincinin üzerindeki yerine yerleştirilerek model artikülatöre alınırken kullanıldı.

Altlarında birinci diskler bulunan ana modellerin duplikatı silikonlu ölçü maddesi kullanılarak çıkartıldı.

Daha sonra ana modeller üzerine birbirinin aynı olan ikişer tane kaide plağı otopolimerizan akrilikten olmak üzere hazırlandı(3). Bu kaide plaklarından bir tanesi duplikat modelde kullanılmak üzere saklandı.

Dikey kapanış yüksekliği ve sentrik ilişki bilinen yöntemlerle tesbit edildi. Metal disklerin ikinci parçaları birincilerin üzerlerindeki yerlerine yerleştirilmiş olarak kaide plakları ile birlikte modeller Dentatus (Type ARH) artikülatörüne tesbit edildi (Resim 21).

Diş diziminde porselen dişler kullanıldı. Porselen diş kullanılmasının bir sebebi, akrilik kaide ile akrilik dişler arasında oluşabilecek boyutsal dengesizlikleri ortadan kaldırmak ve protez diğer metodla pişirilirken diş diziminde standardizasyonu, sağlamaktı. Protez birinci metoda göre piştikten ve ölçümleri bittikten sonra akrilik protezi yaptık ve porselen dişleri ayırdık.

Hasta üzerinde dişli prova yapıldıktan ve modelaj tamamlandıktan sonra diş diziminin alçıdan indeksini çıkardık. Bu durum daha sonra modellerin diş dizilmiş şekilde birincinin aynı olacak biçimde artikülatörde yer almasını kolaylaştırdı.

Pişirme işleminden sonra protezlerdeki vertikal değişikliği değerlendirebilmek için ölçümleri yapabilecek özellikte dizayn edilen bir alet geliştirildi (Resim 22). Bu alet yatay bir tabla üzerinde dikey olarak yükselen bir kol ve

onun üzerinde yukarı aşağı hareket edebilen ve yere paralel olan diğer bir koldan ibarettir. Yere paralel olan yatay kol üzerinde ölçüm aleti (kompas) bulunmaktadır (Resim 23). Bu ölçüm aleti 0.01-10 mm'ye kadar olan değişiklikleri kaydetme yeteneğine sahiptir.

Mum modelaj tamamlandıktan ve artikülatör özel dizayn edilen alet üzerindeki yerine yerleştirildikten sonra, her örnek için kesici rehber çubuğun üzerinde bulunan ölçüm aleti sıfıra ayarlandı. Modeller artikülatörden ayrıldı ve altlarındaki metal anahtarlarla birlikte muflaya alındı. Pişirme işleminden sonra her protez kaidesi alçı modeliyle ve metal anahtarlarıyla birlikte, protez kaidesinin ve metal anahtarın modele uygunluğunu bozmadan mufladan çıkartıldı.

Modeller, üzerinde bitmiş protezlerle birlikte artikülatördeki yerlerine yeniden yerleştirildi. Bu yerleştirme işleminde alçı kullanılmadı, sadece alçı model üzerindeki metal disk, artikülatör üzerindeki ikinci parça metal disk üzerindeki yerine yerleştirildi. Kompasdaki değişiklik ölçülerek, okunarak kaydedildi. Bu işlemler iki metotta ve her protez kaidesi için yenilendi.

Protezler birinci metoda göre pişirildikten ve dikey boyutta meydana gelen değişiklik ölçüm aletinde okunduktan sonra (Resim 24), protezler modelden ayrıldı. Akrilik kaide plağı yakılarak, üzerindeki porselen dişler biraz evvel temas ettiğimiz gibi yerlerinden çıkartıldı. Alçı indeks üzerindeki yerlerine yerleştirildi. Dişler bu alçı indeks vasıtasıyla, duplikat model üzerinde bulunan ve önceden hazırlanmış olan kaide plağı üzerindeki yerlerine tıpkı birincide olduğu gibi yerleştirildi.

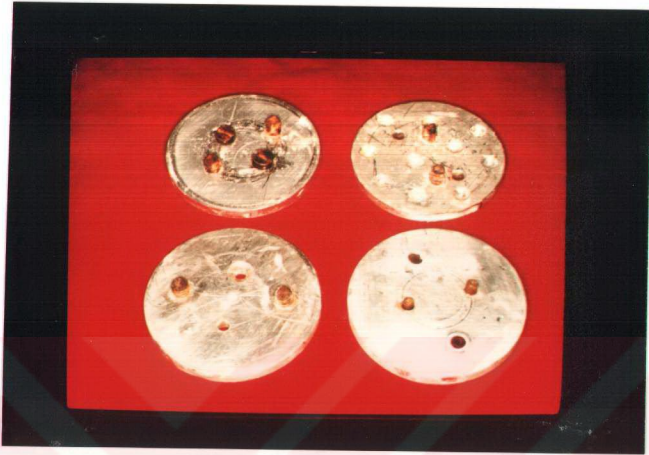
Kompas tekrar sıfıra ayarlandı. Alçı modeller, üzerle-

rinde dişlerin dizili olduğu kaide plakları ve metal anahtarlarla birlikte artikülatörden alınarak muflaya yerleştirildi. İkinci metoda göre pişirme işlemi tamamlandıktan sonra alçı model, kaide plakları ve metal anahtarlara zarar vermeksizin mufladan çıkartıldı ve artikülatördeki eski yerlerine konuldu. Ölçüm aleti okunarak değişiklik kaydedildi (Resim 25).

