

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Protetik Diş Tedavisi
Çene-Yüz Protezi Birimi
Doktora Yöneticisi
Prof. Dr.Nuri Mugan

80474


YÜZ PROTEZLERİ YAPIMINDA KULLANILAN ÇEŞİTLİ MADDELERİN
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ AÇISINDAN MUKAYESELERİ

T 80474

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
(Çene-Yüz protezi Biriminde)Diş Hekimliği Doktoru (Dr.Med.Dent.)
Ünvanını kazanmak için Diş Hekimi Yumuşhan Günay tarafından sunulan
DOKTORA TEZİ

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

İstanbul, 1985



Hocam Prof. Dr. Nuri Mugan'a, Prof. Dr. İlker
Kayadeniz'e, Ecz. Feza Güneral'e, Kim. Yük. Müh.
İrfan Karter'e ve bütün emeği geçenlere en derin
şükran duygularıyla.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ	1
MATERYAL ve METOT	27
BULGULAR	34
TARTIŞMA	47
SONUÇ	62
ÖZET	65
ŞEKİLLER	66
TABLolar	67
RESİMLER	70
KAYNAKLAR	89
BİYOGRAFİ	96

GİRİŞ

Günümüzde ülkemiz insanlarını ilgilendiren sağlık problemleri büyük ölçüde ilgili sağlık kuruluşlarına ulaşmakta ve çözümlenebilmektedir. Bütün tıp dallarında olduğu gibi tümör cerrahisi ve rekons trüktif cerrahinin hizmet verdiği sahalarda genişlemiş, müdahale edilen vaka sayısında büyük artışlar olmuştur. Bu iki antite çene-yüz protezleri konusunun bilimsel gelişmelere paralel olarak ciddi bir şekilde ele alınmasını, konuyu ilgilendiren problemler üzerinde daha yaygın bilimsel çalışmaların yapılmasını gerekli kılmaktadır.

Yüzünde doku veya organ kaybı olan bir hasta kendisine uygulanacak protetik restorasyondan çok şey bekler. Bu açıdan yüz protezi çalışmaları problemin büyüklüğü ve imkânların yetersizliğine rağmen başarısızlığın en az başı başlanabildiği çalışmalardan birisidir. Yüz protezlerinde başarı defektin yapısına, protezistin yeteneği ile kullanılan materyalin özelliklerine bağlıdır. Defektin yapısı ve protezistin yeteneği ile ilgili problemler büyük ölçüde aşılmıştır. Ancak yüz protezi uygulamalarında istenilen özelliklere sahip bir materyal henüz gerçekleştirilmiş değildir.

Klinikte yüz protezi uygulamalarında karşılaşılan problemlerin büyük bölümü kullanılan materyalin fizik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Özellikle uzun, zor ve pahalı bir çalışma sonucu gerçekleştirilebilen protezin mekanik

ve renk özelliklerinin kısa sürede bozulması protezist ve hasta açısından ciddi bir problemdir. Yaptığımız literatür taramasında çok değişik deneysel metodlarla fiziksel özelliklerin değerlendirildiği materyal çalışmaları içinde bu önemli problemle ilgili olanlarına çok az rastladık. Gene materyalle ilgili deneysel çalışmaların zenginliği yanında klinik uygulama ve gözlemlere yönelik çalışmaların daha sınırlı yapıldığını gördük. Ülkemizdeki çene-yüz protezi çalışmalarının geçmişi pek eski değildir. Buna rağmen çene-yüz protezlerinin çeşitli problemleri ile ilgili bazı çalışmalar yapılmış ve yabana atılamayacak bir birikim meydana gelmiştir. Son yıllardaki materyal çalışmaları ve gelişmelerinin ışığında problemleri yeni baştan ele almakla bu birikim beslenmiş olacaktır.

Bu düşüncelerin ışığında günümüzde yüz protezi uygulamalarında en çok tartışılan iki materyal grubunun fizik özellikleri açısından değerlendirilmesini ve analitik bir yaklaşımla bu materyallerin bozulma nedenlerinin araştırılmasını yararlı bulduk.

Genel olarak çeneler ve yüz bölgesinin defektlerini ilgilendiren protezler için "maxilo - facial protez" terimi kullanılmıştır. Latin orginli "maxillae" (üst çene) ile "facialis" (yüz) kelimesinden oluşturulmuş bir terimdir. Anglo sakson literatüründe maksillo-facial protezlerin sadece yüzle ilgili olanlarına "epitez" denilmektedir.

Ülkemizde maksillo-facial protezin karşılığı olarak çene-yüz protezi, epitezin karşılığı olarak da yüz protezi terimleri kullanılmaktadır.

Diş hekimliği biliminde, çene-yüz protezleri değişik araştırmacılar tarafından farklı şekillerde tanımlanmıştır. Norman G.Schaaf çene-yüz protezini "anatominin, fonksiyonun ve kozmetik rekonsrüksiyonun bilim ve sanatı, canlı olmayan maddeler kullanılarak maxillanın mandibulanın, yüzde kaybolmuş kısımların en iyi şekilde yapımı ve tatbikidir" diye tanımlamıştır.(41) Varoujan A.Chalian "Çene-yüz protezi canlı olmayan maddelerin İntrooral, praoral ve extrooral eksik strüktürlerin anatomik fonksiyonel ve kozmetik açıdan yerine konmasının sanat ve ilmidir" şeklinde tanımlamışlardır.(8) Bulbulian "çene-yüz protezi cerrahi müdahale, kaza veya kongenital malformasyonlar sonucu eksik veya defektli kalan maxilla mandibula bölgelerinin cansız maddelerle anatomik, fonksiyonel ve kozmetik yönden tekrar yerine konmasıdır" şeklinde tanımlamıştır.(6) Yüz bölgesindeki madde kayıpları, habis veya selim tümörlerin cerrahi çıkarılması harp veya kaza yaralanmaları ve kongenital nedenlerle oluşur. Yüzü ilgilendiren büyük gradlı kanserlerde kemoterapi, radyoterapi gibi uygulamalardan beklenen neticenin alınamaması, tümör cerrahisinin radikal uygulamaları tercih etmesi ve meydana gelen büyük çaptaki doku kayıpları karşısında rekonstrüksiyon cerrahisinin yetersiz kalışı günümüzde yüz bölgesi defektlerinin en ciddi nedenini teşkil etmektedir. Klasik harplerde meydana gelen yaralanma-

larda sebepler içinde önemli bir yer tutar. Maksillo-facial protez uygulamalarına en çok birinci, ikinci dünya harbi yıllarında ihtiyaç duyulmuş ve çene-yüz protezi bilim ve sanatına ilk ciddi yaklaşım da bu yıllarda olmuştur.(6,9) Günümüzde ise insan hayatının her safhasına giren teknoloji ile kaza sıklığı ve buna bağlı olarak defektli insan sayısı artmaktadır.

Yüz bölgesi doku ve organ kayıplarının giderilmesinde başvurulacak ilk yol cerrahi müdahaledir. (34) Ancak son yıllardaki rekonstrüktif cerrahinin büyük atılımlarına rağmen yüz defektlerinin çoğu karşısında yetersiz kalışı protetik uygulamaları kaçınılmaz hale getirmektedir.

Yüz bölgesini ilgilendiren doku ve organ kayıpları bölgenin özelliği gereği fonksiyonel eksikliklerin yaratacağı problemlerden önce ve daha çok kişide utanma, aşağılık duygusu, toplumdaki uzaklaşma, içine kapanıklık gibi ciddi psikolojik problemler meydana getirir.(34) Bu açıdan yüz protezlerinde birinci amaç kozmetik rehabilitasyonu sağlamak ve kişiyi sosyal yeterliliğine kavuşturur. Ancak bu zor ve sorumluluğu büyük olan bir görevdir. Mc Gregor ve Abel'in yaptıkları bir çalışmada yüz protezi uygulamasından beklenen neticenin alınamamasının hastada asıl defekt kadar büyük psikolojik problemler yarattığını ortaya çıkarmışlardır.(38)

Yüz protezlerinin kullanılması eski mısırlılara

kadar uzanır. Mısır mumyalarında yüz protezi örneklerine rastlanmıştır.(35) Bu ilk protez yapımında ağaç, mum, reçine, kil ve değişik maddeler kullanılmıştır. Bu maddelerle takma gözler, kafatası implantları, kafa kemiği yerine konmuş olan koruyucu metalik implantlar yapılmıştır. 1517-1590 yıllarında yaşamış olan Fransız cerrahı Ambroise Pare maxillo-facial protezler üzerinde çalışmış, ilk kitabı yazmış kişi olarak tanınır.(6)

1678-1761 yılları arasında yaşamış olan Fouchard yaptığı protezlerin mükemmelliği ve maxillo-facial protez tekniğine olan katkısı bugün bile değerini korumaktadır.(8)

1819-1898 yıllarında yaşamış diş hekimi Morton, dudak ve damak yarığı olan bir hastaya altın plaklı bir protez, Boston'lu bir kadına da porselenden burun yapmış cilaladıktan sonra gözlük çerçevesine tesbit ederek yüzde durabilmesini sağlamıştır.(38)

1820 yılında Christopher Francois Deleabrre tarafından yayınlanan Mekanik Dişçilik adlı kitapta bugün bile intraoral ve extraoral maxillo facial protezlerde kullanılacak bilgiler verilmiştir.(38)

1889'da Fransız Claude Martin tarafından yayınlanan kitapta burun protezlerinin yapımı hakkında geliştirdiği metoddan bu metod ile yüz kaslarının hareketlerinin ne şekilde kompanse edilebileceğinden söz etmektedir. Martin

bu protezin yapımında materyal olarak porseleni kullanmıştır.(8)

19.yüzyılın sonlarından itibaren yüz protezlerinin yanında plastikler kullanılmaya başlandı. 1984'de Tetamore hafif ve iritan olmayan bir plastik maddeyle burun protezi yapmıştır. Bu plastiğin 1868'de John Werley Haat tarafından geliştirilen selüloz nitrat olduğu sanılmaktadır. (34) R.H. Uphan (1901) ve L.Ottofy (1905) vulkaniti facial protez yapımında ilk kullananlar olmuştur.(34)

Sert maddelerden flexibel maddelere ilk geçiş 1913 yılında Jelatin ve gliserin karışımının kullanılmasıyla gerçekleşmiştir. Bu restorasyonlar başlangıçta flexibel ve doğal görünümlü olmalarına rağmen birkaç hafta içinde renk değiştiriyorlar ve sertleşiyorlardı.(19)

1930'larda Clarke ve Bulbulian prevulkanize sıvı latexin kullanımını tanıttılar. Bu maddenin esas problemi aşırı derecede daralması ve renk değiştirmesi idi. Buna rağmen 1940'larda akrilik ve vinil reçineleri için uygun plastizerlerin bulunmasına kadar bu madde yüz protezleri yapımında kullanılmıştır.(19)

1940 yılının ortalarında vinyl clorid ve plastisol kopolimerleri maxillo-facial protezler için kullanılmaya başlandı. Varaujan, Boucher ve Roberts gibi araştırmacılar PVC olarak bilinen polyvinyl clorid üzerinde çalışmışlar ve facial protezlere uygulamışlardır.(19)

İlk olarak 1945 yılında Bulbulian tarafından başlatılan Silikonelastomer araştırmaları değişik merkezlerde yapılan çalışmalarla günümüze kadar uzanmıştır. Roydhouse (1956), Barnhard (1960), Chalian (1960), Fonseca (1966) gibi araştırmacılar bunların başlıcalarıdır.(19)

1942 yılında Bulbulian silikon araştırmalarından önce metil metakrilat resinler üzerinde çalışmıştır. Neron ve Bilgelow da aynı materyalle ilgili çalışma yapmışlar ve olumlu neticeler almışlardır. Gene 1942'lerde Schnebel adlı bir diş hekimi tarafından otopolimerizan akrilik bulunmuş ve diş hekimliğinin hemen hemen her sahasında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. 2. dünya harbi yıllarında daha önce yüz protezi yapımında kullanılan porselen, vulkanit, sıvı latex gibi maddelerin yerini metil metakrilat resinleri almıştır. Aynı yıllarda göz protezlerinde seklere ve kornea, beyaz ve şeffaf akrilikten imal edilmeye başlamıştır. 1945'den sonra polimer kimyasında büyük gelişmeler olmuş ve değişik türde plastizerler elde edilmiştir. Bu plastizerler ile metil metakrilatların dispersiyonlarından yumuşak akrilik türevleri geliştirilmiştir. Geliştirilen yumuşak akrilik türevleri Boucher, Roberts, Varojuan, Drane, Standish gibi araştırmacılar tarafından kullanılmış ve günümüze kadar çeşitli araştırmalar yapmışlardır.(9)

1976'da Goldberg, 1977'de Gonzalez yüz protezlerinin yapımında kullanılmak üzere poliurethan elastomerleri üzerinde çalışmaya başladılar.(16,17)

Gene aynı yıllarda başlayan ve 1980'de rapor halinde takdim edilen bir başka çalışmada Turner ve arkadaşları İspohorone polyurethane polymerlerini tanıttılar. (48)

Yüz; adale, kıkırdak, kemik, yağ ve bağ dokuları ile bunların üzerini örten deriden oluşur. Bu yapılar yüze şekil, destek ve hareket yeteneği gibi özellikler verir. İnsan yüzünde sert ve yumuşak unsarlar içiçedir ve birlikte bir kompozisyon teşkil ederler. Bazı kısımlar hareketsizken bazı kısımlar hareketlidir ve hareketlerin sabit bir grafiği yoktur. Ayrıca bu fizik ve biomekanik özellikler kişi, yaş, zaman, dış ortam şartları, psikolojik durum gibi şartlara bağlı olarak uzun yada kısa süreli geçici yada kalıcı değişimlere uğrar.

Cild canlı bir doku olmasından dolayı "canlı görünümü" diye adlandırdığımız yarı şeffaf bir görünüme sahiptir. Edwards ve Duntly deri renginin değişik katmanlarda değişen oranlarda bulunan melanin, melanoid, oksihemoglobin, indirgenmiş hemoglobin ve karoten olmak üzere 5 farklı organik pigment tarafından verildiğini söylemişlerdir.(11) Bu görünümün renk özelliği her yerde aynı değildir. Bu pigment yoğunluğu ve kan dolaşımının dağılımı ile ortaya çıkan bir özelliktir. Aynı zamanda renk derinin dış ortam şartlarına (güneş ışığı radyasyonu, ısı, nem, basınç) ve organizma şartlarına (beslenme, hastalık, psikolojik durum... vs.) bağlı değişiklikler gösterir.(7)

İnsan yüzünün bu özellikleri bir anlamda yüzü taklid etmeyi amaçlayan çene-yüz protezistlerini yakından ilgilendirir. Yüz dokularının biomekanik ve renk özelliklerine yaklaşılabilen materyallerin geliştirilmesi oranında rehabilitasyon daha başarılı bir şekilde sağlanabilmiş olacaktır. Günümüzde facial protez materyalleri ile ilgili çalışmalar eskiye göre daha geniş kapsamlı olarak polimer kimyasındaki gelişmelerin ışığında maxillo-facial protezist, materyal bilimci ve polimer kimyacıların işbirliği ile sürdürülmektedir. Ancak bu çalışmalar bütün araştırmacılar tarafından kabul edilen bir test yönteminden yoksun olarak yapılmaktadır.

Cantor (1969) materyallerin değerlendirilmesinde kullanılacak temel kriterleri belirlemeye ve bir araştırma metodu sunmaya çalışmıştır. Cantora göre bir yüz protezi materyalinde üç temel özellik aranmalıdır.