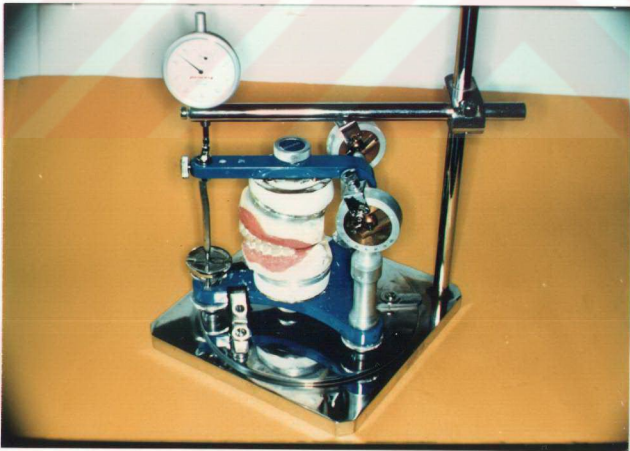
Protezlerin yapımındaki tüm muflalama işlemleri esnasında aynı akriliği yapımcı firmanın tarifine uygun olarak kullandık.

#### VAKUM VE BASINÇ İLE POLİMERİZASYON METODUNUN UYGULANMASI

Üzerinde diş dizimi ve metal splitlerin bulunduğu duplikat modeller artikülatördeyken ölçüm aleti sıfıra ayarlandı. Modeller artikülatörden çıkartıldı. Inkovac muflasının alt parçasına filtre kağıdı konuldu, suyla ıslatıldı ve alçı dö-küldü. Artikülatörden çıkartılan modeller özel bir lakla izole edilip, dökülen alçının üzerine yerleştirildi. Bundan sonraki tüm işlemler de genel bilgide bahsedildiği gibi imalatçı firmanın tarifine uygun olarak hazırlandı. Polimerizasyon işleminden sonra model mufladan çıkartıldı ve tekrar artikülatördeki yerine yerleştirildi. Kompasdaki sayı okundu ve kaydedildi.



Resim 20

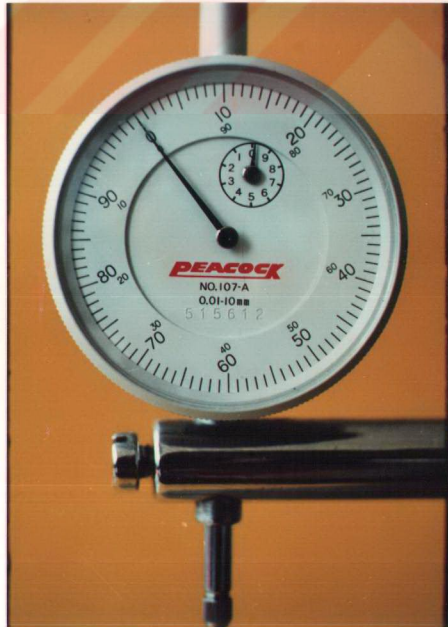


Resim 21

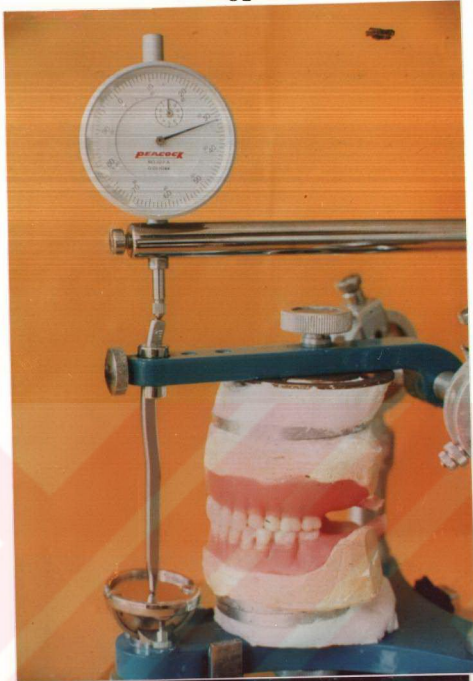




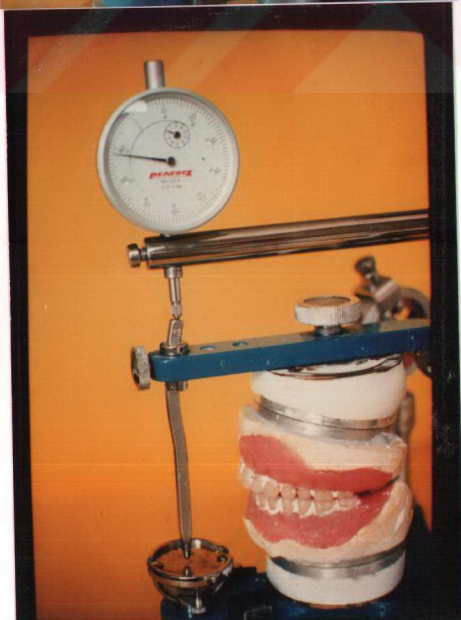
Resim 22



Resim 23



Resim 24



Resim 25

## B U L G U L A R

Çalışmamızı, kliniğimize alt-üst total protez yaptırmak için müracaat eden 15 hasta üzerinde yaptık.

15 hastanın protezlerini klasik basınçla muflalama ve vakumlu basınçlı muflalama metodlarını kullanarak pişirdik ve her iki metoda göre kesici rehber çubukta meydana gelen açıklığı saptadık.