1. Estetik

- a. Renk analizlerine imkân vermesi
- b. Uyuşabilme özelliği

2. Laboratuvar uygulamasının kolaylığı.

3. Dayanıklılık

Çalışmada materyallerin dayanıklılığının belirlenmesi için en uygun parametre olarak yırtılma direncini (tear resistance) göstermiştir ve yırtılma direncinin belirlenmesinde ASTM D 1983 test yöntemini kullanmıştır.(7)

Sweeney 1972'de bir yüz protez materyalinin şu özelliklere sahip olması gerektiğini söylemiştir:

1- Kolay kalıplanabilme, 2- Hastanın cildindeki karakterleri yansıtabilme için değişik renk tonlarını kabul edebilme yeteneği, 3- Tabii dokuların mekanik özelliklerine yakın esnekliğe sahip olma, 4- Atmosfer şartları altında kimyasal stabiliteye sahip olma, 5- Kenarların ince bir şekilde yapılabilmesine elverecek kadar yırtılmaya ve aşınmaya dirençli olma, 6- Güneşe karşı renk atabilitesine derinin yağlarına ve mukoza salgılarına karşı dirençli olma, 7- Özel bilgilere ihtiyaç göstermeden dublike edilebilmeye uygun olma.

Sweneey yukardaki özellikleri değerlendirebilmek için ASTM D 1983 /2 T ve ASTM D 1043 61 T test yöntemlerini uygulayarak materyallerin aşağıdaki fizik özelliklerini araştırmıştır: 1- Gerilme özellikleri (tensile), 2- Sertlik (Hardness), 3- elastikiyet modülü (modulus of elasticity), 4- Yırtılma direnci (tear resistance).(43)

Lontz ve arkadaşları 1974'de yüz protez materyallerinin biomekanik özelliklerini araştırmak için yaptıkları çalışmalarda köpek stardamarının biomekanik özelliklerinin yüz derisi ile aynı olduğunu farzetmişler ve köpek stardamarının elastik modülü (M), gerilmeye nihayi dayanıklılık (S) ve bu iki parametrenin birbirine oranı (S/M)'ni materyallerin değerlendirilmesinde kriter olarak kullanmışlardır. Bir yüz protezi yapımında kullanılacak elastomerin canlı dokunun biomekanik özellikleri ile uygunluk sağlayabilmesi için elastik modülünün (M) 8-12 psi, gerilmeye nihai dayanıklı-

lığın 140-160 psi ve S/M oranında 17,5 olması gerektiğini savunmuşlardır.(31)

A.Koran ve R.G. Craig 1975'de yaptıkları çalışmalarda "good-year" tarafından geliştirilmiş ve "forsed vibriasyon" esasına göre planlanmış "vibrotester" test aygıtını kullanmışlar ve bununla altı değişik materyalin -15,0,15,23,30,37 derecelerdeki dinamik modülünü araştırmışlardır.(24)

Juan B.Gonzalez ve arkadaşları 1978'de polyurethane elastomerlerinin fizik özelliklerini incelemek için yaptıkları çalışmada daha önce Cantor, Sweeney, Lontz gibi araştırmacıların kullandığı test yöntemlerini esas olarak polyüretan elastomerlerinin: 1- Esneklik modülü (M) (modulus of elasticity) 2- Gerilip uzama yüzdesi (percentage of elongation), 3- Nihai dayanıklılık miktarı (S) (ultimate strength), 4- S/M oranlarını değerlendirmişlerdir. Bu test ASTM 2240 test metoduna göre A Power-Driven MTS Test Machine (mod. no: 810-01) aygıtı ile yapılmıştır.(17)

Gene Juan B.Gonzalez 1978'de Mayo klinikte yaptığı bir başka çalışmada yüz protezi elastomerinde aranması gereken özellikleri şöyle sıralamıştır: 1- Destek dokularla uyuşabilmelidir, 2- Nontoksik ve Nonalerjik olmalıdır, 3- Çevre dokularla aynı yumuşaklığı verecek kadar esnek olmalıdır, 4- Kullanma süresince sertleşmemelidir, 5- Elli altmış derece arasında esnekliğini koruyabilmelidir, 6- Deri adhe-

sivleri ile uyuşabilmelidir. 7- Yırtılmaya karşı yüksek dirençli olmalıdır, 8- Kimyasal aktiviteleri olmamalı ve plastizer ilavesine ihtiyaç duyulmadan elastikliği ayarlanabilmelidir, 9- Termosed olmalıdır, 10- Görünüşü ile dereyi taklid edebilmelidir, 11- Ağırlığı hafif olmalıdır, 12- Kokusuz olmalı ve yanıcı olmamalıdır, 13- Isıyı iyi iletmemelidir, 14- İşlenmesi ve kalıplanması kolay olmalıdır, 15- Laboratuvarda işlenme safhasında ve klinik uygulama esnasında boyutsal kararlılığa sahip olmalıdır, 16- Kolay boyanabilmeli ve tamir edilebilmelidir, 17- İyi bir renk stabilitesine ve retansiyonuna sahip olmalıdır, 18- Kolay dublike edilebilmeli ve temizlenebilmelidir, 19- Abrazyona, hava şartlarına, vücut sıvılarına, yağlara boyalara dirençli olmalıdır, 20- Translucent (yarı şeffaf) olmalıdır, 21- Ağız ve yüz çevresinde bulunan mikro organizmalara dirençli olmalıdır, 22- Ucuz olmalı ve ticari olarak piyasadan yeteri kadar temin edilebilmelidir.(19)

Lewis ve arkadaşları (1977) ideal bir maxillo-facial protez materyalinin özelliklerini üç kategoride toplamıştır. 1- Materyalin düşük viskozitede yeterli çalışma süresine imkân vermesi, iç ve dış renklendirmeye uygun olması, düşük ısıda işlenebilmesi ve eriyici özelliğinin olmaması, 2- Mekanik özellikler: Tensil (gerilme) kuvveti, gerilme modülü, yırtılma direnci, yüzey sertliği, uzama yüzdesi özellikleri uygun olmalı, 3- Hastanın uyum sağlaması ile ilgili özellikleri: Nontoksik, nonsalerjik, nonkarsinogenik, hijyenik,

çevresel ve kimyasal stabilite, düşük özgül ağırlık, canlı dokuya kolay yapışabilme, düşük ısı iletme özelliği ve ucuz olması.(17)

Mugan'a göre ideal bir protez materyalin özellikleri şunlardır: 1- Materyal cilt karakterini yansıtacak kadar yumuşak olmalı, 2- Tabii cild renklerine uygun olmalı, 3- Tutuculuğa engel olmaması için özgül ağırlığı az olmalı, yani hafif olmalı, 4- İrritan olmamalı, 5- Isıyı iletmemeli, 6- Güneş ışınları, ısı değişimleri, atmosferdeki kimyasal maddeler ve rutubet gibi dış tesirlerden müteessir olmamalı veya uzun zaman özelliklerini muhafaza etmeli, 7- Materyal hijyenik olmalı, poröz olmamalı, kolayca dezenfekte edilebilmeli ve temizlenebilmelidir, 8- Cilt, ağız, burun, göz ifrazatından müteessir olmamalıdır, 9- Epitezin deri ile birleştiği geçiş bölgesinde belli olmaması için ince hazırlanabilmeli ve yine yanı amaçla deriye iyi intibak etmesi için elastik ve fleksibil olmalı, 10- Hazırlanması kolay olmalı ve ucuz olmalı, 11- Kozmetik maddeleri kabul edebilmelidir.(34)

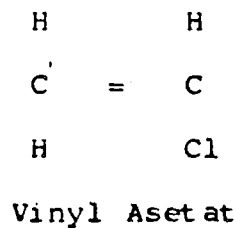
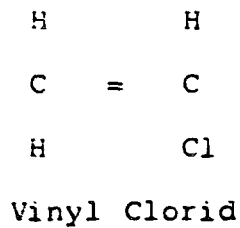
Lewis ve arkadaşları 1980'de yaptıkları bir başka çalışmada kullanılan bütün materyallerin imal metodlarını açıklamışlar ve aynı zamanda herbirinin ayrı ayrı avantaj ve dezavantajlarını gösteren bir liste sunmuşlardır. Fakat bu materyallerde nasıl bir klinik tercih yapılması gerektiği hakkında bir bilgi vermemişlerdir.(30)

Turner ve arkadaşları 1984'de piyasaya sunulan yüz protezi materyalleri ile ilgili klinik tercihleri belirlemek amacı ile değişik doksan iki diş merkezini içine alan bir anket yapmışlar ve "kullandığınız en son yüz protezi materyali veya materyalleri hangisidir?" sorusuna cevap aramışlardır. Soru yöneltilen 52 diş merkezinden facial protez yapımı ile uğraşan 30 klinik kullandıkları 45 materyal hakkında bilgi vermişlerdir. Alınan cevaplarda 45 değişik materyalden en çok silikon esaslı olanlarının tercih edildiği ve çok yeni materyal olan polyurethanın bile PVC ve polymethylmetakrilatlardan daha çok tercih edildiği bildirilmiştir.(48)

Günümüzde facial protez yapımında kullanılan materyaller üç ana başlıkta toplanabilir: 1- Plastizer ilaveli PVC'ler ve Metilmetakrilatlar, 2- Silikon esaslı elastomerler, 3- Poliürethan esaslı elastomerler.

I- PLASTİZER İLAVELİ PVC'ler ve METİLMETAKRİLAT'lar:

Polivinil klorür ile polivinil asetatın kopolimerlerinin uygun plastizerler içinde çözünmeleri ile elde edilirler. Vinil klorid ve vinil asetat etilen'in iki değişik türevidir.



Polyvinil clorid şeffaf, tatsız, kokusuz ve sert bir resindir. Ultraviyolete ışığında ve sıcakta kararır. Polyvinil asetat ise ışığa karşı stabildir.(5)

Yüz protezlerinin yapımında en çok kullanılan kopoli-merler "plastisol" ve "organosol"dür. Plastisol polivinil klorit'in uygun bir plastiser içindeki dispersiyonudur. Organosol ise plastisolün uçucu incelticiler ile olan bir kombinasyonudur. Uçucu (volatil) incelticiler genellikle aromatik ve alifatik hidro karbonlar ya da bunların karışımıdır.(19)

Çok sayıda plastizer plastisol ve organosol bileşiklerinin elde edilmesinde kullanılmıştır. Materyalin esnekliği ve yumuşaklığı büyük bir ölçüde kullanılan plastizerin cinsine ve miktarına bağlıdır. Plastizer ile resin arasında kimyasal bir birleşme yoktur.(9) Bu nedenle yapıdaki plastizer serbest haldedir ve zamanla yapıdan uzaklaşır. Bu olay yüzeyden buharlaşma şeklinde olduğu gibi, temasta olduğu vücut sıvılarına geçiş şeklinde de olabilir. Zaman içinde plastizerin kaybı protezin elastikiyetini kaybetmesine ve sertleşmesine neden olur. Maddenin yapısı içindeki plastizer migrasyonu maddenin fizik özelliklerinin değişmesine neden olduğu gibi canlı dokular içinde sürekli bir irritasyon nedenidir.(9) "Heptan extraction" testlerinde değişik PVC türevlerinin 10,49 ile 2.88 oranında, "carbon volatility" testlerinde ise 3,73- - 9,8x oranında ağırlık kaybına uğra-

dıkları tesbit edilmiştir. Yapılan dermatolojik testlerde 50 hastanın 11 tanesinde erythema ödem, vesikül gibi deri belirtileri bulunmuştur.(19)

PVC resinlerinin fizik özellikleri: a- Moleküllerin ağırlığına ve partikül büyüklüğüne, b- Karışımda kullanılan resin ve plastizerin cinsine ve miktarına, c- Fusion sıcaklığına bağlıdır.(51)

Elastomer ilk elde edildiğinde çevre dokulara nazaran 3-5 kere daha serttir. Yapılan çalışmalarda fizik özelliklerinin zamana bağlı olarak değiştiği anlaşılmıştır. 3-6 aylık süre içinde %5,01'lik dimansiyonel değişme gösterdiği tesbit edilmiş aynı zamanda yüzey sertliği 46,4'den 65,9'a yükselmiştir.(19) Yırtılma enerjileri yüksektir.(7) Pastizerlerin renk maddelerine olan yüksek afinitesinden dolayı kolay boyanırlar, ancak plastizer migrasyonundan dolayı renk stabiliteeleri yoktur.(6,46)

Kullanılma süreleri 3 ile 6 ay kadardır.(6,40)

Piyasada Cordabond (R) P-315-B2, Realastic (vinyl plastic) Prototype III (vinyl asetat) gibi isimler altında bulunurlar.

PALAMET

Batı Almanya'da "Kulzer" firması tarafından geliştirilmiş bir facial protez materyalidir. Yapımcı firma palamed'i metilmetakrilat ve plastizerden meydana gelmiş sıcak polimerizasyon yumuşak bir plastik olarak tarif etmiştir. (28) Ancak kimyasal yapısının içerdiği maddeler yapımcı firma tarafından gizli tutulmaktadır. Rahn ve Boucher palamedin akrilikler ile metakrilatların bir kopolimerleri olduğunu ve birbirlerinin arasında "cross-linked" bağlarının bulunduğunu söylemişlerdir. (40) Moleküller arasındaki bu özellik palamedin iç yapısının yumuşak olmasını sağlamaktadır. Amerikan Maxillo-Facial Akademisinin yaptığı bir araştırmada palamedin yapısındaki maddeler şu oranlarda bulunmuştur: Mum: 1/1, Plastizer: 1,56/1, Coe Flex Rubber Base: 2,7/1. (40)

Piyasaya 20,21,24,30,40 numaraları ile kodlanmış beş değişik renkte toz (polimer) ile bütün renkler için kullanılabilen likit (monomer) şeklinde sunulmuştur. Palamet'in esasını oluşturan bu temel maddelerin yanında renkleri belirtilen bir renk skalası, matlaştırıcı pudrası ve yüzeyel boyama için kullanılabilen boya da mevcuttur.

Palamet'in fizik özellikleri yapısındaki likit (monomer) oranına göre değişir. Monomerin oranı arttıkça yumuşaklık da artar. Monomere ilave edilen %40 oranında "palodon" likidi palamet'in yapısını sertleştirir. (40) Fizik özellikleri ortamın ısısına ve zamana bağlı olarak değişir. (7,40)

SİLİKON ESASLI ELASTOMERLER:

Silikonlar tamamen yapay maddelerden meydana gelmiştir ve doğada bulunmazlar. Kimyasal yapıları bakımından plastik özellik gösteren diğer polimerlerden farklıdır. Değişik sayıda "silisyum" ve "oksijen" atomlarının kovalent bağlarla meydana getirdikleri bileşiklerdir. Silikonlarda 4 kovalent bağın ikisi iki oksijen atomu ile diğer ikisi de fenil ya da metil gruplar ile tutulmuştur. Silisyumun oksijenle bu şekilde bağlantısı silikon elastomerlerinin en küçük birimini teşkil eder ve "siloksan" şeklinde isimlendirilir. Değişik sayıdaki siloksanlar kendi aralarında polimer zincirleri teşkil ederek silikonları meydana getirirler. Pratik hayatta genellikle 3000-10000 arasında siloksan ihtiva eden zincirler kullanılır. Polimer zincirlerinin kısalığı ve uzunluğu silikonun fiziksel özelliklerini belirler. Zincir büyüdükçe Viskozite artar.(32) Çok düşük viskoziteli sıvılar vücut dokuları tarafından tolere edilemezler. Yüksek viskoziteli sıvıların daha çok doku dostu oldukları rapor edilmiştir.(6)

Genel olarak bir silikon kauçuğu şu komponentlerden oluşur: 1- Silikon polimerleri, 2- Kuvvetlendiriciler, 3- Proses yardımcıları ve yumuşatıcılar, 4- yaşlanma geciktiricileri, 5- Özel katkı pigmentleri, 6- Renk pigmentleri, 7- peroksitli cure ajanları.(33)

Silikonların polimerizasyonu polimer zincirlerinin aralarında çapraz bağların oluşması ile (cross-linking) mümkün olmaktadır. Bu ısı, basınç, kimyasal ajanlar gibi katalizörlerin yardımı ile sağlanır. Bazı silikonlarda çapraz bağlar o kadar çoktur ki sonuçta sert bir silikon elastomeri elde edilir.(2)

Silikonlar kimyasal yapıları gereği organik materyallerin dayanıklılık ve doku dostu özellikleriyle beraber organik plastiklerin kullanışlılık özelliklerine de sahiptir. (29)

Silikonlar polimerizasyonlarının tamamlanmaları (cure olmaları) açısından iki farklı grupta değerlendirilirler.