Kesici rehber çubukta meydana gelen açıklığa ait verileri kaydettik. Elde ettiğimiz verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesini "Student-t" testine göre yaptık. Test için kullanılan formül ve açıklaması aşağıdadır. Veriler Tablo 1'de görülmektedir.

$$SD = \sqrt{\frac{T_2 - \frac{T_1^2}{n}}{n-1}}$$

$$t = \frac{|m_1 - m_2|}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}}$$

$$s^2 = \frac{\Sigma(x-m_1)^2 + \Sigma(x-m_2)^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

- SD = Standart sapma  
T<sub>1</sub> = Verilerin toplamı  
T<sub>2</sub> = Verilerin karelerinin toplamı  
m<sub>1</sub> = Birinci grubun aritmetik ortalaması  
m<sub>2</sub> = İkinci grubun aritmetik ortalaması  
n<sub>1</sub> = Birinci grubun birim sayısı  
n<sub>2</sub> = İkinci grubun birim sayısı  
s<sup>2</sup> = Toplanmış varyans  
 $\Sigma(x-m_1)^2$  = Birinci grubun kareler toplamı  
 $\Sigma(x-m_2)^2$  = İkinci grubun kareler toplamı

TABLO 1

İki Polimerizasyon Yöntemine Göre Pişirilen Protezlerde,  
Kesici Rehber Çumukta Meydana Gelen Açıklık Miktarları  
(mm.)

Protez No	1.Grup Vakumla Polim.	2.Grup Klasik Basınçla Polim.
1	0.00	2.00
2	0.20	2.20
3	0.00	2.28
4	0.00	1.19
5	0.30	1.70
6	0.33	2.00
7	0.33	2.00
8	0.00	2.00
9	0.00	2.30
10	0.30	1.90
11	0.00	1.88
12	0.00	1.90
13	0.30	2.00
14	0.00	1.86
15	0.00	1.90

İki değişik protez yapım metoduna göre ortalama ve standart sapmalar

	m.	± SD
1.grup	0.12	0.15
2.grup	1.94	0.26

İki değişik protez yapım metoduna göre kesici rehber çubukta meydana gelen açıklık ortalamalarının istatistik analizi

	m.	t	p
1.grup	0.12	23.29	p<0.001
2.grup	1.94		

Kesici rehber çubukta ölçtüğümüz açıklık bu verilere göre yapılan "Student-t" testi ile istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı bulunmuştur (p<0.001).

## T A R T I Ő M A

Yıllar boyunca dişhekimliği protezin dimensiyonel değişiklikleri ile ilgili problemlerle karőılaőmıőtır. Literatürdeki yazılar protezin "Aah" hattında yapılmış olan lineer ölçümlere veya çeşitli mekanik icatlarla protez ve modellerin adaptasyonunun saptanmasına ve kesici rehber çubukta meydana gelen açıklığın belirlenmesine dayandırılmıőtır(49).

Dişhekimliğinde bir problem olan klasik basınçlı muf-lalama ve sıcak akrilikle yapılan protetik tedavideki dimen-siyonel değişiklikler selektif möllemeyle giderilmeye çalıőılmaktaydı.

Bu problemin çözümlü için son yıllarda özel pişirme me-todları ve özel reçinelerin, protezlerin yapımında kullanıl-ması için birçok çalışma yapılmış ve birçok teőebbüste bulu-nulmuőtur.

Protez pişirme metodlarında, birçok faktör etkili ol-duğu için, bu metodların değerlendirilmesi ve kesin bir sonuç elde edilmesi zordur. Genelde kendi kendine sertleşen akriliğin kullanıldığı durumlarda daha az hata yapılabilir. Çünkü sıcak akriliğin muf-laya gecikmiő olarak yerleőtirilmesinden ve preslenmesinden dolayı meydana gelen hatalar da diğer ha-talara ilave olmaktadır. Tamir ve astarlamada da ısının pro-tezlerde büzüőmeye sebep olması sonucu soğuk akrilik kulla-nılır(36,39).

Grant(17), muflalama işleminin diş hareketleri üzerine etkisini incelediği bir çalışmada muflanın üst bölümünün hareketliliğini göstermiştir. Mufla materyali ilk parçaya döküldüğünde diş ve model arasında bir pozisyon değişikliği olmadığını, ikinci kez döküldüğünde ise modelin pozisyonunun değişmediğini fakat dişlerin pozisyonunun değiştiğini gözlemiştir ve bu değişikliğin, bu hareketin ilk alçı dökümün yüzeyinden dişlere kadar olan mufla materyalinin ekspansiyonu sonucu oluştuğunu belirtmiştir. Ayrıca mufladan çıkartma esnasında kolaylık açısından dişlerin etrafına izole edici madde uygulanması veya matriks kullanılması ile muflanın üst kısmının yerleştirilmediği zamankine benzer biçimde dişlerde modele göre hareket meydana getirdiğini gözlemiştir.

Zani(60) de, akrilik reçinenin yapım ve muflama işlemlerinde ayırıcı kullanılmasının dezavantaj olduğunu, çünkü dişlerin yer değiştirmesine sebep olabildiğini bildirmiştir. Bu dezavantajların silikon kullanıldığında ortadan kalktığını ayrıca ifade etmiştir.

Farklı ekspansiyonlara sahip mufla materyallerinin kullanılması, muflalama sırasında diş hareketinin, alçının yerleşme ekspansiyonuna bağlı olduğunu göstermiştir(17).

Perlowski(37), ise diş hareketinin alçı matriks kullanıldığında en az olduğunu rapor etmiştir.

Alçı ile muflalama metodları Woelfel, Paffenberger, Sweeney(56), Peyton, Anthony(39), Picket ve Appleby(40), tarafından gösterilmiştir. Bu metodlar klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermektedir ancak bazı eksiklikleri olduğu ortadadır.

Molnar ve arkadaşları(30), muflalama materyali olarak alçı kullanıldığında porozitenin var olduğunu, fakat silikon kullanıldığında ise bunun olmadığını bildirdiler.

Reisbick(42), ise silikonlu metod ile alçılı metodu kıyasladığında, paralel büzülme konusunda çok az bir fark ol-

duğunu gösterdi.