1- RTV (Room Temperature Vulcanition) SİLİKON ELASTOMERLERİ: İşlenebilmeleri kolay ve daha basittir. Genellikle bal kıvamındadırlar ve kalıp kavitesine fırça ile sürülmeye veya akıtmaya elverişlidirler. Polimerizasyonu oda sıcaklığında katalizör ilavesi ile gerçekleşir. Katalizör olarak toksik özelliğinden dolayı kurşun bileşikleri yerine "stanoz oktate" türünden inorganik bileşikler kullanılır.(6)

RTV silikon elastomerleri opakt, yağsı ve mat görünüşlüdürler.(19) Yırtılma dirençleri çok düşüktür. Bünyelerinde meydana gelen küçük bir delik bile germe kuvvetlerine karşı olan direnci ortadan kaldırır. (Zipper-Effect).(9) Fi-

zik özellikleri ısı değişmelerinden etkilenmez.(47) HTV silikon elastomerlerine göre daha rezilanttirler. Renklendirme iç boyama şeklinde polimerizasyon öncesi inorganik toprak pigmentlerin karıştırılması ile yapılır. Yüzey boyamasına elverişli değildirler.(3,45)

Piyasada "Dow Corning Corp. Mitland, Michigan" firması tarafından sunulan Silastik 399, Silastik 382, Silastik 360 gibi isimler altında bulunmaktadır.

2- HTV (Heat Temperature Vulcanition)

Polimerizasyonları için ısı ve basınç gereklidir. Gereklili ısı ve basınç miktarları ve polimerizasyon süresi değişik HTV silikon elastomerleri için farklıdır.

Piyasada : Silastik MDX 4-4514 (Yumuşak), MDX 4-4515 (Orta), MDX 4-4516 (Sert), MDX 4-4210 ve Mollomed gibi isimler altında bulunur.

MDX 4-4210:

Silikon elastomerlerinin üretimi ile ilgili bir kuruluş olan "Dow Corning" firmasının bünyesinde 1963'ten beri medical silikonlar konusunda çalışan araştırma merkezinin facial protez yapımı için sunduğu en son silikon elastomerlerinden birisidir.(29) MDX 4-4210 piyasaya bal kıvamında renksiz, kokusuz, şeffaf bir şekilde sunulmuştur. 85 C'de kuru hava ortamında bir saatlik süre içinde polimerize olan bir HTV silikonudur.(29,32)

PDM (Polydimethyl Siloxane):

"Veterans Administration Medical Center-Washington" tarafından geliştirilmiş ve klinik uygulamalara uygun hale getirilebilmesi için üzerinde çalışmalar süren bir materyaldir.(29) PDM 100 C'de kuru havada iki saatte polimerize olabilen renksiz, kokusuz bir silikondur.(1,29)

MOLLOMED:

1977'de Molloplast KG Köstner CO (B.Almanya) tarafından geliştirilmiştir. Mollomed 100°C kaynak suda 3-4 saatte polimerize olabilen bir HTV silikon elastomeridir. 11 değişik deri rengi tonunda, 20-30 shore A ile 40-50 shore A olmak üzere iki sertlik derecesinde sunulmuştur. FDA (Food and Drug Administration) tarafından doku hassasiyeti oluşturmayan ve tahriş etmeyen bir materyal olarak tavsiye edilmiştir.(42)

POLYURETHAN ESASLI ELASYONERLER:

"Ürethan", "isosiyonat" ile "alkolün" birleşmesinden meydana gelen bir polimerdir. Golberg 1976'da ilk defa bazı polyurethan elastomerlerinin çene-yüz protezleri materyali olarak büyük bir potansiyele sahip olduğunu öne sürdü.(16) 1978'de J.B. Gonzalez yüz protezi uygulamaları için geliştirilmiş bir polyurethan olan "Epithane-III" (Daro Products Inc) i kullandı. Bu materyal bir poliöl (part A), bir izosiyonat (part B), bir katalizör (part C) ve termoset polyurethan (Part D) olmak üzere 4 kısımdan oluşur. Renkler inorga-

nik renklendiricilerdir ve bu sistem için dizayn edilmişlerdir. Materyalin polimerizasyonu için çok özel laboratuvar şartları gerekir. Normal bir protez laboratuvarlarında işlenebilmeleri mümkün değildir. Katalizör miktarındaki ufak bir değişiklik çok farklı fizik özelliklere sahip elastomerler meydana getirebilir. Ayrıca aynı hamurdan yapılmış iki protezin ile farklı özellikler ve farklı kullanım süreleri gösterdiği gözlenmiştir.(18)

1978'de Southern Research Institute ile Alabama Üniversitesi Diş Hekimliği Okulu Biomateryal Departmanı bir başka polyurethan türevi olan "İsophorone Polyurethan" üzerinde çalışmışlardır. Bu maddenin değişik katalistlere, zincir uzatıcılara, plastizerlere, Ultraviyole stabilizörlerine, renklendirici ajanlara karşı tepkileri ölçülmüştür ve bir izophrone polyurethan formülü geliştirilmiştir. Geliştirilen maddenin fizik-mekanik, renk ve uygulama özelliklerine ait çalışmalar hala sürmektedir.(48)

YÜZ PROTEZLERİNDE RENK:

Yüz protezlerinin başarısında materyalin fizik-mekanik özelliklerinin uygunluğu kadar renk ve renklendirme özelliklerinin de rolü büyüktür. Aştırmacılar genellikle renklendirme konusunu iki ayrı safhada ele almışlardır. 1- Materyalin değişik deri tonlarına ve karakterlerine uygun bir şekilde renklendirilmesini sağlayacak metodları ve renk ajanlarını geliştirmek, 2- Proteze kazandırılan renk özel-

liklerinin bozulmasını önlemek ve kalıcılığını sağlamak.(13)

Yüz protezlerinin boyanması konusunda yapılan ilk çalışmalarında Kazanjiyan ve Clarke gibi araştırmacılar yağda eriyen seluloit boya kullanmışlar ve bunları yüzeyel boyama şeklinde kullanmışlardır.(22)

Bulbulian, Fonder, Ackerman gibi araştırmacılar kuru toprak pigmentleri kullanmışlar ve yüzeyel boyama metodlarını tercih etmişlerdir.(6)

Barnhard ilk defa boyanmış akrilik tozlarını silikon materyalin bünyesine karıştırarak iç boyamayı gerçekleştirmiş ve böylece kalıcı, derin ve daha tabii bir deri tonu elde etmeyi başarmıştır.(3)

Tashma inorganik pigmentleri şeffaf akrilik tozları ile karıştırılarak, Barnhard'ın metodunu modifiye etmiştir. (45)

Firtel ve Bartlett ilk defa yüz protezlerinde iç boyama ve yüzeysel boyamayı beraber uygulamışlardır. İç boyamada belirli oranlarda inorganik pigmentleri direkt olarak silikonlara karıştırma şeklinde, yüzeyel boyamada dövme metodunu kullanmışlardır.(14)

Quelette ressamların kullandığı boyaları silikon li-

kidi ile karıştırmış ve bunu spreyci olarak proteze püskürtmekle uygulanan bir yüzeyel boyama metodu geliştirmiştir.
(39)

Fine yaptığı çalışmalarda insan derisinin ve inorganik pigmentlerin spektral özelliklerini belirtmeye çalıştı. İkinci bir çalışmada protezlerin boyamasında ilk defa rayon-flock sentetik boyalarından yararlanmayı teklif etti ve bu pigmentlerin spektral özelliklerinin inorganik toprak pigmentlerinden daha uygun olduğunu belirtti.(12,13)

Koran yaptığı üç ayrı çalışmada yüz protez materyallerinin renk kararlılığını; kir direncini ve kirlenmenin giderilmesi konularını araştırdı.(24,25,26)

Michael D.Hanson ve arkadaşları silikon elastomerlerinin boyanmasında kozmetik sanayiinde kullanılan pigmentlerin sıvı konsantrelerini kullanmayı teklif etmişlerdir.(21)

G.S.Turner ve arkadaşları kuru toprak pigmentleri belirli oranlarda saf kaolenle karıştırmışlar ve bu karışımı renklendirilmemiş silikonların boyanmasında kullanmışlardır.
(48)

YÜZ PROTEZLERİNDE BOZULMA:

Yüz protezlerinin uygulamasında karşılaşılan en büyük problemlerden birisi de kullanım sürelerinin kısalığı ve bozulmasıdır.

Bir maddenin bozulması onun fiziksel özelliklerinin değişmesi veya kompleksliğinin azalmasıdır.(25) Polimerlerin bozulması primer balana bağlarının kırılarak polimer zincirinin molifiye olması sonucu oluşur. bozulmaya başlayan bir polimerde şu değişiklikler gözlenir: 1- Kırılgan bir sertlik, 2- Yumuşama, 3- Çatlama, 4- Kırılma, 5- Renk kaybetme. Bir polimerin fiziksel özellikleri (mekanik mukavemet, elastikiyet, sertlik, viskozite, yumuşama noktası... vs.) yalnız kimyasal bileşimi ile ilgili değildir. Molekül ağırlığı, dağılımı, dallanması, kristalleşme özellikleri, crosslinking özellikleri de fizik özelliklerin şekillenmesinde rol oynarlar. Polimerin zincir yapısının parçalanması ile molekül ağırlığı azalır. Parçalanmış zincirlerin yeni bağlar meydana getirmesi sonucu daha uzun veya sıklik molekül yapılarının oluşmasına neden olur. Moleküler ağırlığın azalması ile polimerlerin yumuşaklıkları artar ve fiziksel mukavemetleri düşer.(33)

Bozulma reaksiyonlarına etkili ajanlar ısı, ışık, oksijen, ozon, yüksek enerjili radyasyon, mekanik stresler, nem, endüstriyel merkezli kirleticilerdir. Yüz protez mater-

yalleri bu ajanlardan en çok ısı, ultraviyole, ozon, nem ve endüstriyel kirleticilerin etkisi altındadır. Bozulmanın derecesi ajanların etki miktarına ve polimerlerin yapısal özelliklerine göre değişir.(25)



MATERYAL - METOD :

Çalışmalarımızda plastizer ilâveli methy^Lmetakrilat resinler grubunun PALAMET ile, silikon elastomerleri grubundan MOLLOMED kullanılarak iki ana grubun fiziksel özellikleri yüz protezi uygulamaları açısından değerlendirilmiştir. (Resim 1,2)

Kullanılan materyallerin fizik özelliklerinin belirlenmesi ve bu özellikleriyle başarılı bir yüz protezi uygulamasına ne derecede elverişli olduklarının ortaya konulabilmesi için araştırmalar ; A- Deneysel çalışmalar B- Laboratuvar uygulamalar C- Klinik uygulamalar olmak üzere üç farklı bölümde yapılmıştır.

A. DENEYSEL ÇALIŞMALAR :

Deneysel çalışmalar iki aşamada yapılmıştır:

a) Her iki materyalin fiziksel özelliklerini; çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve yüzey sertliği değerleri açısından belirleyebilmek için:

1. Çekme-uzama deneyleri
2. Yüzey sertliği tespiti deneyleri yapılmıştır.

b) Her iki materyalin fiziksel özellikleri üzerinde ısı, ultraviyole ve ozon gazının etkilerini belirleyebilmek için:

3. Isı yaşlandırma deneyleri
4. Ultraviyole yaşlandırma deneyleri
5. Ozon yaşlandırma deneyleri yapılmıştır.

1. ÇEKME-UZAMA DENEYLERİ :

Örneklerin Hazırlanması :

Deneysel çalışmalarda kullanılacak örneklerin düzgün yüzeyli, aynı kalınlıkta ve eşit boyutlarda hazırlanabilmesi için tarafımızdan planlanan ve sanayide yaptırılan çelik bir kalıp kullanılmıştır. Materyaller çelik kalıpta yapımçı firmaların direktifleri doğrultusunda aşağıdaki şekilde polimerize edilmişlerdir.

Palamet: 9 gr. polimer (toz) ile 6 ml. monomer (likit) bir cam bardakta seri ve kuvvetli bir şekilde karıştırıldı. Karıştırma işleminden bir dakika sonra hamur kuru bir görünüm aldı. Kalıp olarak deneysel çalışmalarda çelik kalıp, kliniğe yönelik uygulamalarda ise sert alçıdan elde edilen kalıplar kullanıldı. Hazırlanan hamur on dakika içinde kalıplara kondu ve provası yapıldı. Prova sonrası kalıplar preslenerek kaynar suya konuldu ve 3,5 saat süre ile polimerize edildi. Süre tamamlandıktan sonra kalıplar soğutuldu ve açılarak polimerize edilmiş palamet dikkatli bir şekilde çıkarıldı.

Mollemed: Kalıp olarak deneysel çalışmalarda çelik kalıp, klinik uygulamalarda ise sert alçı kalıplar kullanıldı. Prova yapıldı, preslendi ve kaynar suya atılarak 3,5 saat boyunca kaynatılarak polimerize edildi. Süre tamamlandıktan sonra kalıplar kendi halinde soğumaya terkedildi ve dikkatli bir şekilde polimerize olmuş Mollomed kalıplar açılarak çıkarıldı. Deneylerde kullanılacak örnekler çelik

kalıpta polimerize edilmiş Palamet ve Mollemed plakalarından TSE 547 ölçülerine uygun olarak örnek kesme zımbası ile tek vuruşla kesilerek elde edilmiştir. (Resim 3, Şekil 1) Çekme ve uzama deneyleri için her maddeden on tane olmak üzere toplam yirmi tane örnek hazırlanmıştır. Bu örneklerde beşer tanesi 72 saat süre ile oda sıcaklığında bekletildikten sonra, diğer beş örnek ise ısı yaşlanmasına uğratıldıktan sonra çekme uzama deneylerinde kullanılmıştır.

Çekme deneyleri Ankara'da TSE (Türk Standartları Enstitüsü)nin ambalaj laboratuvarında, TS 547-2.2.2.1 test yöntemine uygun olarak yapılmıştır. Test aygıtı olarak JJ.Lloyd Instrumends Ltd'nin T 30 K modeli Instron kullanılmıştır. (Resim 4) Kullanılan instron kesiksiz ve düzgün olarak bir çekme yükü uygulayabilen ve bu yükü % 2 duyarlıkta ölçebilen bir aygıttır. Deneyde instronun mengenerinin arasındaki açılma hızı 10 mm/dk olarak ayarlanmış, örnekler bu hızla gerdirilmiştir. Gerdirilen örneklerin kopma noktasındaki çekme yükü - uzama yüzdesi grafiği şeklinde otomatik olarak kaydedilmiştir.

Çekme-uzama deneylerinde aşağıdaki parametreler tesbit edilmiştir:

- a- Çekme dayanımı (tensile strenght)
- b- Uzama yüzdesi (Elongation percent)

Çekme dayanımı örneklere instron tarafından uygulanan yükün kopma noktasındaki kesit alanına bölünmesi ile elde

edilmiştir. Uzama yüzdesi ise kopma noktasına kadar gösterdiği uzanmanın kendi boyuna yüzdesi olarak hesaplanmıştır.

II. SERTLİK TESBİTİ DENEYLERİ :

Sertlik tesbiti deneyleri Ankara'da TSE genel laboratuvarlarında yapılmıştır. Test yöntemi olarak ASTM D.676-49 T testi, test aygıtı olarakta Rubber Hardness No: 108 AR (Shore A) kullanılmıştır. (Resim 5) Örnekler deney öncesi 72 saat oda sıcaklığında bekletilmiştir ve deney bu sıcaklıkta yapılmıştır. Her iki materyalden beşer örnek üzerinde çalışılmış ve her örneğin değişik sahalarından altışar kere sertlik ölçümü yapılmıştır.

III. ISI YAŞLANDIRMA DENEYLERİ :

Deneylerin ısı yaşlandırma safhası İ.Ü. Mühendislik Fakültesi, Kimya Mühendisliği Bölümü Laboratuvarlarında, çekme - uzama ve sertlik tayini deneyleri ise TSE (Ankara) laboratuvarlarında yapılmıştır. Test yöntemi olarak ısının elastomerler üzerindeki etkisini değerlendirmek için geliştirilmiş TS 547-1.2.2.6 testi uygulanmıştır. TSE ölçülerine göre hazırlanmış beş örneğin ısı yaşlandırılması öncesi kendilerinden elde edilen eşleri renk mukayesesi için kodlanmıştır. Sonra beş örnek 168 saat süre 70° C ısıda etüvde bekletilerek yaşlandırılmışlardır. Yaşlandırılmış örnekler daha sonra aynı şartlar altında ve aynı yöntemlerde çekme - uzama ve sertlik tesbiti deneyleri tekrar uygulanmıştır. Ayrıca yaşlandırılmış örnekler, yaşlandırılmamış eşleriyle renk değişimi açısından makroskopik olarak

kıyaslanmışlardır.

IV. OZON YAŞLANDIRMA DENEYLERİ :

DeneYlerin ozon yaşlandırılması ile ilgili safhası İ.Ü. Mühendislik Fakültesi Kimya Mühendisliği bölümü laboratuvarlarında yapılmıştır. Test yöntemi olarak TSE tarafından özel amaçlı polimerler için geliştirilen TS-2680 nolu test kullanılmıştır. Test aygıtı olarak 0.5 ppm ozon gazı ihtiva eden etüv kullanılmıştır. Ozon gazı yüksek gerilimli ozon tüpünden elde edilerek etüv atmosferine aktarılmıştır (Resim 6). Her materyale eait dörder örnek kendilerine ait eşleri ile kodlandıktan sonra daha önceki metoda uygun olarak sertlikleri tesbit edilmiştir. Daha sonra bu örnekler tahtadan yapılmış deney tahtasına 1/1, 2/1, 3/1 ve 4/1 oranlarında gerilerek tesbit edilmiştir. Ayrıca ozonun kauçuklar üzerindeki etkisini gözlemlemek için aynı boyutlarda iki adet otomobil lastiği örnekleride tabloya tesbit edilmiştir. Bu tablo 0,5 ppm lik ozon içeren etüve konmuş ve 30°C da 96 saat yaşlanmaya terk edilmiştir. Deney örnekleri 2,4,8,16,24,48,72,96 saat aralıklarında çıkarılarak makroskopik olarak yüzeylerinde bir çatlak ve bozulmaya ait diğer belirtileri oluşup oluşmadığı kontrol edilmiştir.

Yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra yaşlı örnekler yaşlandırılmamış eşleri ile makroskopik olarak renk değişimi açısından karşılaştırılmışlardır. Yaşlanmış örneklerin sertlikleri TSE de aynı şartlar altında ve aynı metodlarda tekrar ölçülmüştür.

V. ULTRAVİYOLE YAŞLANDIRMA DENEYLERİ (Renk Haslığı Deneyleri) :

Deneyler DDY (Devlet Demir Yolları-İstanbul) laboratuvarlarında yapılmıştır. Deney yöntemi olarak özel amaçlı polimerlerin ve tekstil ürünlerinin ultraviyole tarafından etkilenmelerini araştırmak için geliştirilen ultraviyole-renk haslığı testi kullanılmıştır. Deney Aygıtı olarak karbon arkla çalışan ve 2500 Wattlık Ksenon ışık kaynağından yoğunlaştırılmış ultraviyole ışığı veren fede metre kullanılmıştır. (Resim 7) Deneylerden önce kullanılacak örneklerden elde edilen eşler kodlanarak renk karşılaştırması için saklanmıştır. Ayrıca deney öncesi aynı şartlar altında ve aynı test yöntemiyle TSE Laboratuvarında örneklerin sertlik tesbiti yapılmıştır. Sonra her materyale ait beşer örnek ultraviyole yaşlanması için fedometre aygıtına konmuş ve aygıt çalışır vaziyetteyken 120 saat bekletilmiştir. Yaşlandırılan örnekler 30, 60, 90, 120 saat aralıklarında çıkarılarak makroskopik olarak bozulma belirtilerinin oluşup oluşmadığı kontrol edilmiştir. Deney sonucunda yaşlandırılan örnekler eşleriyle renk açısından makroskopik olarak kıyaslandırılmışlardır. Ayrıca yaşlı örneklerin sertlikleri tekrar aynı şartlar altında ve aynı test yöntemiyle TSE de ölçülmüştür.

LABORATUVAR VE KLİNİK UYGULAMA ÇALIŞMALARI:

Yapılan çalışmaların bu aşamasında incelenen materyallerin fizik özellikleri hastaları protetik rehabilitasyonlarına yönelik uygulamalar içinde değerlendirilmiştir.

Çalışmalarda kliniğimize başvuran ve yüz bölgesi doku ve organ kayıpları olan hastalardan yararlanıldı. Bu hastalardan uzun süreli gözlemlerin yapılabilmesine elverişli ve İstanbul'da oturan 12 tanesi çalışmamızın kapsamı içine alındı. Değerlendirilen 12 hastanın 2 tanesi kulak, 4 tanesi burun, 1 tanesi burun-yanak, 5 tanesi total göz ve çevresi defektine sahipti. Bu defektlerin 6 tanesi (1 kulak, 3 burun, 2 göz) molemed, diğerleride palemet kullanılarak rehabilite edilmişlerdir. (talo 1) Protetik çalışmalarda her iki materyalin benzer işlenme özelliklerinden dolayı aynı yapım yöntemleri uygulanmıştır.

I- LABORATUVAR ÇALIŞMALARI :

Materyallerin işlenme özelliklerinin değerlendirilebilmesi amacıyla protetik uygulamaların laboratuvar safhasında şu kriterler değerlendirilmiştir: 1- İç boyama 2- Kalıplama 3- Polimerizasyon 4- Kalıptan çıkarma 5- Tesfiye 6- Tamir edilebilme 7- Dublike edilebilme 8- Katkı maddelerle işlenebilme 9- Yeterli incelikte işlenebilme.

II- KLİNİK ÇALIŞMALARI :

Laboratuvar işlemleri tamamlanmış protezlerin klinik uygulamaları ile ilgili gözlemler iki aşamalı olarak yapılmıştır.

A- İlk Klinik Uygulama Çalışmaları :

İki farklı materyal kullanılarak yapılan protezlerin hasta üzerindeki ilk uygulamaya ilişkin gözlemleri şu kriterlere göre yapılmıştır : 1- Çevre dokulara uyum gösterebilme yeteneği 2- Doğal görünümüne sahip olma 3- Tutuculuk ve stabilite kolaylığı 4- Hasta tarafından kabul edebilme 5- Yüzeysel boyama uygunluğu.

B- İlk Klinik Uygulama Sonrası 3,6,12,16 aylık Zaman Aralıklarına İlişkin Gözlem Çalışmaları:

Zaman faktörünün kullanılan materyallerinin fizik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmak için yapılan bu gözlemlerde aşağıdaki kriterler değerlendirilmiştir. 1- Yumuşaklık ve elastikiyetlerindeki devamlılık 2- Renk stabilitesi 3 Boyutsal stabilite 4- Kirlenme eğilimi 5- Çevre dokular üzerindeki etkileri.

BULGULAR:

I. DENEYSEL ÇALIŞMALAR :

I. Çekme-uzama deneyleri:

Yapılan çekme-uzama deneylerinde her iki materyalin

beşer örneğine ait çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerleri ve bu değerlerin aritmetik ortalamaları (Tablo 2-3)de sunulmuştur. Palamette ortalama çekme dayanımı 3,8 kg/sm² (54 psi) uzama yüzdesi % 400, mollomedde ise ortalama çekme dayanımı 29,1 kg/sm² (414 psi) uzama yüzdesi 1030 olarak bulunmuştur.

Her iki materyale ait karşılaştırmalı çekme-uzama grafikleri (Şekil2,3)de sunulmuştur.

II. Sertlik Tesbit Deneyleri:

Her iki materyalin beşer örneğine ait elde edilen sertlik değerleri ve bu değerlerin aritmetik ortalamaları (Tablo 4)de sunulmuştur. Palametin ortalama sertlik değeri 44,25 ShoreA mollomed ise 42 ShoreA olarak bulunmuştur.

III. Isı Yaşlandırma Deneyleri:

Her iki materyalin ısı yaşlandırılması uygulanmış beşer örneğine ait kopma dayanımı ve uzama yüzdesi değerleri ile bunlara ait ortalama değerler (Tablo 2,3) ve bu değerlere göre elde edilen çekme-uzama grafikleri (Şekil2,3) de sunulmuştur. Yaşlandırılmış palamet örnekleri için ortalama kopma dayanımı: 3,0 kg/sm² (42 psi), uzama yüzdesi: % 320, mollomed içerisi ortalama kopma dayanımı 30,6 kg/cm² (435,2 psi) uzama yüzdesi % 1056 olarak bulunmuştur.

Yaşlandırılmış örneklerden elde edilen sertlik değerleri Tablo 4'de sunulmuştur. Her materyalin normalde

ısı yaşlandırması uygulanmış örneklerinin sertlik değerleri "eşlendirilmiş dizide testine göre kıyaslanmıştır. (Tablo 5) Uygulanan test sonucuna göre palametın yaşlandırılmış örnekleri ile normal örneklerinin sertlikleri arasında (P 0,001) oranında anlamlı bir fark olmuştur. Moolmed için uygulanan testte ise yaşlandırılmış ve normal örneklerin sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. (Tablo 5)

Isı yaşlandırılması uygulanmış her örneğın yaşlandırılmamış eşleriyle yapılan makroskopik karşılaştırmalarda her iki materyale ait örneklerde bozulmaya ait herhangi bir belirtiyeye rastlanmamıştır. Ancak yapılan kontroller sonucunda etüvden yeni çıkarılmış palamet örneklerinin deforme bir yumuşaklık içinde oldukları gözlenmiştir. Renk mukayeseleğinde ise herhangi bir renk değişimine rastlanmamıştır.

IV. Ozon Yaşlandırma Deneyi :

Makroskopik olarak yapılan gözlemlerde her iki materyalin yaşlandırılan örneklerinde 2,4,8,16,24,48,72,96 saat aralıklarında çatılama, kırılma gibi bozulma belirtilerine rastlanmamıştır. Ancak Palametın 2/1, 3/1, 4/1 oranında gerilen örneklerinin 24 saatten sonra gerginliklerini kaybettikleri ve gevşedikleri gözlenmiştir. Her iki materyalin yaşlandırılmış örneklerinin yaşlandırılmamış eşleriyle yapılan renk karşılaştırmalarında renk değişimi gözlenmemiştir. Kontrol için konulan lastik örneklerinin 16 saatlik

süreden sonra çatlaklar oluşturmaya başladığı ve 96 saatin sonunda tamamen parçalandığı gözlenmiştir.

Ozon yaşlandırması uygulanmış palamet ve mollomed örneklerinin sertlik değerleri (Tablo 6-7)'da sunulmuştur. Palamet'in yaşlı örneklerine ait ortalama sertlik değeri 1/1 gerilme için 48, 2/1 gerilme için 51, 4/1 gerilme için 62 olarak bulunmuştur. Yaşlı mollomed örneklerinin ortalama sertlik değerleri ise 1/1 gerilme için 45, 2/1 için 46, 4/1 gerilme için 47 olarak bulunmuştur. Bu değerler "eşlendirilmiş dizide (t) testine göre karşılaştırılmıştır. (Tablo 6-7) Palamet'in bütün gerilme oranlarına ait sertlik değerleri arasındaki fark (P 0,001) oranında anlamlı bulunmuştur. Mollomedde yaşlanmamış ve 1/1 gerilme ile yaşlandırılmış örneklerin ve 2/1 ile 4/1 gerilme oranında yaşlandırılmış örneklerin sertlik değerleri arasındaki farklar (p 0,001) oranında anlamlı bulunmuş buna karşılık 1/1 ve 2/1 gerilme oranında yaşlandırılmış örneklerin sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

V. Ultraviyole Yaşlandırma Deneyi:

Her iki materyale ait yaşlandırılmış örneklerin yaşlandırılmamış eşleriyle makroskopik olarak yapılan karşılaştırmalarında herhangi bir renk değişimine, kırılma ve çatlama rastlanmamıştır. Deney esnasında fedometrenin örnek hücreside meydana gelen yüksek ısı ile palamet örneklerinin yumuşadıkları ve defore oldukları gözlenmiştir.

Yaşlandırılmış örneklerin sertlik değerleri (Tablo 8)de sunulmuştur. Ultraviyole yaşlanması uygulanmış palamet örneklerinde ortalama sertlik değerleri 48 ShoreA, mollomed örneklerinde ise 43 olarak bulunmuştur. Her iki materyalin normal sertlik değerleri ile yaşlandırılmış örneklerin sertlik değerleri eşlendirilmiş dizide (t) testine göre karşılaştırılmıştır. Test sonucu palamet'in yaşlanmamış örnekleri ile yaşlanmış örneklerinin sertlik değerleri arasında (p 0,001) oranında anlamlı fark bulunmuştur. Mollomete ise normal değerler ile yaşlandırılmış örnek değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

II- LABORATUVAR ÇALIŞMALARI :

1. İç Boyama :

Palamet çalışmalarında hastanın seçilen renk tonuna uygun bir iç renklendirme piyasaya toz halinde sunulmuş değişik renk tonları karıştırılarak kolaylıkla sağlanabilmektedir. Ayrıca firma tarafından iç boyamada kullanılabilecek şekilde üretilmiş konsantre boyaların yanısıra polimerin yapısı içinde bulunan ince kılcal yapıların da renk karakterizasyonunda tabii bir görünüm elde etmek açısından faydalı oldukları gözlenmiştir.

Mollomedin çok kıvamlı bir resin olarak sunulması renk skalası dışındaki değişik tonların elde edilmesinde büyük bir zorluk olarak karşımıza çıktı. Çünkü her iki değişik rengin spatülle veya parmakla homogen bir şekilde arıştırılabilmesi mümkün değildi.

2. Kalıplama :

Her iki materyalde alçı kalıp tekniği ile kalıplanmıştır. Kalıplama safhasında herhangi bir problemle karşılaşılmamıştır.

3. Polimerizasyon :

Yapılan palamet uygulamalarında bir kulak protezi bir burun protezi çalışmasında hamur hazırlanmadan önce palamet tozuna 1/4 oranında paladon tozu karıştırılmıştır. Polimerizasyon sonucunda daha sert ve renk açısından daha koyu görümlü bir protez elde edildi. Bir göz protezi uygulamasında polimerizasyon işlemi sonucu aşırı porozitesi olan deforme bir protez ortaya çıktı ve yenilendi. İki burun protezi uygulamasında polimerizasyon sonucu elde edilen protezlerde monomer kokusu vardı. Prova yapmadan polimerize edilen bir burun protezi uygulamasında protezin normal boyutlarından daha büyük elde edildiği görüldü.

Mollomed uygulamalarında kıvamlı ve elastik yapısından dolayı preslemede daha fazla bir kuvvet uygulandı. Protez uygulamalarında polimerizasyonla ilgili herhangi bir probleme rastlanmadı.

4. Tesviye :

Palamed uygulamalarında kenar fazlalıklarının alınmasında makas ve bistürü'den yararlanıldı. İstenmeyen hatların ve yüzeylerin ortadan kaldırılmasında düşük turda iri grenli taş frezler kullanıldı. Buzlu suda soğutulularak

yapılan tesviye işlemlerinde daha çok başarı sağlandı. Bir kulak protezi üzerinde yüksek turla çalışırken meydana gelen ısıdan tema eden yüzeyin eridiği ve deforme olduğu görüldü. Bir burun protezi ince kısmının tesviyesi yapılırken yırtıldı. Tesviye edilen yüzeylerin düzgünlüğünü kaybettiği ve pürtütlü bir şekil aldığı görüldü.

Mollomed uygulamalarında kenar fazlalıkları makasla ve bistürü ile alındı. İstenmeyen hatların ve yüzeylerin normal protez frezleri ile ve mollomed setinde bulunan iri grenli frezlerle düzeltilmesi mümkün olmadı. (Resim 8) Bu yüzden yapılan ilk protezlerde mölleme yapılarak düzeltilmesi hesaplanan modelaj eksiklikleri giderilemedi. Keza muflaya kenar hatları gömülecek şekilde kapılpanan protezlerin görünen yüzeylerinde meydana gelen birleşme hatalı da giderilemedi (Resim 30). Son protez uygulamalarında yapımcı firmadan teminedilen ince dişli çelik frezlerle tesviye işleminde nisbeten başarı sağlandı.(Resim 9) Tevsiye sırasında hiçbir mollomed uygulamasında yırtılma ve delinme meydana gelmedi.