Marcroft(27), pişirme için total protezlerin muflalanmasında silikon tabaka metodu kullanarak üstün sonuçlar elde etti.

Marcroft(27), yine silikon kauçuk ile muflalamanın, klasik geleneksel alçı ile muflalama ile elde edilenden daha doğru bir okluzal ve boyutsal uyum sağladığını gösterdi. Bu klinik olarak önemli bir bulgudur. Buna ilave olarak silikon kauçuk yüzeyinin diğer ek avantajlarının da bulunmasının sonuca olumlu etki yaptığı görüldü.

Dukes ve arkadaşlarının(10,11), çalışmasına göre okluzal dikey boyutun korunmasında en kesin ortam sert alçı ve silikon mufla ortamıydı. En hatalı ortam ise Paris alçısıydı.

Mainieri ve arkadaşlarına(26) göre, her iki muflalama işlemi arasında boyutsal değişiklikteki artmada önemli bir fark görülmedi ve silikon ve alçı ile muflalamada artışlar istatistiksel açıdan önemli değildi.

Protez yapımında kullanılan silikonlarla ilgili çok az araştırma tamamlanmıştır. Marcroft ve arkadaşları(27), silikonla alçı karışımı kalıp kullandılar ve tamamen alçı kullanılarak yapılandan daha az kesici çubuk açıklığı elde ettiler.

Sharry(44), Marrow ve arkadaşları(31), yapım sırasında protezin dikey boyutundaki bir artıştan söz etmişlerdir. Wesley ve arkadaşları(53), sert alçıyı mufla ortamı olarak kullanınca dikey boyut çubuğunun 0.56 mm açıldığını göstermişlerdir.

Protezlerin dikey boyutundaki artış, akriliğin burajı esnasında akriliğe uygulanan aşırı basınçtan kaynaklanabilir.



Bu da dişlerin yer değiştirmesine sebep olmaktadır(36). Bu durum damüteharrık protezlerde stabilitenin bozulmasına sebep olur(33).

Mahler(25), muflalamaya göre dişlerin dikey hareketlerinin akrilik reçine tarafından uygulanan basınçla oluştuğunu ki bunun da muflayı kapama ve pişirme sırasında meydana geldiğini kaydetti.

Protezin modelajı bittikten ve hastaya teslim edilmeye kadar ve protez dokuya intibak ettikten sonra yapay dişlerin durumlarında birçok değişiklikler olmaktadır. Bu değişiklikler, genellikle yapım hataları olarak bilinirler ve pişirme tekniğinden kaynaklanan hatalara eklenirler(13).

Becker, Smith ve Nichols(5), protez pişirme metodlarından üçünü yani klasik basınçla muflalama, vakumlu basınçla muflalama ve enjeksiyon metodunu pişirmeye bağlı boyutsal değişiklikler açısından karşılaştırdıklarında metodların üçünde de bazı boyutsal değişiklikler gözlediler.

Akrilik reçine protezlerin pişirilmesi için basınçlı muflalama metodu kullanıldığında okluzal dikey boyutta bir artma meydana gelir(52).

Hardy(19), klasik basınçlı muflalama metodunda dikey boyuttaki artışı 2.3793 mm, diğerinde ise 0.5916 mm olarak buldu. Biz de çalışmamızda klasik basınçlı muflalama metodunda bu artışı ortalama olarak 1.94 mm, vakumlu basınçlı muflalama metodunda ise ortalama olarak 0.12 mm bulduk. Bu değerler istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlıdır.

Hardy(19), iki tip pişirme metodunu dikey boyuttaki artış yönünden mukayese ettiğinde her ikisinde de dikey boyutta artış gözledi ancak ısıya tabi tutulan protezlerdeki artış daha fazla idi.

Skinner ve Phillips(46), ise akrilik reçinelerin mani olunamayan bazı boyutsal değişimler sergilediklerini ve bu nedenle dişhekimlerinin imkansız olanı beklememeleri gerektiğini öne sürmüşlerdir.

Mowery ve arkadaşları(32), protezlerin boyutsal olarak değişebileceklerini ancak gene de klinik açıdan başarılı olabileceklerini bildirmişlerdir.

Woelfel, Paffenberger ve Sweeney(56), bir seri protezde, büyük azıdan büyük azya bir ölçüm boyunca maksimum 0.35 mm'lik ortalama bir doğrusal küçülme saptamışlardır.

Mirza(29) 1961'de tam protez kaidelerinin yapımında alçı ortam gibi olan fakat hidrokolloidle çalışılan modifiye edilmiş bir teknik tarif etmiştir ki bu teknikte reçine olarak dökülebilir reçine veya kendi kendine sertleşen akıcı reçine kullanılmaktadır. Klinik olarak 33 tane ısıyla sertleşen akrilikten, yine klinik olarak 31 tane kendi kendine sertleşen akrilikten yapılan protezlerden sonra, kendi kendine sertleşenlerin klinik uyumu, ısıyla sertleşenlerinki kadar iyi, onlara eşit durumdadır.

Peyton, Shiere ve Delgado(38), kendi kendine sertleşen ve ısıyla sertleşen akrilikleri karşılaştırdılar. Boyutsal stabilite ve büzülme karşılaştırıldığında, kendiliğinden sertleşen ürünlerin genellikle, sıcakla sertleşenlere göre eşit ve daha iyi olduğunu bulmuşlardır

Araştırmacılar sıcak ve soğuk akrilikle pişirme işleminden sonra vertikal dimensiyondaki değişikliği, bizim de çalışmamızda kullandığımız metodda olduğu gibi kesici rehber çubuktaki açıklık miktarını ölçerek belirlediler(14,26,28).

Klinik ve laboratuvar çalışmalarında Winkler(54), akıcı reçinelerle yapılan protezlerin boyutlarının zamanla mum maketin orjinal boyutlarına döndüğünü gösterdi.

Antonopoulos(2), ise yaptığı bir çalışmada diğer araştırmacılardan farklı olarak akışkan reçineden hazırlanan tam protezlerin, alışıl gelmiş ısı ile muamele edilmiş protezlere oranla daha fazla boyutsal değişim gösterdiğini kaydetmiştir. Biz ise bu araştırmamızda Antonopoulos'un bulgularının tersine akıcı reçine lehine farklı sonuçlar elde ettik.

Civjan ve arkadaşları(7), laboratuvar verileri tatminkar protezlerin akıcı reçine metoduyla yapım zamanını büyük ölçüde koruyarak yapılabildiğini gösterdiler.

Woelfel(56), özel reçineler ve özel pişirme metodlarının geleneksel basınçla muflalanan akrilik reçinelerden daha doğru bir okluzal ilişki meydana getirmeyeceğini kaydetti.

Anthony ve Peyton(1), yaptıkları bir çalışmada soğuk akriliklerden imal edilen protezlerin daha kusursuz bir uyuma sahip olduklarını gözlediler. Aynı araştırmacılar değişik metodlarla pişirilen protezlerin değerlendirmesini yaptıkları bir çalışmada da en uygun protezlerin kendi kendine sertleşen tipte akriliklerden yapılan protezler olduğunu bildirdiler. Bu tip protezlerin suda bir süre bekletildiklerinde bile az bir değişme gösterdiklerini ve bunun da donarken az miktarda stress meydana gelmesine bağlı olduğunu belirttiler. Isıyla sertleşenlerin aynı sonucu vermediklerini ama iyi olduklarını bildirdiler.

Akrilik reçineler arasında fiziksel ve mekanik özellikleri ve strüktürleri bakımından ısıyla sertleşen reçineler en iyi olanlarıdır. Kendi kendine sertleşen akrilik reçineler

bu özellikler bakımından ısıyla muamele edilenlerden sonra gelmektedir, ancak yeni tekniklerde kullanılan kendi kendine sertleşen akıcı reçinelerin (bizim de uyguladığımız) yapılan çalışmalar sonucu ısıyla sertleşenlerinki kadar hatta daha fazla iyiliğe sahip oldukları bildirilmektedir. Bu bilgi klinik gözlemlerle olduğu kadar, zaman ayarlama detayını bertaraf eden ve yapım zamanını kısaltan kesin bir protez kaidesi pişirme metoduna olan ihtiyaç sebebiyle bulunmuştur. Alçı yerine geçecek olan, pahalı olmayan kesin bir materyal ve oda sıcaklığında polimerize olacak reçinenin kullanımı işlemin yönünü göstermiştir(45).

Metakrilat reçinelerin dezavantajlarına karşılık yeni tip polimerler ve birçok özel metod geliştirilmiştir. Smith'e (47) göre, pişirme büzülmesi, iyi kontrol edilmiş tekniklerle küçük sınırlara indirilebilir. Geriye kalan tüm boyutsal kusurun dokular tarafından tolere edilebildiği görülür. Bir tolerans sınırının bulunduğu görülür ancak bu noktada kemik rezorpsiyonunu saptamak gerekmektedir(47).

Protez yapımında kullanılan aynı akrilik reçine sonraki tamirler, kaide yenilenmesi, immediat protezler veya dublikat protezler için de kullanılabilir. Buraj ve pişirme işleminden sonra artikülatördeki yeni şeklini almış protezde herhangi bir okluzal düzeltmeye gerek olmaz(34,55,58).

Vakumlu basınçlı muflalama metodunda yapım zamanının azalması diğer bir avantajdır. Bilinen muflalama ve kapatma işlemleri bertaraf edilir. Reçine çabuk polimerize olacağı hidrokolloid kalıp içine kolayca dökülür. Bitmiş protezin mufladan çıkarılması daha kolay ve çabuktur ve dişlerin kırılma tehlikesi ile iskelet protezin distorsiyonu tehlikesi daha azdır.

Vakumlu basınçlı muflalama metoduyla yapılmış protez-

lerin, modele basınçla muflalanan protezlerden daha kesin uyduğu gibi ayrıca okluzyon ilişkilerinde de en az değişiklik gösterdikleri belirtilmiştir(55).

Vakumlu basınçlı muflalama metodunda işlemler dikkatle yerine getirildiğinde, protezlerin, yapılan diğer materyaller ve metodlar gibi klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirildi(55).

Lytle(24), ise iyi uyum sağlayamayan protezlerin alttaki yumuşak dokuların karakterini, şeklini ve genel durumunu değiştirdiklerini ispatlamıştır.

Bizim uyguladığımız metodun avantajlarından birisi, klasik basınçla muflalanan protezlerde gözlenen, not edilen dikey boyuttaki yükselmenin elimine edilmesidir.

Kullandığımız akrilik reçinenin formülündeki daha ileri çalışmalarla protez kaidesi yapım tekniği ve bu materyallerden yapılan klinik protezlerin durumu sayesinde bu reçineler muhtemelen sıcak akrilik reçine kullanılarak yapılan klasik basınçlı muflalamayla yer değiştirebilir.

Klasik basınçlı muflalama metoduyla, vakumlu basınçlı muflalama metodlarını, boyutsal değişiklikleri açısından kıyasladığımız bu çalışmamızda biz de vakumlu basınçlı muflalama metodu lehine sonuçlar elde ettik.

## S O N U Ç

Çeşitli polimerizasyon yöntemleri ile pişirilen protezlerde dimensiyonel değişiklikler üzerine araştırmalar yapıldı.