5. Tamir Edilebebilme :

Bir palamed uygulamasında kalıplar açılırken meydana gelen yırtılma, kalıpların tekrar kapatılarak yeniden 3 saat süre ile polimerize edilmesi ile giderildi.

Mollomed uygulamalarında tamiri gerektirecek bir problem ile karşılaşılmadı.

6. Dublike Edilebilme:

Her iki materyal uygulamalarında protezler sert, akrilik kaideli olarak hazırlandıkları ve alçı kalıplar ile işlendikleri için dublikasyonları yapılamadı.

7. Farklı Maddelerle Beraber Uygulanabilme:

Her iki Materyal uygulamasında da protezin defektle temasta olan kısımları, sıcak polimerizasyonlu sert akrilik kaidelerden yapıldı. Bu uygulamalar esnasında palamedin hiçbir bağlayıcı ajana gerek duyulmadan akrilik kaide ile çok iyi bir bağlantı yaptığı görüldü. (Resim 18) Ayrıca polimerizasyon esnasında oluşan bağlantının soğuk akrilikle sonradan elde edilen bağlantıya göre daha sağlam olduğu gözlemlendi. Mollomed uygulamalarında akrilik kaide ile olan bağlantı mollomed setinde sunulan "primo" bağlayıcı ajanla sağlandı. Anacak bir kulak protezi uygulamasında primonun kullanılmasına rağmen kaide ile mollomed arasında istenilen düzeyde bağlantının kurulamadığı gözlemlendi. (Resim 22)

8. Yeterli İncelikte İşlenebilme:

Palamed uygulamalarında polimerizasyon sonucu ince kenar yapıları ile masif kısımların yapısının farklı fiziksel özelliklere sahip olduğu görüldü. İnce kısımlar kalın kısımlara göre daha az spongiöz yapıda ve daha rigitti. Mollomed uygulamalarında çok ince olarak hazırlanan kenarlarda bile mükemmel denilebilecek bir esneklik ve sağlamlık görüldü. (Resim, 38,46)

III- KLİNİK ÇALIŞMALAR :

A- İLK KLİNİK UYGULAMALARLA İLGİLİ ÇALIŞMALAR:

I- Çevre dokulara uyum gösterme:

Palamet uygulamalarında kenar yapıların daha sert ve düşük esneklikte olmalarından dolayı uyum yeteneği zayıftır.

(Resim 49)

Mollomedde kenarların istenilen incelikte hazırlanabilmesi ve yüksek esneklik yeteneğine sahip olması nedeni ile çevre dokularla çok iyi bir uyum sağlandı. (Resim 36)

II- Doğal görünümlü olma:

Palamedin spongios yapıyı protezlere doğal bir görünüm kazandırdı. Ayrıca polimer içine katılmış kılcal liflerin bu görünüme yardımcı oldukları gözlemlendi. Ancak yüz cildinin kendine has yanı şeffaflığı ve derinliği yanında palamet daha gergin bir görünüme sahipti (Resim 47)

Mollomed uygulamalarında protezlerin doğal deride görülemeyecek şekilde homogen ve düzgün yüzeyli bir görünümü vardı. (Resim 32, 22) Ayrıca derinin yarı şeffaf yapısı yanında daha mat ve donuk duruyordu. Bu görünüm eksiklikleri modelajda yüzeylerin derideki gibi gözenekleştirilmesi ve yapıcı firma tarafından sunulan kılcal liflerin kullanılması ile bir ölçüde giderilebilmiştir. (Resim 26)

III- Tutuculuk ve stabilite kolaylığı:

Palamedin esneme yeteneğinin zayıf oluşu, polimeri-

zasyonda meydana gelen boyutsal değişme ve ince olarak hazırlanmaması protezlerin tutuculuğunu olumsuz yönde etkiledi. Özellikle nasıl kemiğin bırakıldığı defektlerde protezin kemik üzerine kadar uzatılma zorunluluğu ince bir şekilde hazırlanamayan palamet uygulamalarında, mekanik tutuculuk açısından büyük güçlük yarattı.

Mollomed uygulamalarında protezlerin istenilen incelikte hazırlanabilmesi ve yüksek elastisiye sahip olmaları tutuculuğu kolaylaştırdı.

IV- Hasta tarafından kabullenme:

Palamed uygulamalarında protezler rigid ve masif yapılarından dolayı hastalar tarafından daha güç benimsenebildi.

Mollomedden yapılmış protezlerin daha ince ve esnek yapıda olası daha kolay benimsenmelerini sağladı.

V- Yüzeysel boyama uygunluğu :

Palamet uygulamalarında yapılan yüzeysel boyamalarda palametın yüzeysel boyamaya son derecede elverişli olduğu görüldü. Boyaların inceltilmesinde palamed monomerinin kullanılması büyük bir uygulama kolaylığı sağladı. (Resim 10) Ancak palamet yapısını eritici etkisinden dolayı ince kısımların delinmesi tehlikesi ile karşılaşıldı. Yüzeysel boyama sonucu verniklenmiş gibi parlak bir görünüm ortaya çıktı. (Resim 47) Bu görünüm firma tarafından sunulan matlaştıracı pudra ile giderildi. (Resim 13)

Mollomedde boyaların inceltilmesi için sunulan inceltici aşırı uçucu bir sıvı idi. (Resim 11) Bu rahat ve detaylı bir dış boyama yapabilmeye zorluk olarak karşımıza çıktı. Yapılan dış boyama sonucu tabakalaşma göstermeyen derine nüfuz eden bir renk uygunluğu elde edildi. (Resim 26,42)

B- Uygulamalar Sonrası Yapılan Gözlemler :

I- Yumuşaklık ve esneklik özelliklerinin devamı:

Palamet uygulamalarında 3 aylık süre sonunda protezlerin kenar yapılarında, 6 aylık süre sonunda da masif kısımlarda sertliğin arttığı ve esnekliğin azaldığı gözlemlendi. Ayrıca hastaların ifadelerinden protezlerin sıcakta yumuşadığı soğukta ise sertleştiği anlaşıldı. 12 aylık süre sonunda protezler kullanılmayacak kadar sertleştiler ve esnekliklerini kaybettiler.

Mollomed uygulamalarında yapılan kontrollerde 16 ay sonunda sertlik ve esneklik özelliklerinde bir değişikliğin meydana gelmediği saptandı.

II. Renk Stabilitesi:

Palamet uygulamalarında protez renginin 3 aylık süreden sonra koyulaşmaya başladığı, 6 aylık süre sonunda ise renk uyumunun büyük ölçüde ortadan kalktığı gözlemlendi. (Resim 16,17)

Mollomed uygulamalarında 3 aylık süre sonunda yüzeyel boyama ile elde edilen rengin ortadan kalktığı ve

protezlerin yüzeysel boyama öncesinde sahip oldukları renge büründüğü gözlemlendi. 16 aylık süre içindeki gözlemlerde iç boyama esnasında elde edilen bu renklerin karakterlerini koruduğu görüldü. (Resim 26,27-42,43)

III. Boyutsal Stabilite:

Palamet uygulamalarında 6 aylık süre içinde kenar uyumlarının ortadan kalktığı, 12 ay sonunda ise protezin bütününde gözle görülür bir deformasyon gözlemlendi. Aralıklı yapılan kontrollerde deformasyonun ince kısımlardan masif kısımlara doğru yayıldığı anlaşıldı. (Resim 32,33)

Mollomed uygulamalarında 16 ay süre ile yapılan gözlemlerde kenarlarda ve masif kısımlarda herhangi bir deformasyon tesbit edilmedi. (Resim 36,37)

IV. Kirlenme Eğilimi :

Palamet uygulamalarında yapılan gözlemlerde protezlerde ilk kullanıma günlerinden itibaren kirlenmeye karşı hızlı bir eğilim görüldü. Bir aylık kontrollerde protezlerin aşırı bir şekilde kirlendiği 6 aylık süre sonunda ise protezin gerçek renginden çok farklı bir kir tabakası ile örtüldüğü görüldü. (Resim 34,49,50,51,52)

Farklı palamet uygulamaları arasında yapılan kıyaslamalarda kirlenmenin derecesinin meslek özellikleri ve temizliğe gösterilen itina ile ilişkili olduğu anlaşıldı. Üç burun protezinin defekte bakan yüzeylerinin birleşme

bölgelerinde yoğunlaşan kir birikintilerine ve mantar tabakalarına rastlandı. (Resim 35) Gene bu protezlerin spongiöz yapısından dolayı vücut salgılarından etkilendiği ve koku yapmaya başladığı farkedildi.

Mollomed uygulamalarında temizliği ihmal eden hastaların protezlerinin dış yüzeylerinde 6 ay sonra kirlenme görüldü. Temizliğe itina gösteren hastaların protezlerinin dış yüzeylerinde ciddi bir kirlenme problemi ile karşılaşıl-
madı. (Resim 27, 43)

Protezlerin iç yüzeylerinin yapılan kontrolleri sırasında 2 burun protezinde mantar tabakası ve birikintilere rastlandı. (Resim 39)

Yapılan soruşturmada protez temizliğinin gereği gibi yapılmadığı ve ihmal edildiği anlaşıldı.

Gene iç yüzeylerin kontrollerinde mollemedin vücut salgılarından etkilenmediği ve herhangi bir kokuya rastlan-
madı.

V- Çevre dokular üzerindeki etkileri:

Palamette yapılan protezlerde uygulamadan sonraki ilk günlerde herhangi bir allerjik reaksiyona rastlanmadı. 6 aydan itibaren kenar yapıların yumuşaklığını kaybetmesi ve uyumun bozulması iki burun protezi ve bir kulak protezin-
de irritasyon belirtilerine rastlandı. Bu hastalardan iki tanesi radyoterapi görmüş hastalardı. Mollomed çalışmaların-
çevre dokularında allerjik ve irriteren reaksiyonlara rastlan-
madı.

TARTIŞMA

Yüz protezi materyalleri için yapılan deneysel çalışmalarda materyallerin fizik özelliklerini belirtmede kullanılacak test metodu, fiziksel parametreler ve uygun bir yüz protezi materyalinde parametrelerin hangi değerlere sahip olması gerektiği konusunda görüş birliği yoktur.(17,24,43) Ancak son yıllarda Abdellnabi, Castleberry, Dorsy, Fischer, Lewis, Moore ve Turner gibi araştırmacılar materyal değerlendirmelerini çekme dayanımı (Ç.D) (tensile strenght), uzama yüzdesi (U.Y) (Percent elongation), yüzey sertliği (Y.S) (Surface hardness) ve yırtılma direnci (tearre sistance) gibi mekanik parametre değerlerine göre yapmışlardır.(1,30,32,48)

Bu araştırmacılara ve bize göre de bir yüz protezi materyalinde aranacak en önemli mekanik özellikler sağlamlık, esneklik ve yumuşaklıktır. Çekme dayanımı değeri bir elastomerin sağlamlık ölçüsüdür ve uzama yüzdesi değeri ile birlikte elastiklik özelliğini belirler. Yumuşaklık için ise en uygun parametre elastomerler için ShoreA birimine göre belirlenen yüzey sertliğidir.(32)

Lewis ve Castleberry 1980'de bu parametrelerin yüz protezleri için kabul edilebilir değerlerini belirlemişlerdir. (Tablo-9)(30) Bu değerler bize göre yüzün değişik biomekanik özelliklere sahip bölgelerine ait değerleri vermek-

ten uzak olmakla beraber gene de yüz protezi materyallerinin genel özelliklerinin belirlenmesinde referans olarak kullanılabilir uygunluktur.

Son 10 yıla ait materyal çalışmaları silikon ve poliyürethan elastomerleri olmak üzere iki grup üzerinde yoğunlaşmaktadır. Özellikle birer silikon elastomeri olan MDX-4210 ve PDM (polydimethylsiloxane) ile poliyürethan elastomerleri olan Epithane-III ve IPP (isophoronepolyurethan) ABD ve İngiltere'li araştırmacıların ilgi merkezi haline gelmiş ve üzerlerinde çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Biz bu çalışmada mekanik özelliklerinin belirlenmesine yönelik çalışmaya rastlayamadığımız, yeni geliştirilmiş bir silikon elastomeri olan mollomed ile, hakkında değişik görüşler ileri sürülen bir palametin fizik ve mekanik özelliklerini deneysel ve uygulamalı çalışmalar ile belirlemeye çalıştık.

Çalışmalarımızın ilk bölümünü teşkil eden deneysel çalışmalarda mollomed ve palamete ait çekme, dayanımı, uzama yüzdesi ve yüzey sertliği değerleri ile MDX 4-4210, PDM siloxan, Epithane III ve IPP'nin literatür değerleri tablo 9'da sunulmuştur. Laney, MDX 4-4210'un 1978'e kadar geliştirebilmiş en iyi yüz protezi materyali olduğunu söylemiştir. (29) Turner ve Fischer 1984'de yaptıkları bir çalışmada uygulayıcıların 10 değişik materyal içinden en çok MDX 4-4210'

u tercih ettiklerini belirlemişlerdir.(48) Aldellnabi ve Moore MDX 4-4210'u geliştirilen en son silikon elastomeri olan PDM siloxan ile karşılaştırmışlar ve her iki elastomerin de geliştirilen en iyi elastomer olduklarını söylemişlerdir.(1) Literatür değerlerine göre Mollomed MDX 4-4210'a göre daha sağlam ve daha elastik özelliklere sahip bir elastomerdir.(Tablo-9) Yüzey sertliği değerinin diğer elastomerlerden daha yüksek olması mollomed için büyük bir dezavantajdır. Ancak üretici firma bu dezavantajın (20-30 ShoreA) sertlik derecesinde yeni bir elastomer geliştirmekle ortadan kaldırıldığını belirtmiştir.(27) Geliştirilen en son silikon elastomeri olan PDM siloxan'a göre mollomed daha az çekme dayanımı değerine sahiptir. Buna karşılık yüksek uzanma yüzdesi değeri ile PDM siloxandan daha fazla elastik özellik göstermektedir. PDM siloxanın yüzey sertliği değeri (21,15 Shore A) diğer elastomerlerin hepsinden daha uygun niteliktedir.

Son 10 yıl içinde yukarıdaki silikon elastomerlerin yanında poliyurethan esaslı iki yeni üst protezi materyali geliştirilmiştir. Goldberg ve Gonzalez'in ilk geliştirilen epithane III ve Turner'ın son geliştirilen IPP elastomerleri ile ilgili çalışma sonuçları tablo 9'da sunulmuştur.(16,48) Bu değerlere göre IPP diğer elastomelerin hepsinden daha yüksek çekme dayanımı değerine sahiptir. Buna karşılık IPP; Mollomedden, PDM siloxandan ve epathane III'den daha düşük uzama yüzdesi değeri ile bu elastomerlerin hepsinden daha az

elastik özelliğe sahiptir. Yüzey sertliği değeri molomedden daha düşük olmasına rağmen gene de kabul edilebilir sınırların üzerindedir. Epithane III, palamed dışındaki diğer elastomerlerin hepsinden daha az sağlamlığa sahip olmasına rağmen yüksek uzama yüzdesi ve düşük sertlik değeri ile dikkati çeken bir elastomerdır. Gonzalez Epithane III'ün mekanik özelliklerinin polimerizasyon reaksiyonunun çeşitli faktörlerden etkilenecek şekilde değiştiğini belirtmiştir.(17) Goldberg bu değişimin formülleştirilerek disipline edilebilmesi halinde değişik mekanik özelliklere sahip dokuları taklit edebilen protetik çalışmaların gerçekleştirilebileceğini söylemiştir.(16) Turner, IPP'nın epithane III'e göre daha çok yapısal kararlılığa sahip olduğunu ve silikon elastomerlere alternatif olabilecek mekanik özellikler gösterdiğini bildirmiştir.(48)

Deneysel çalışmalarda dikkatimizi çeken bir başka konu palametın silikon ve poliürethan elastomerlerinin hepsinden daha yetersiz mekanik özelliklere sahip olduğunun ortaya çıkması idi. Cantor 1969'da yaptığı bir çalışmada, palametın diğer PVC esaslı materyallerden ve silastik 399'da daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmiştir.(7) Rahn ve Boucher de bu görüşü doğrulamışlardır.(40) Bu görüşler 1970' li yıllarda geliştirilen silikon elastomerleri (silastik 382, silastik 399) ve PVC esaslı polimerlerin kullanıldığı yıllara rastlamaktadır ve palamet bu yıllarda bu materyallere alternatif olarak geliştirilmiştir.(9) Son 10 yılda sahip oldukları üstün mekanik özellikler dolayısı ile ilgiler yeni silikon elastomerleri ve poliürethan elastomer-

leri üzerinde yoğunlaşmıştır. Nitekim biz son 10 yıla ait literatür taramalarında sadece bir tane PVC çalışmasına rastlayabildik.