Araştırmamız 15 tam protezde ısı ile sertleşen akriliğin kullanıldığı klasik basınçlı muflalama metodu ve kendi kendine sertleşen akriliğin kullanıldığı vakumlu basınçlı muflalama metodunun uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir.

Araştırma sonucunda kendi kendine sertleşen akriliğin kullanıldığı vakumlu basınçlı protez pişirme metodunda, ısıyla sertleşen akriliğin kullanıldığı klasik basınçlı muflalama metoduna göre boyutsal olarak daha az değişiklik meydana geldiği bulunmuştur.

Kendi kendine sertleşen akriliğin kullanıldığı vakumlu basınçlı muflalama metoduyla elde edilen protez kaidelerinin modele uyumunun, diğer metoda göre daha iyi olduğu görülmüştür.

Bu uyumun özellikle bukkal bölümlerde ve "Aah" hattı bölgesinde daha sıhhatli olduğu gözlenmiştir.

Kesici rehber çubukta ölçtüğümüz açıklık, bulgularda Tablo 1'de gösterdiğimiz gibi t testine göre istatistiksel

olarak çok ileri derecede anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Birinci gruba göre aritmetik ortalama 0.12 mm, ikinci gruba göre ise 1.94 mm'dir.

Akrilik protez kaidesinin yapımı sırasında meydana gelen boyutsal değişiklik teknik basamaklardan birinin yapımıyla ilgili olmaktadır. Protezlerin intibakındaki bir değişiklik alveol kemiğindeki rezorpsiyon sebeplerinden biri olabilir ve buna bağlı olarak da protezin retansiyon ve stabilitesinde azalma meydana gelebilir.

Tam protezlerin uyumu bir seri faktöre bağlıdır ki bu faktörler de protez hazırlama metodlarının kesinliğini, kullanılan materyallerin kalitesini ve mukoza dokusunun dimesiyonel stabilitesini kapsar.

Tam protez yapımında muflaya alma ve mufladan çıkarma kolaylığı, daha az diş kırılması ve iskelet distorsiyonu, dikey boyutta artma olmaması, protezin artikülatöre yeniden bağlanmasının kolaylaştığı ve son olarak da protezin tesviye ve cila işlemlerinin daha kolay olarak yapılabildiği bir pişirme metodunun kullanılması uygun olacaktır diye düşünmekteyiz.

Ancak yine de el hünelerinin tercih edilmesi, akrilik reçine protezlerin pişirme kriteri için en iyi seçim olabilir.

## Ö Z E T

Bu çalışmada 15 hastanın, iki pişirme metoduna göre hazırlanan alt ve üst total protezleri, boyutsal değişimleri açısından kıyaslanmıştır.

Protezlerin hazırlanmasında klasik basınçlı muflalama metoduyla, vakumlu basınçlı muflalama metodu kullanılmıştır.

Bu iki metoda göre pişirilen protezler, daha önce saptanan değerlere göre artikülatöre yeniden bağlanmış ve kesici rehber çubukta meydana gelen açıklıklar, modifiye edilmiş bir ölçüm aleti yardımıyla değerlendirilmiştir.

Buna göre klasik basınçlı muflalama metodunda ortalama 1.94 mm'lik vakumlu basınçlı muflalama metodunda ise ortalama 0.12 mm'lik bir açıklık bulunmuştur. Bu sonuçlar istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlıdır ( $p < 0.001$ ).

Akrilik protezlerin yapımında vakumlu basınçlı muflalama metodu kullanıldığında dikey boyutta artış olmamasının yanısıra, protezin modele daha iyi uyum sağladığı, muflaya alma ve mufladan çıkartma işlemlerinin, tesviye ve cila işlemlerinin kolaylaştığı ve mufla içerisinde suni dişlerde olabilecek yer değiştirme ve kırılmanın çok az meydana gelmesi gibi avantajları olduğu da görülmüştür.



## S U M M A R Y

In this study attempts were made to compare the dimensional changes of complete mandibular and maxillary prostheses of 15 patients processed by two different curing methods. In the processing compression molding technique (conventional heat-curing method) and a fluid resin technique (vacuum curing method) were used.

Prostheses cured with these two methods were remounted on the articulator in order to check the compliance with the previously determined values and the spaces created in the incisal guide pin were evaluated with the help of a modified dial gauge.

Thus an average vertical opening of 1.94 mm was found in the compression molding technique and 0.12 mm in the fluid resin technique. These results are extremely significant statistically ( $p < 0.001$ ).

When compression molding technique was used in the processing of a acrylic prostheses, it was seen that besides having an increase in its vertical dimension, the prosthesis had a better adaptation to the model, procedures such as flasking, deflasking, finishing and polishing were facilitated and that it had the advantages of less occurrence of displacement and fracture in the artificial teeth.

### K A Y N A K L A R

- 1- Anthony,D.H., and Peyton,F.A.: Dimensional Accuracy of Various Denture Base Materials, J.Prosthet.Dent., 12:67-81, 1962.
- 2- Antonopoulos,A.N.: Dimensional and Occlusal Changes in Fluid Resin Dentures, J.Prosthet.Dent., 39:605-615, 1978.
- 3- Assaadzadeh,A., and Yarmand,M.A.: A Technique for Making Temporary Bases for Complete Dentures, J.Prosthet.Dent., 33:333-335, 1975.
- 4- Becker,C.M., Smith,D.E., and Nicholls,J.I.: The Comparison of Denture-Base Processing Techniques. Part 1. Material Characteristics, J.Prosthet.Dent., 37:330-338, 1977.
- 5- Becker,C.M., Smith,D.E., and Nicholls,J.I.: The Comparison of Denture-Base Processing Techniques. Part II. Dimensional Changes Due to Processing, J.Prosthet.Dent., 37:450-459, 1977.
- 6- Caniklioğlu,M.B.: Dişhekimliğinde Kullanılan Plastikler, İ.Ü.Dişhek. Fakültesi, Maddeler Bilgisi Kürsüsü, s.42, (Baskıda).

- 7- Civjan,S., Huget,E.F., and Simon,L.B.: Modifications of the Fluid Resin Technique, J.A.D.A., 85:109-112, 1972.
- 8- Cornell,J.A., Tucker,J.L., and Powers,C.M.: Physical Properties of Denture Base Materials, J.Prosthet.Dent., 10:516-524, 1960.
- 9- Çalikkocaoğlu,S.: Tam Protezler, Cilt 11, Doyuran Matbaası, s.21-30, 1988,.
- 10- Dukes,B.S., Fields,H., Morris,J.C., and Jewell,A.: A Comparative Study of Changes in Vertical Dimension of Occlusion Using Different Investing Mediums, J.Prosthet. Dent., 49:568-571, 1983.
- 11- Dukes,B.S., Fields,H., Olson,J.W., and Scheetz,J.P.: A Laboratory Study of Changes in Vertical Dimension Using a Compression Molding and a Pour Resin Technique, J. Prosthet.Dent., 53:667-669, 1985.
- 12- Firtell,D.N., Green,A.J., and Elahi,J.M.: Posterior Peripheral Seal Distortion Related to Processing Temperature, J.Prosthet.Dent., 45:598-601, 1981.
- 13- Garfunkel,E.: Evaluation of Dimensional Changes in Complete Dentures Processed by Injection-Pressing and the Pack-and-Press Technique, J.Prosthet.Dent., 50:757-761, 1983.
- 14- Gay,W.D., and King,G.E.: An Avaluation of the Cure of Acrylic Resin by Three Methods, J.Prosthet.Dent., 42:437-440, 1979.
- 15- Gee,A.J., Harkel,E.C., and Davidson,C.L.: Measuring Procedure for the Determination of the Three Dimensional Shape of Dentures, J.Prosthet.Dent., 42:149-153, 1979.

- 16- Goodkind,R.J., and Schulte,R.C.: Dimensional Accuracy of Pour Acrylic Resin and Conventional Processing of Cold-curing Acrylic Resin Bases, J.Prosthet.Dent., 24:662-668, 1970.
- 17- Grant,A.A.: Effect of the Investment Procedure on Tooth Movement, J.Prosthet.Dent., 12:1053-1058, 1962.
- 18- Grant,A.A., and Atkinson,H.F.: Comparison Between Dimensional Accuracy of Dentures Produced With Pour-Type Resin and With-Heat-Processed Materials, J.Prosthet.Dent., 26:296-301, 1971.
- 19- Hardy,F.: Comparison of Fluid Resin and Compression Molding Methods in Processing Dimensional Changes, J. Prosthet.Dent., 39:375-377, 1978.
- 20- Koblitz,F.F., Smith,R.A., and Wolfe,H.E.: Fluid Denture Resin Processing in a Rigid Mold, J.Prosthet.Dent., 30: 339-346, 1973.
- 21- Lam,R.V.: Disorientation of the Tooth to Cast Relationship as a Result of Flasking Procedures, J.Prosthet.Dent., 15: 651-661, 1965.
- 22- Lerner,H., and Pfeiffer,K.R.: Minimum Vertical Occlusal Changes in Cured Acrylic Resin Dentures, J.Prosthat.Dent., 14:294-297, 1964.
- 23- Lorton,L., and Phillips,R.W.: Heat Relaesed Stress in Acrylic Dentures, J.Prosthet.Dent., 42:23-26, 1979.
- 24- Lytle,R.T.: The Management of Abused Oral Tissues in Complete Denture Construction, J.Prosthet,Dent., 7:27, 1957 (Ref. 2).

- 25- Mahler,D.B.: Inarticulation of Complete Dentures Processed by the Compression Molding Technique, J.Prosthet.Dent., 1:551, 1951 (Ref 10).
- 26- Mainieri,E.T., Boone,M.E., and Potter,R.H.: Tooth Movement and Dimensional Change of Denture Base Materials Using Two Investment Methods, J.Prosthet.Dent., 44:368-373, 1980.
- 27- Marcroft,K.R., Tencate,R.L., and Hurst,W.W.: Use of a Layered Silicone Rubber Mold Technique for Denture Processing, J.Prosthet.Dent., 11:657-664, 1961.
- 28- Mc Cartney,J.W.: Flange Adaptation Discrepancy, Palatal Base Distortion, and Induced Malocclusion Caused by Processing Acrylic Resin Maxillary Complete Dentures, J.Prosthet.Dent., 52:545-553, 1984.
- 29- Mirza,F.D.: Dimensional Stability of Acrylic Resin Dentures, J.Prosthet.Dent., 11:848-857, 1961.
- 30- Molnar,E.J., Gruber,R.G., and Sawyer,N.: Internal Porosity in Heat Cured Methyl Methacrylate Resin for Dental Use, J.Dent.Res., 47:665, 1968 (Ref. 4).
- 31- Morrow,R.M., Rudd,K.D., and D'Anton,E.W.: Thermal Expansion of Denture Base Resin as a Flask Separation Force, Tex. Dent.J., 87:4-9, 1969 (Ref. 59).
- 32- Mowery,W.E., Burns,C.L., Dickson,G., and Sweeney,W.T.: Dimensional Stability of Denture Base Resins, J.A.D.A., 57:345-353, 1958.
- 33- Muğan,N.: Kapanış Almada Dikey Boyutların Kıymetleri ve Tatbikattaki Önemleri, İ.Ü.Dişhek. Fakültesi Dergisi, 2:414-431, 1968.