Isı yaşlandırması sonucu mollomedin çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerlerinde küçük bir artış görüldü. (Şekil2) Elde edilen bu sonuç yapımçı firma tarafından savunulan mollomedin tam polimerizasyona sahip bir elastomer olduğu görüşü ile bağdaşmamaktadır.(27) Bize göre bu artış mollomedin ısı karşısında bozulmasından (regretasyon) çok ısının katalitik etkisi altında başlayan sekonder bir polimerizasyon reaksiyonu sonucu olmaktadır. Çünkü bazı polimerlerin yapısında zamana bağlı olarak, ısı, ultraviyole gibi etkenlerin tesiri altında yavaş ve küçük şiddette polimerizasyon reaksiyonlarının meydana geldiği bilinmektedir.(32) Çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerlerindeki artışa karşılık sertlik değerinin aynı kalması bu görüşümüzü doğrulamaktadır.

Palamet de ısı yaşlandırması sonucu çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerlerinde düşüş, buna karşılık yüzey sertliği değerinde de artış olmuştur. Bu değişmeler bir polimerin bozulmasında görülebilen tipik değişmelerdir. Polimerlerin bir etkenin veya etkenlerin belirli bir süre içinde içindeki etkileri karşısında zamana bağlı olarak değişen yaşlanma (agint) özellikleri vardır.(32) Palametteki bu değişmeler yaşlanma esnasında yapısındaki crosslink bağlarının kopması, temel polimer zincirinin kırılması ve yapısındaki

plastizerin ısı etkisi altında yapıdan uzaklaşması sonucu olabilir.(40) Koran, ısının elastomerlerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini araştırdığı bir çalışmada PVC ve yumuşak akriliklerin ısı değişimlerinden aşırı derecede etkilendiğini bildirmiştir.(24) Deneyler esnasında ısınmış örneklerin deforme olma derecesinde yumuşamaları şeklindeki gözlemlerimiz ve hastaların sıcakta protezlerinin yumuşadığı şeklindeki ifadeleri de palamed içindeki plastizerin ısı karşısında aktifleştiği ve migrasyonunu artırdığı şeklindeki görüşleri doğrulamaktadır.

Ozon yaşlandırmasından her iki materyal de etkilendi. Bu etkilenme palamette mollomed nazaran daha fazla idi. Dikkati çeken başka bir hususda her iki materyalin fazla gerdirilmiş örneklerindeki sertlik değişiminin daha fazla olması idi. Bu yaşlanma farklılığı bize göre ozonla temas halinde olan yüzeyin artmış olmasının meydana getirmiş olduğu bir sonuçtur. Palamet'in mollomed göre daha fazla etkilenmesi gözenekli yapısından dolayı ozonun daha derinlere nüfuz etmesi ve yapısındaki plastizerlerin ozon etkisi altında parçalanması sonucu plastifiyan özelliklerinin azalması gibi iki farklı sebepten kaynaklanmaktadır. Literatür taramasında yüz protezi elastomerlerinin ozon karşısındaki tepkilerini değerlendiren bir çalışmaya rastlamadık.

Ultraviyole yaşlanmasından mollomed etkilenmedi. Buna karşılık palamet etkilendi ve sertliği arttı. Ultraviyole

radasyonunun meydana getirdiği bozulma reaksiyonları ultraviyole miktarı ile polimerin yapısına bağlı bir karakter gösterir. Özellikle poliürethan ve polimetilmetakrilat elastomerlerinin ultraviyole ışını absorplama eğilimlerinin fazla olduğu bilinmektedir.(2) Fine elastomerlerin ultraviyole tarafından etkilendiğini söylemiştir.(13) Craig, Koran, Turner tarafından yapılan çalışmalarda değişik yüz protezi elastomerleri üzerinde ultraviyole ışınının etkisi araştırılmıştır. Bu çalışmalarda umulanın aksine özellikle silikon elastomerlerin renk ve mekanik özellikleri üzerindeki ultraviyole etkisinin klinik önem taşımayacak kadar küçük sınırlar içinde kaldığı sonucuna varmışlardır.(10,25,48) Ancak Turner çalışmasında poliürethan elastomerlerinin ultraviyole den aşırı bir şekilde etkilendiğini söylemiştir.(48) Bizim deneysel çalışmamızda vardığımız sonuç da aynı yöndedir.

Analitik bir şekilde yapmaya çalıştığımız yaşlandırma deneylerinde bir diğer ilginç nokta da ısı, ozon ve ultraviyolenin renk üzerinde makroskopik ölçüler içinde etki yaratmadığının görülmesiydi. Elde edilen bu sonuç hem elastomerin iç yapısının hem de kullanılan pigmentlerin bu üç etkene karşı rezistan olmaları açısından değerlendirilmelidir. Craig, Koran ve Sweeney de yaptıkları yaşlandırma deneylerinde kayda değer bir renk bozulmasının meydana gelmediğini belirtmişlerdir.(10,25,43) Bize göre invitro çalışmalarla açıklanamayan renk değişimi probleminin elastomerlerin kirlenme eğilimleri ve kir dirençleri açılarından değerlendiril-

rilmesinde yarar vardır.

Mollomedle ilgili laboratuvar uygulamalarında karşılaşılan en büyük problemler renklendirme, tesviye ve polimerizasyonla ilgiliydi. Oldukça kıvamlı olarak sunulmuş mollomedin skala dışındaki deri tonlarının farklı renklerin karıştırılması ile homojen olarak elde edilmesi çok güç idi. Hambrok'da bir çalışmasında mollomedde iç renklendirme uygulamasının aynı nedenlerden dolayı güçlüğünden yakınmıştır. (20) Tesviye sırasında diş hekimliğinde kullanılan frezlerden ve sette bulunan frezlerden yararlanılamamıştır. Bu yüzden ilk uygulama çalışmalarında tesviye safhasına bırakılan düzeltmeler yapılamamıştır. Schmalz'da mollomed uygulamalarında yeterli tesviyenin yapılamadığı ve yüzey düzgünlüğünün bozulduğu gerekçesiyle möllerin kullanılmasının sakıncalı olduğunu ve gerekli olan yerlerde bistürü kullanılmasının gerektiğini söylemiştir.(42) Mollomed uygulamalarında bir başka problemde kendi yapısından farklı maddelerde bağlantı kuramamasıydı. Renklendirilmede karşılaşılan probleme rağmen mollomed silikon esaslı yüz protezi materyalleri içinde instrinsik olarak renklendirilmiş, yüzeysel renklendirilmeye uygun hale getirilmiş ve renk sistemine sahip tek materyaldir.(20) Tesviyede karşılaşılan güçlük ince dişli çelik frezler kullanılarak bir ölçüde giderilebilmiştir. Buna rağmen mollomed çalışmalarında dikkatli bir modelaj ve kalıplama çalışması ile tesviyeye duyulan ihtiyacı en aza indirmekte büyük yarar olduğu görüşündeyiz. Schaff ve Fonseca özel-

likle yüz protezlerinin temas yüzeylerinin parlak ve pürüzsüz olması gerektiğini savunmuşlardır.(15,41) Bu estetik açıdan olduğu kadar hijyenik bir protezin gerçekleşmesi açısından da önemli bir husustur. Hambrok'da protez düzeltmelerinde mül kullanılması protezi kirlenmeye daha müsait hale getirdiğini ve optimal temizliği zorlaştırdığını belirtmiştir.(20) Yabancı maddelerle bir bağlayıcı ajan aracılığı ile bağlantı kurulabilmesi bütün silikonlar için geçerli olan bir özelliktir.

Palametle ilgili laboratuvar uygulamalarında karşılaşılan problemler genellikle polimerizasyon ve tesviye işlemleri ile ilgiliydi. Polimerizasyon işlemleri sonucunda bir protezin daha büyük boyutlarda elde edilmesi iki protezden monomer kokusunun alınması ve bir protezde görülen aşırı porozite bizde palametın polimerizasyon işleminin hassaslığından çok, sahip olduğu kimyasal yapı ile tam bir polimerizasyon reaksiyonu oluşturamadığı kanaatini doğurmuştur. Nitekim deneysel çalışmalar için hazırlanacak örneklerin polimerizasyon probleminden dolayı üç kez tekrarlanarak elde edilebilmesi de bu kanaatimizi pekiştirmiştir.

Boucher palametın polimerizasyon esnasında %10'luk hacim genişlemesi gösterdiğini belirtmiş ve palametın kırmızı sert akrilik tozları ile beraber kullanılabileceğini söylemiştir.(40) Keskin ve Özdemir bu şekilde yaptıkları palamet uygulamalarından başarılı sonuçlar almışlardır.(23) Bi-

zim bu tür uygulamalarda dikkatimizi çeken şey daha az polimerizasyon problemleri ile karşılaşılması ve protezlerin daha iyi boyutsal stabiliteye sahip olmaları idi. Laboratuvar uygulamasında renklendirme işlemi çok basit ve başarılı bir şekilde yapılabilmektedir. Bu kolaylık palamet polimerinin değişik renk tonlarında toz halinde sunulmuş olmasından gelmektedir.

Klinikte molomed uygulamalarının çevre dokularla çok iyi bir uyum içinde olduklarını gördük. Mollomedin bu uyum özelliği yüksek çekme dayanımı ve esneklik özelliğini ve kenarların istenilen incelikte hazırlanabilmesinden geliyordu. Başarılı bir protez için çevre dokularla olan uyum önemli bir özelliktir. Özellikle ameliyatla ya da radyoterapi ile irritasyonlara aşırı duyarlı hale gelmiş çevre dokular için bu çok önemlidir.(36,44) Mollomed uygulamalarında makroskopik olarak tesviye yapılmamış yüzeylerde herhangi bir irritasyona yada iltihaba neden olmayacak kadar düzgünlük ve yumuşaklık sağlanabilmektedir. Nitekim 1,5 yıl sonra yaptığımız gözlemlerde molomed uygulamalarının hiç birinde bu tür olaylarla karşılaşmadık. Hambrog ve Schmalz özellikle kenar kısımlarda möllerde yapılmaya çalışılan düzeltmelerin yüzey düzgünlüğünü bozacağı ve irritasyonlara neden olacağını belirtmişlerdir.(42)

Palamedin çevre dokuları ile uyumu yetersizdi. Gözenekli yapısı ince kısımların daha sert ve düşük esnekliğe

sahip oluşu ve yeterli incelikte hazırlanamaması bu yetersizliğe neden olmuştur. Palamet uygulamalarının çevre dokular ile temasta olan kısımları zamanla daha uyumsuz bir hale gelmiş, bir yıl sonra ise artık protezlerin kullanılabilmesi mümkün olmamıştır. Uyumsuzluk altıncı aydan itibaren çevre dokularda irritasyonlara neden olmaya başlamış, ayrıca poröz yapıdan dolayı vücut salgılarından etkilenmiş, renk değişikliği ve kokuşma başlamıştır. Gonzalez plastizerli PVC ve metilmetakrilatların allerjik reaksiyonlar meydana getirdiğini söylemiştir.(19) Berkan'da yaptığı invitro çalışmalarda palamedin antijenik aktivitesinin olduğunu söylemiştir.(5)

Hastaların protezlerini kabullenmelerinden en çok dikkat ettikleri özellikler yumuşaklık, esneklik, çevre dokularla uyum ve iyi bir tutuculuk idi. Çalışmalarımızda hastalar mollomed uygulamalarını daha kolay ve içten benimsediler.

Protezlerin renklendirilmelerinin her iki aşamasında da palamed uygulamalarında daha büyük kolaylık ve başarı sağlandı. Özellikle yüzeyel boyamada uygulanan renklerin palamed tarafından emilerek bir renk tabakası meydana getirmeden daha kolay bir şekilde kabul edilmesi protezin estetik başarısı açısından önemli bir avantajdır. Bulbulian ve Turfaner PVC'lerin ve metil metakrilatların pigmentlerle çok kolay bağdaştıklarını söylemişlerdir.(6,46) İlk uygulamada sağlanan bu renk uygunluğu silikonlara uygulanan yüzeyel

boyamalara nazaran daha kalıcı idi. Gonzalez silikonlara yüzeyel boyama uygulamasının yapılamayacağını ileri sürmüştür. (19) Mollomed yapımcı firma tarafından yüzeyel boyama yapılabilecek bir materyal olarak sunulmuştur.(27) Biz mollomed çalışmalarında yüzeyel boyamada belirli bir oranda başarılı olabildik. Ancak yüzeyel boyama ile elde edilen renk uygunluğu kalıcı olmadı. Günümüzde silikonların yüz protezi uygulamalarına yönelik problemlerin başında boyama ve renk uygunluğunun sağlanması gelmektedir. Literatür araştırmalarında şimdiye kadar geliştirilen silikon elastomerlerin hiç birisinin renk sistemlerine sahip olmadığını gördük. Hanson, Abdellnabi ve Moore gibi araştırmacılar henüz son geliştirilen silikon elastomerleri olan MDX 4-4210 ve PDM siloxsanın renklendirilmesi üzerinde çalışmalarını yürütmektedirler. (1, 21,32) Daha önceki yıllarda kullanılan silastik 382, 399 gibi silikonların renklendirilmeleri konusunda Barnhard, Tashma, Quelette gibi araştırmacılar çok değişik birtakım yöntemler teklif etmişlerdir.(3,39,45) Bu açıdan mollomed yüzeyel boyama yetersizliğine rağmen renklendirmede mevcut silikon elastomerleri içinde klinik uygulamaya en uygun elastomer olarak kabul edilebilir.

Molomed çalışmalarında daha iyi bir renk uyumu sağlayabilmek amacı ile yüzeyel boyama sonrası uyguladığımız kozmetiklerden başarılı sonuçlar aldık. Mollomedin düzgün yüzey yapısı ile kozmetiklerin uygulanmasına ve temizlenmesine elverişli bir materyal olduğunu gördük. Hambrog'da mollomedin

renk uygunluğunu sağlamak için son aşamada makyaj malzemelerinden yararlandığını ve başarılı sonuçlar aldığını bildirmiştir.(20) Cantor mecbur kalınmadıkça yüz protezlerinde yüzeyel boyama ve kozmetik madde uygulamalarının yapılmaması gerektiğini, bu tür uygulamaların materyalin gerekli ışık absorpsiyonunu engellediğini ve metamerizm olayına neden olduğunu savunmuştur.(7) Bu görüşe teorik olarak katılmamak mümkün değildir. Ne var ki arzu edilen bütün renk karakterlerinin iç boyamada verilmesini sağlayabilecek bir renklendirme sistemi henüz gerçekleştirilebilmiş değildir. Bunun için biz uygulamada yüzeyel boyamadan kaçınılamayacağı görüşündeyiz ve özellikle silikon uygulamalarında makyajın kozmetik uzmanlarının yardımı ile rutin bir uygulama haline gelmesinde yarar olduğu görüşündeyiz.

Fine ve arkadaşları bir yıldan fazla renk stabilitesine sahip bir maddenin rapor edilemediğini söylemişlerdir. (13) Craig ve Koran yaptıkları bir invitro çalışmada ısı ve ultraviyolenin renk üzerinde yok denecek kadar düşük etkileri olduğunu söylemişlerdir.(10,25) Bizim yaptığımız invitro çalışmalarda aynı şekilde sonuçlanmıştır. Deneysel çalışmalardaki bu sonuca karşılık yaptığımız klinik uygulamalara ilişkin gözlemlerde her iki materyalde de renk değişimi olduğunu gözlemledik. Deneysel çalışmalar ile klinik uygulamalardan elde edilen bu iki zıt sonuç bize göre renk değişiminin kirlenme ile olan ilişkisi ile açıklanabilir. Nitekim Craig, Koran ve Yu yaptıkları invitro çalışmalarda renk de-

ğişiminin yalnız atmosfer şartları ile ilgili olmadığını, aynı zamanda kirlenme eğilimi, kirin kimyası, plastizar varlığı, katkı maddelerinin yapısı ve oranı gibi faktörle de ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir.(10,26,50) Klinik çalışmalarda palametın kirlenme eğiliminin ve kir direncinin çok yüksek olduğunu gördük. Palametın bu özelliği molomedden daha başarılı bir renklendirme yapılmasına rağmen daha kısa sürede renk değişimi problemini doğurdu. Palamet uygulamalarında gözlenen bu durum bizce klinik uygulama açısından Craig, Koran ve Yu'nun görüşlerinin doğrulanması anlamına gelmektedir. Kirlenme eğiliminin ve kir direncinin yüksek oluşu palamette kotmetik uygulamalardan yararlanma şansını da ortadan kaldırdı.

Klinik gözlemlerde 1,5 yıl sonunda mollomed uygulamalarının boyutsal stabilitelelerinin ve orjinal formlarını koruduklarını gözledik. Bu süre şimdiye kadar denenmiş yüz protezi materyalleri içinde en uzun kullanma süresidir. Gonzalez silikonların ortalama kullanım sürelelerinin bir yıl olduğunu söylemiştir.(19) Rahn ve Boucher silastik 382'nin yedi ay, palametın altı, oniki aylık kullanım süreleri olduğunu bildirmişlerdir. Son geliştirilen silikon elastomerleri MDX 4-4210 ve PDM siloxana ait kullanım süreleri hakkında literatürde herhangi bir bilgiye rastlanmamıştır.(32) Bir poliürethan elastomeri olan epithane III'ün ise en fazla dokuz aylık kullanım süresi olduğu bildirilmiştir.(18)

Palamet uygulamalarına ilişkin gözlemlerimiz literatür bilgilerine paralellik göstermektedir. Altıncı aydan itibaren ince kenar kısımlardan masif kısımlara doğru gelişen bir deformasyon ve boyutsal değişme gözlenmiştir. Bir yıllık kullanma süresi sonunda ise palamet uygulamalarının artık kullanılamayacak kadar deformasyona ve renk değişimine uğradıkları gözlemlendi.



SONUÇ

Yüz protezi materyallerine ilişkin çalışmaların amacı yüz dokularını biomekanik davranışlar ve görümüş özellikleri açısından taklid edebilen materyal ya da materyalleri geliştirebilmektir. Bu amacın gerçekleşebilmesi öncelikle yüz dokularının biomekanik davranış özellikleri ile ilgili fiziksel parametre değerlerinin belirlenmesine bağlıdır. Literatürde henüz bu konudaki ihtiyaca cevap verebilecek yeterlilikte bir çalışma yoktur.

Yapılan deneysel çalışmalarda yüz protezleri için yeni geliştirilen ve bir silikon elastromeri olan mollomedin, plâstizer ilaveli metil metakrilat esaslı palamet'e göre daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğu ortaya çıktı. Mollomedin son on yıl içinde geliştirilmiş olan MDX 4-4210, PDM siloxan (Polydimethyl siloxan), Epithane III, ve IPP (İsophorone polyurethane) elastomerlerine ait literatür değerleri ile yapılan kıyaslamasında bunlar karşısında yeterli mekanik değerlere sahip olduğu görüldü.

Her iki elastomerde yapılan yaşlandırma deneylerinde ısı, ultraviyole ve ozon faktörlerinden en çok ozon tarafından etkilendi. Bir başka ifade ile yapılan yaşlandırma deneyleri bize ozonun polimerlerin bozulmasında çok aktif bir role sahip olduğunu gösterdi.

Diğer ilginç bir sonuçta elastomerlerin renk karakterlerinin yapılan yaşlandırma deneylerinden etkilenmemesi idi. Bu açıdan literatürdeki renk değişimi probleminin, kirlenme eğilimi, kirin kimyası gibi faktörlerin açısından irdelenmesi gerektiğini savunan araştırmacıların görüşlerini paylaşıyoruz.

Laboratuvar uygulamaları açısından her iki materyalde basit ve kolay işlenme özelliklerine sahiptiler.

Palamet'in doğal görünüşüne rağmen çevre dokularla olan yetersiz uyumu nedeni ile, protezini yenileme imkânına sahip olamayan, uzun süre radyoterapi görmüş ya da yara iyileşmesi tam sağlanamamış hastalarda tercih edilmemesi gerektiği düşüncesindeyiz.

Yüz protezi uygulamalarında en büyük problemlerden birisi kullanım sürelerinin kısalığıdır. Klinik gözlemlerde mollomedden yapılmış protezlerin 18 aylık kullanma süresi içinde mekanik özelliklerini ve boyutsal kararlılıklarını koruyabilmiş olmaları bu problemin hafifletilmesi yolunda sevindirici bir aşamadır.

Bütün silikon elastomerlerinde olduğu gibi mollomedde de en büyük problem renklendirme ve renk uygunluğunun sağlanabilmesi idi. Mollomedin renklendirilmiş ve yüzeysel boyamaya uygun bir şekilde hazırlanmış olması diğer silikon

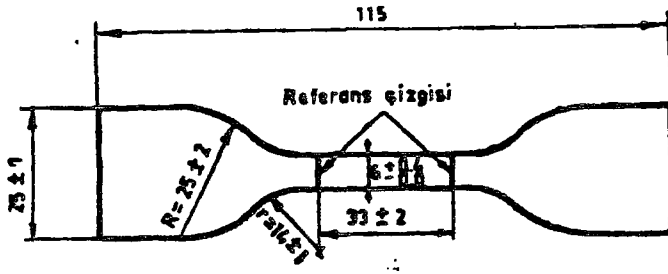
silikon elastomerlerine göre büyük bir avantajdır. Buna rağmen yeterli bir renklendirme için prepolimerize mollemeden daha kolay karışabilecek kıvamda ve yapıya instrinsik olarak karıştırılabilecek silikon bazlı boya konsantrelerinin hazırlanması gerektiğine inanıyoruz.

Silikon uygulamalarının avantajları yanında bir diğer yetersizliğide aynı proteze dokuların değişik biomekanik değerlerini yansıtabilme imkânının olmayışdır. Bu açıdan katalizör oranına göre değişik mekanik özellikler gösterebilen poliurethan elastomerleri üzerinde yapılan çalışmalar büyük önem taşımaktadır.

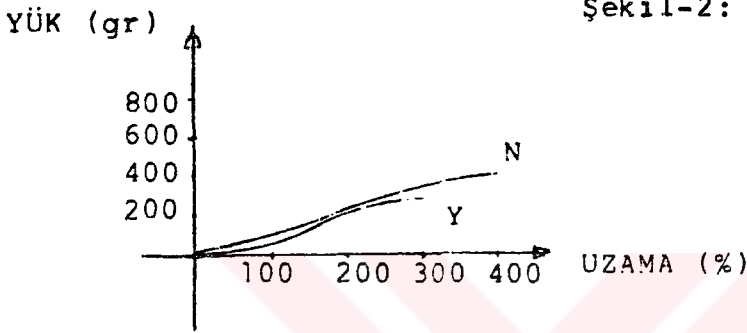
ÖZET

Yüz protezleri yapımında kullanılmak üzere geliştirilmiş yeni bir silikon elastomeri olan mollomed ile, yumuşak metylmetakrilat esaslı palametin fiziksel özellikleri araştırıldı.

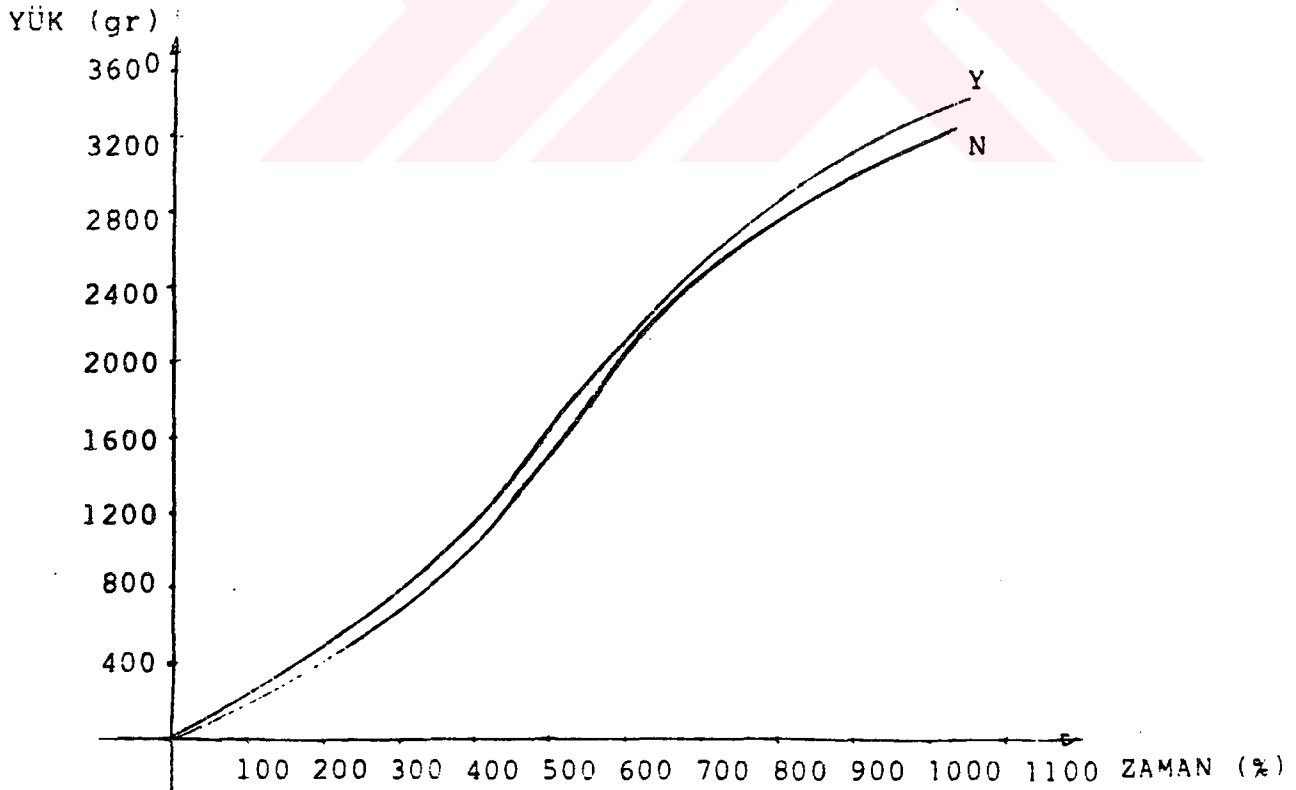
Bu özelliklere ilişkin çeşitli problemler deneysel ve uygulamalı çalışmalarla analitik bir şekilde aydınlatılmaya çalışıldı.



Şekil-1: Deneysel çalışmalarda kullanılan örnek.



Şekil-2: Palametin normal ve yaşlandırılmış örneklerinin karşılaştırmalı çekme-uzama grafikleri.



Şekil-7: Mollomedin normal ve yaşlandırılmış örneklerinin karşılaştırmalı çekme-yükü-uzama grafikleri.

TABLO-1

Vaka Protokol		Adı Soyadı	Yaş	Cinsiyet	Meslek	Protez	
No	No					Tipi	Materyal
1	14044	Selahattin Akbalık	35	Erkek	Aşçı	Kulak	Mollomed
2	9231	Bedri Yüzüak	53	Erkek	Şoför	Kulak	Palamet
3	10802	Hüsnüye Yılmaz	35	Kadın	Ev Han.	Orbital	Palamet
4	21867	Muharrem Aydın	55	Erkek	İşçi	Orbital	Palamet
5	13868	İsmail Uysal	57	Erkek	Emekli	Orbital	Palamet
6	8156	Cemile Göktürk	52	Kadın	Ev Han.	Orbital	Palamet
7	20147	Zekiye Yenidoğan	46	Kadın	Ev Han.	Orbital	Mollomed
8	21698	Osman Tuğruçebi	63	Erkek	Emekli	Orbital	Mollomed
9	18163	Recep Kızıltepe	72	Erkek	Emekli	Burun	Palamet
10	24160	Recep Kızıltepe	72	Erkek	Emekli	Burun	Mollomed
11	11115	Habibe Coşkun	65	Kadın	Ev Han.	Burun	Mollomed
12	12667	Gülsün Tepeden	65	Kadın	Ev Han.	Burun	Mollomed
13	10827	Mehmet Usta	51	Erkek	Çiftçi	Burun	Palamet

TABLO-2: Palamet'in normal ve ısı yaşlandırması sonucu çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerleri.

Normal		Yaşlanmış	
Ç.D.(kg/cm ²)	U.Y.(%)	Ç.D.(kg/cm ²)	U.Y.(%)
3,5	380	3,5	350
3,5	370	3,0	320
5,0	450	2,5	300
4,0	400	2,5	310
4,0	400	3,5	320
x=3,8 (54 psi)	x=400	x=3,0 (42 psi)	x=320

TABLO-3: Mollomed'in normal ve ısı yaşlandırmasında çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerleri.

Normal		Yaşlanmış	
Ç.D.(kg/cm ²)	U.Y.(%)	Ç.D.(kg/cm ²)	U.Y.(%)
29,1	1030	30,0	1120
30,0	1050	30,6	1050
27,0	920	31,0	970
31,5	1200	31,5	1200
28,0	950	30,0	940
x=29,1 (414 psi)	x=1030	x=30,6 (435,2 psi)	x=1056

TABLO-4: Palamet ve Mollomedin normal ve ısı yaşlandırması sonucundaki sertlik değerleri(ShoreA).

Normal		Yaşlanmış	
Palamet	Mollomed	Palamet	Mollomed
43	43	46	43
44	43	45	41
44	41	48	41
45	41	48	42
44	42	47	42
x=44,25	x=42	x=46,75	x=41,75
s= 0,96	s= 1,15	s= 1,50	s= 0,96

TABLO-5: Palamet ve Mollomedin normal ve ısı yaşlandırması sonucu sertlik değerlerinin "eşitlendirilmiş dizide t testi" sonuçları.

	x	s	T	P
Palamet	2,5	1,0	5,00	P 0,001
Mollomed	0,25	1,26	0,39	A.D

TABLO-6: Palametinin ozon yaşlandırılmasındaki sertlik değerleri ve eşlendirilmiş dizide t testine göre kıyas sonuçları.

Normal	Ozon1/1	Ozon2/1	Ozon4/1
43	44	49	57
44	47	49	62
45	48	51	65
45	48	50	63
44	48	51	62

	x	s	T	P
Nor.- 1/1ozon	2,8	1,1	5,69	P 0,001
1/1ozon-2/1ozon	3	1,09	6,74	P 0,001
2/1ozon-4/1ozon	11,7	1,98	15,63	P 0,001

TABLO-7: Mollomed ozon yaşlandırması sertlik değerleri ve eşlendirilmiş dizide t testine göre kıyas sonuçları.

Normal	1/1ozon	2/1ozon	4/1ozon
41	44	46	47
43	46	46	47
41	46	45	48
43	45	44	48
42	45	46	47

	x	s	T	P
Normal-1/1ozon	3,2	1,48	4,83	P 0,001
1/1ozon-2/1ozon	0,2	1,30	0,34	A.D.
2/1ozon-4/1ozon	1,62	1,85	2,47	P 0,05

ABLO-8: Palamet ve Mollomedin ultraviyole yaşlandırma öncesi ve sonrası sertlik değerlerinin eşlendirilmiş dizide t testi ile kıyaslanması.

Palamet		Mollomed	
Normal	Yaşlı	Normal	Yaşlı
43	47	43	43
44	48	43	42
44	48	41	42
45	48	41	43
45	48	42	43

	x	s	T	P
Palamet	3,8	1,09	7,79	P 0,001
Mollomed	0,6	1,1	1,22	A.D.