- 34- Oliver,L.T., Smith,R.A., Wolfe,H.E., and Koblitz,F.F.: Immediate Denture Processing With a Fluid Resin, J. Prosthet.Dent., 34:216-220, 1975.
- 35- O'Toole,T.J., Furnish,G.M., and Von Fraunhofer,J.A.: Linear Distortion of Acrylic Resin, J.Prosthet.Dent., 53: 53-55, 1985.
- 36- Pera,F.L.: Avoiding the Increase of the Vertical Dimension of Dentures in Processing, J.Prosthet.Dent., 19:364-369, 1968.
- 37- Perlowski,S.A.: Investment Changes During Flasking as a Factor of Complete Denture Malocclusion, J.Prosthet. Dent., 3:497-499, 1953.
- 38- Peyton,F.A., Shiere,H.B., and Delgado,V.P.: Some comparisons of self-curing and heat-curing denture resins, J.Prosthet.Dent., 3:332-338, 1953.
- 39- Peyton,F.A., and Anthony,D.H.: Evaluation of Dentures Processed by Different Techniques, J.Prosthet.Dent., 13: 269-282, 1963.
- 40- Pickett,H.G., Appleby,R.C.: A Comparison of Six Acrylic Resin Processing Technics, J.A.D.A., 80:1309-1314, 1970.
- 41- Prothesenherstellung mit dem Inkovac-Polymerisations system: Sonderdruck aus "dental-labor", Heft 9/1985, Verlag Neuer Merkur GmbH, 8000 München 46.
- 42- Reisbick,M.H.: Silicone as a Denture Mold Liner, J. Prosthet.Dent., 26:382-386, 1971.

- 43- Schlosser,R.O., and Gehl,D.H.: Complete Denture Prosthesis, 3<sup>th</sup> Edition W.B.Saunders Company, Philadelphia and London, p.329-340, 1953.
- 44- Sharry,J.J.: Complete Denture Prosthodontics, Ed. 3, New York, 1974, Mc Graw-Hill Book Company, Inc., p.272.
- 45- Shepard,W.L.: Denture Bases Processed From a Fluid Resin, J.Prosthet.Dent., 19:561-572, 1968.
- 46- Skinner,E.W., and Phillips,R.W.: The Science of Dental Materials, Ed. 6, Philadelphia, 1967, W.B.Saunders Company, p.193-213.
- 47- Smith,D.C.: Recent Developments and Prospects in Dental Polymers, J.Prosthet.Dent., 12:1066-1078, 1962.
- 48- Smith,D.E., Lord,J.L., and Bolender,C.L.: Complete Denture Relines With Autopholymerizing Acrylic Resin Processed in Water Under Air Pressure, J.Prosthet.Dent., 18:103-115, 1967.
- 49- Sorensen,S.E., and Ryge,G.: Flow and Recovery of Denture Plastics, J.Prosthet.Dent., 12:1079-1088, 1962.
- 50- Stafford,G.D., and Huggett,R.: Creep and Hardness Testing of Some Denture Base Polymers, J.Prosthet.Dent., 39:682-687, 1978.
- 51- Trudso,H., Jorgensen,E.B., and Bertram,U.: A Four Year Follow Up Study on Processed Pour Acrylic Resins, J. Prosthet.Dent., 44:495-496, 1980.

- 52- Vig,R.G.: Method of Reducing the Shifting of Teeth in Denture Processing, J.Prosthet.Dent., 33:80-84, 1975.
- 53- Wesley,C.R., Henderson,D., Fraizer,Q.Z., Rayson,J.H., Ellinger,C.W., Lutes,M.R., Rahn,A.O., and Haley,J.W.: Processing Changes in Complete Dentures, J.Prosthet. Dent., 29:46-54, 1973.
- 54- Winkler,S., Ortman,H.R., Morris,H.F., Plezia,R.A.: Processing Changes in Complete Dentures Constructed From Pour Resins, J.A.D.A., 82:349-353, 1971.
- 55- Winkler,S.: The Current Status of Pour Resins, J.Prosthet. Dent., 28:580-584, 1972.
- 56- Woelfel,J.B., Paffenbarger,G.C., and Sweeney,W.T.: Dimensional Changes Occuring in Dentures During Processing, J.A.D.A., 61:413-430, 1960.
- 57- Woelfel,J.B., Paffenbarger,G.C., and Sweeney,W.T.: Changes in Dentures During Storage in Water and in Service, J.A.D.A., 62:643-657, 1961.
- 58- Wolfe,H.E., Smith,R.A., and Koblitz,F.F.: Denture Relining or Rebasng With a Fluid Resin, J.Prosthet.Dent., 31:460-465, 1974.
- 59- Zakhari,K.N.: Relationship of Investing Medium to Occlusal Changes and Vertical Opening During Denture Construction, J.Prosthet.Dent., 36:501-509, 1976.
- 60- Zani,D., and Vieira,D.F.: A Comparative Study of Silicone as a Separating Medium for Denture Processing, J.Prosthet. Dent., 42:386-391, 1979.
- 61- Zembilci,G., Çalikkocaoglu,S.: Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, Yenilik Basımevi, s.173-211, 1973.



## B İ Y O G R A F İ

1959 Balıkesir doğumluyum. İlk öğrenimime Balıkesir'de Altı Eylül İlkokulunda başladım ve İstanbul'da Moda İlkokulunda tamamladım. Orta ve Lise öğrenimimi Kadıköy Kız Lise'sinde yaptım. 1976 yılında İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesine girdim. 1981 yılında mezun oldum.

1982 yılında Fakülte'nin Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'na Doktora öğrencisi olarak girdim. Halen aynı bilim dalında doktora öğrencisi olarak çalışmaktayım.