ABLO-9: Palamet, Mollomed ve son 10 yıl içinde yeni geliştirilen yüz protezi materyallerine ait ortalama çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve yüzey sertliği değerleri.

Materyalin Adı	Çekme Dayanımı (psi)	Uzama Yüzdesi (%)	Yüzey Sertliği (Shoret)
Mollomed	414	1030	42
Palamet	54	400	44,25
DX 4-4210	369,8	410	25,7
DM Siloxan	673,3	959,8	21,15
PP	696	595	31
Polithane III	200	680	10
Kabul Edilebilir Değerler	1000-2000	400-1000	25-35

RESİM 1: Palanet, monomer, polimer ve renk skalası.

RESİM 2: Mollomed Seti.

RESİM 3: Deneysel çalışmalarda kullanılan palamet ve mollomed örnekleri.



RESİM 5: Sertlik deneylerinde kullanılan AR ShoreA

RESİM 4: Çekme-uzama deneyleri için kullanılan instron.

RESİM 6: Ozon yaşlandırması için kurulan deney sistemi.



RESİM 8: Mollomed setinden çıkan aşındırıcı mller.

RESİM 7: Ultraviyole yaşlandırılmasında kullanılan fedeometre.

RESİM 9: Mollomed aşındırma-
sında kullanılan çelik
frezler.

ESİM 10: Palamet yüzeyel boyama
için renk sistemi.

RESİM 11: Mollomed yüzeyel boya ve incelticisi.

RESİM 12: Kulak defekti (Vaka 2)

RESİM 14: Kulak protezi palametten.
Uygulandıktan hemen sonra

RESİM 13: Kulak protezi arkadan görünüş.

RESİM 15: Kulak protezi bir yıl sonra.

RESİM 16: Kulak protezi yüzeyel boyamadan sonra.

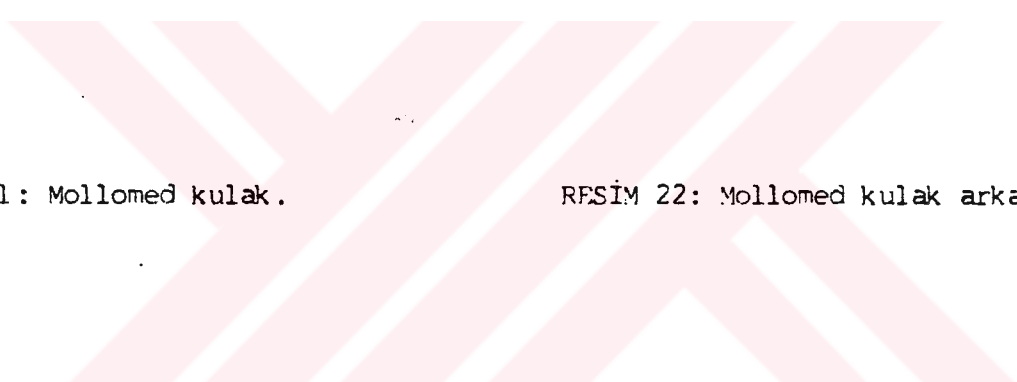
RESİM 17: Kulak protezi bir yıl sonraki hali.

RESİM 18: Palamet kulak arkadan.



RESİM 19: Kulak defekti.(Vaka 1)

RESİM 20: Aynı defekt. Cerrahi müdahale ile protetik uygulamaya hazırlanmış hali.

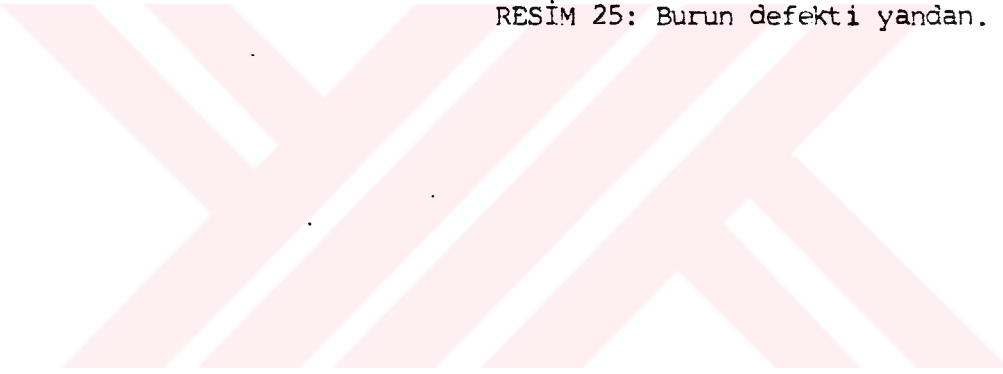


RESİM 21: Mollomed kulak.

RESİM 22: Mollomed kulak arkadan.

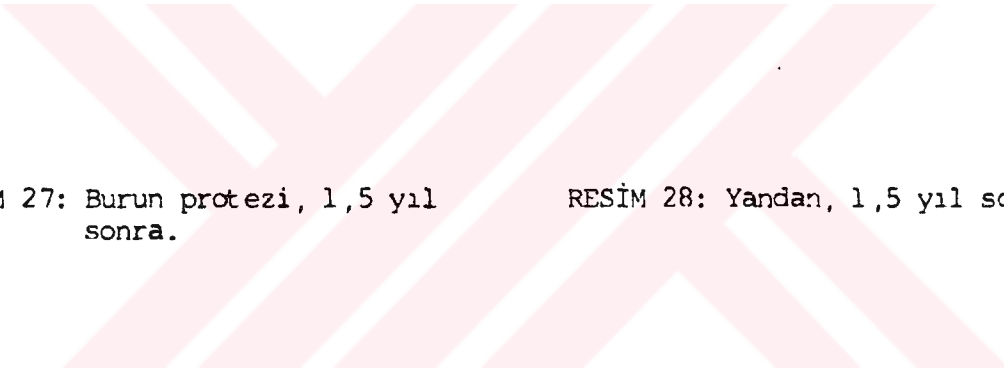
RESİM 23: Mollomed detay.

RESİM 24: Burun defekt .(Vaka 12)



RESİM 25: Burun defekti yandan.

RESİM 26: Burun protezi mollomedden.
(İlk uygulama)




RESİM 27: Burun protezi, 1,5 yıl sonra.

RESİM 28: Yandan, 1,5 yıl sonra.

RESİM 29: Burun protezi alttan.

RESİM 30: Burun protezi mollomed yandan.



RESİM 32: Burun protezi palamet 1 yıl sonra.

RESİM 31: Burun defekti. (Vaka 9)

RESİM 33: Burun protezi palamet, 1 yıl sonra.



RESİM 35: Burun protezi palamet
1 yıl sonra.

RESİM 34: Burun protezi palamet
1 yıl sonra.

RESİM 36: Burun protezi mollomed, 1,5 yıl sonra.



RESİM 38: Burun mollomed detay.

Resim 37: Burun protezi mollomed
1,5 yıl sonra, yandan.

RESİM 39: Burun protezi mollomed 1,5 yıl sonra, iç detay.



RESİM 40: Burun defekti. (Vaka 11)

RESİM 41: Cilt detay.

RESİM 42: Burun protezi mollomed, ilk uygulamada.



RESİM 44: Burun protezi, mollomed yandan, 1,5 yıl sonra.

RESİM 43: Burun protezi, mollomed 1,5 yıl sonra.

RESİM 45: Burun protezi, mollomed, detay.



RESİM 46: Burun protezi, mollomed iç
detay.

RESİM 47: Göz protezi.(Vaka 5) Uygulamadan hemen
sonra.

RESİM 48: Göz defekti.(Vaka 6)



RESİM 50: Göz protezi palamet 1,5
yıl sonra.

RESİM 51 : .Göz protezi, palamet,
uygulamadan hemen
sonra.

RESİM 51: Göz protezi, 1,5 yıl sonra, detay.



RESİM 52: Göz protezi uygulamadan önce, detay.

KAYNAKLAR

- 1- Abdelnabi, M.M., Moore, D.J., and Sakumura, J.S.:
In vitro comparison study of MDX 4-4220 and polydimethyl
siloxane silicone materials. J Prosthet Dent 51: 532, 1984.
- 2- Akar, Ahmet.: Polimer Kimyasına Giriş. İTÜ Kimya Fakültesi
Yay, İTÜ Kimya Fak. Matbaası, İstanbul, 1982.
- 3 Barnhart, G.W.: A new material and technic in the art of
somatoprosthesis. J Dent Res 39: 936, 1960.
- 4- Bartlett, S.O., and Moore, D.J.: Surface characterization
of the silicone rubber prostheses. J Prosthet Dent 25: 69, 1971.
- 5- Berkan, Ö.: Silikon esaslı ve diğer lastik türü materyaller
ile maxillo facial protezlerin yapımı ve bu materyallerin
yumuşak dokular üzerine olan etkileri. Doktora tezi, İzmir, 1974
- 6- Bulbulian, A.H: Facial Prosthetics. Springfield, III.
Charles C Thomas, Publisher.
- 7- Cantor, R., Webber, R.L., Stroud, L., and Ryge, G.: Methods
for evaluating prosthetic facial materials. J Prosthet.
Dent 21: 324, 1969.
- 8- Chalian, V.A., Drane, J.B., and Standish, S.M.: Maxillofacial
prosthetics. Williams and Wilkins Co, Baltimore, 1971.

- 9- Council on dental material and devices.: Maxillofacial prosthetic materials. JADA 90:845, 1975.
- 10- Craig, R.G., Koran, A., Yu, R., and Spencer, J.: Color stability of elastomers for maxillofacial appliaces. J Dent Res 57:866, 1978.
- 11- Edwards, E.H., and Duntley, Q.S.: The pigments and color of living human skin. Am J Anat 65:4,1939.
- 12- Fine, L., Dipdent, H.: Color and its application in maxillofacial prosthetics. J.Prosthet Dent 39:188,1978.
- 13- Fine, L., Robinson, J.E., Barnhard, G.W., and Karl, L.: New method for coloring facial prostheses. J.Prosthet Dent 39:643, 1978.
- 14- Firtell, D.N., Bartlett, S.O.: Maxillofacial prostheses reproducible fabrication. J Prosthet Dent 22:247, 1964.
- 15- Fonseca, E.P.: The importance of form characterization and retention in facial prosthesis. J Prosthet Dent: 16:338, 1966.
- 16- Goldberg, A.J.: Polyurethane Elastomers asmaxillo facial prosthetic materials. Ph.D Dissertation, University of Michigan, 1977.

- 17- Gonzalez, J.B, Chao, E.Y.S., and An, K-n.: Physical and mechanical behavior of polyurethane elastomer formulations used for facial prostheses. J Prosthet Dent 39:307, 1978.
- 18- Gonzalez, J.B.: Polyurethane elastomers for facial prostheses. J.Posthet Dent 37:179, 1978.
- 19- Gonzalez, J.B.: Recently developed elastomers for facial prostheses. Mayo Clinic Proceedings 53:423, 1978.
- 20- Hambrok, HJ.: Mollomed heibpolymerisierenrendes silikonmaterial für die maxillo faziale prothetik. Zahnarztliche proxis 36:7,1980.
- 21- Hanson, D.M.: Coloring facial prostheses. J.Prosthet Dent 50:818, 1983.
- 22- Kazanjran, V.H., Rowe, A.T., and Young, H.A.: Prosthesis of the mouth and face. J.D.Res 12:651, 1932.
- 23- Keskin, H., Özdemir, T.: İki burun epitezi. İ.Ü.Diş Hekimliği Fak. Der 12:281, 1978
- 24- Koran, A., and Craig, R.G.: Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. J Dent Res 54:1216, 1975.

- 25- Koran, A., Yu, R., Powers, J.M., and Craig, R.G.: Color stability of a pigmented elastomer for maxillofacial appliances. J Dent Res 58: 1450, 1979.
- 26- Koran, A., Powers, J.M., Lepeak, P.J., Craig, R.G.: Stain resistance of maxillofacial materials. J dent Res 58:1455, 1979.
- 27- Köstner Firması ile özel yazışma, 1984.
- 28- Kulzer firması ile özel yazışma, 1984.
- 29- Laney, W.R.: Maxillofacial prosthetics. PSG Publising Co. Baltimore 1979 Page 279, 306.
- 30- Lewis, D.H., and Castleberry, D.J.: An assessment recent advances in external maxillofacial materials. J prosthet Dent 43:426, 1980.
- 31- Lontz, J.F., Schweiger, J.W., and Burger, A.W.: Modifying stress-stain profiles of polysiloxane elastomers for improved maxillofacial conformity. J Dent Res 53: 277, 1974.
- 32- Moore, D.J., Glazer, Z.R., Tobacco, M.J., and tinebaugh, M.G.: Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 38:319, 1977.

- 33- Morton, Maurice.: Rubber Technology. Von Nostrand Reinhold company, 1980.
- 34- Mugan, N.: Çene-Yüz Protezi. Gençlik Basımevi, İstanbul, 1979
- 35- Mugan, N., Tuncer, E., Cansevergil, E.: Epitezlerde son gelişmeler. İ.Ü.Diş Fak. Dergisi 8:639, 1972.
- 36- Mugan, N., Yengin, E.: Bir burun epitesi vakası. Dento-ral 13:25, 1974
- 37- Mugan, N., Yengin, E.: Orbita protezleri. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 12:185, 1978.
- 38- Oral, K.: Muhtelif akrilafların ve silastiğin maxillofacial protezlerde kullanılması. Doktora tezi, Ankara, 1970.
- 39- Quellett, J.E.: Spray coloring of silicone elastomer maxillofacial prostheses. J PROsthet Dent 22:271, 1969.
- 40- Rahn, A.O., Boucher, L.J.: Maxillofacial prosthetics principles and concepts. W.B.Saunders company, philadelphia, 1970.

- 41- Schaof, N.G.: Color characterizing silicons rubberfacial prostheses. J Prosthet Dent 24:198, 1970.
- 42- Schmalz, G.: Biologische und rasterelektronen mikroskopische untersuchungen über ein epithesenmaterial. Dtsch Zahnarztl. Welt 89, 57, 1980.
- 43- Sweeney, W.T., Fischer, T.E., castleberry, D.J., and Cowpertwait, G.F.: Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 27: 297, 1972.
- 44- Tara, N.Abou.: Totoler ersatz der ohrmuschel mit heippolymerisierendem silikonmaterial mollomed. Dtsch Z Mund Kiefer Gerichts chir 8:135, 1974.
- 45- Tashma, J.: Coloring somataprosthesis. J.Prosthet Dent 11: 303, 1967.
- 46- Turfaner, M.: Poly-vinly C ve galvanoplastinin çene-yüz protezlerinde kullanılması. İ.Ü.Diş Hek. Fak. Dergisi, 424, 1970.
- 47- Turfaner, M.: Diş hekimliğinde yumuşak kaide maddeleri. İ.Ü.Diş Hek. Fak. Dergisi 6:256, 1972

- 48- Turner, G.S., Fischer, T.e., Castleberry, D.J., and Lemons, J.E.: intrinsic color of isophorone polyurethane for maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 51:519, 1984
- 49- Türk Standartları Enstitüsü.: TS 547 nolu bülteni. TSE matbaası, Ankara, 1977.
- 50- Yu, R., Koran, A., Raptis, C.N., and Craig, R.G.: Stain kemoval from a silicone maxillofacial elastomer. J Dent Res 60: 1754, 1981.
- 51- Yu, R., Koran, A., and Powers, J.M.: Effect of processing temperature on the properties of a polyvinly chloride maxillofacial elastomer. J Dent Res 62: 1098, 1983

BİYOGRAFİ

1954'de Hatay'da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Anadolunun değişik köy ve kasabalarında bitirdim. Lise öğrenimimi 1968-71 yılları arasında Kuleli Askeri Lisesinde yaptım. 1971'de Türk Silâhlı Kuvvetleri namına İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine başladım ve 1978'de mezun oldum. Türk Silâhlı Kuvvetlerinin değişik ünitelerinde görev yaptım. 1981'de İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Çene-Yüz Protezi ve Cerrahisi Kürsüsünde doktora çalışmasına başladım.