

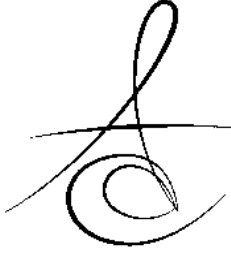
PAPER DETAILS

TITLE: ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER VE BU KONUDAKİ
GELİSMELER

AUTHORS: Pinar ÇEVİK,Oguz ERASLAN

PAGES: 141-147

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/28160>



ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER VE BU KONUDAKİ GELİŞMELER

MAXILLOFACIAL PROSTHETIC MATERIALS AND LATEST ADVANCES IN THIS TOPIC

Yrd. Doç. Dr. Pınar ÇEVİK*

Doç. Dr. Oğuz ERASLAN**

Makale Kodu/Article code: 1507
Makale Gönderilme tarihi: 05.02.2014
Kabul Tarihi: 07.03.2014

ÖZET

Çene yüz protezleri, doğumsal defektler ile, kanser veya travma sonucu oluşan kazanılmış defektlerin kapatılmasında kullanılan protezlerdir. Çene yüz protezi materyallerinin fiziksel ve mekanik dayanım gibi bazı ideal özelliklere sahip olmaları gerekir. Silikon elastomerler çene yüz protez materyallerinde sıklıkla kullanılan malzemelerdir. Bu makalede, çene yüz protezi materyalleri ile bu konu hakkındaki son gelişmeler ele alınmıştır.

Anahtar kelimeler: Mekanik dayanım, silikon elastomerler

ABSTRACT

Maxillofacial prostheses are used for rehabilitation of both congenital defects and acquired defects related to cancer or trauma. Materials used in maxillofacial prosthetics should have some ideal properties such as mechanical and physical strength. Silicone elastomers have been widely used for constructing maxillofacial and other prosthetic devices. This article presents a literature review for maxillofacial prosthetic materials especially for silicone elastomers and latest advances in this topic.

Key words: Mechanical strength, silicone elastomers.

GENEL BİLGİLER

Travma, konjenital bozukluk veya karsinomlara bağlı oluşan, ağız içi ve ağız dışı olmak üzere kafa kaidesini tutan defektler çene yüz defektleri olarak adlandırılırlar.^{1,2} Çene-yüz defektlerinin sabit ya da hareketli protezlerle restorasyonu ve replasmanı ile ilgilenen diş hekimliği dalına ise "maksillofasiyal prosto- danti" adı verilir.³⁻⁵ Baş ve boyun bölgesinin doğumsal, sonradan kazanılmış veya gelişimsel defektlerinde fonksiyonel ve estetik düzelmeye yardımcı olmak için çene yüz protezlerinden faydalanılır.⁶ Çene yüz bölgesinin tutulduğu defektli hastalarda tedavi onarıcı, hafifletici, koruyucu ve destekleyici bir yaklaşımla seçilmelidir.¹

Çene yüz bölgesindeki defektler, hastada oluşturduğu estetik ve fonksiyonel problemlerden dolayı endişe, güven eksikliği, değersiz hissetme, sosyal yetersizlik, toplumdan uzaklaşma gibi psikolojik bozukluklar meydana getirir.⁷

Plastik cerrahideki yeni gelişmelere rağmen kanser ve travma hastalarında çene yüz protezlerine her zaman ihtiyaç duyulmaktadır.⁸ Çene yüz bölgedeki protetik uygulamaların cerrahi müdahalelere olan en önemli avantajlarından biri karmaşık anatomik bölgelere daha iyi uyum sağlamasıdır.⁹

Çene yüz protezlerinin bazı ideal ve yeterli mekanik ve fiziksel özelliklerde olması istenir. Dokular ile uyumlu olması, hafif olması, kolay temizlenebilir olması, fiziksel ve mekanik özelliklerinin yüksek olması ve renklendirilebilmesi ideal çene-yüz protez materyalinin sahip olması gereken özellikler arasındadır.¹⁰

Çene yüz protezleri estetik olduğu kadar fonksiyonel de olması hasta kabulü açısından önemlidir. Eğer hasta burnu vasıtasıyla nefes alır, ya da kulağı ile işitirse protezi daha rahat ve kolay şekilde kabullenecek ve apareyi vücudunun bir parçası olarak hissedecektir.¹¹ Yüz protezlerinde, hastanın memnuniyeti ve protezine hızlı alışması için dış ve iç boyamalarla gerçekçi görünmesi ve doğala yakın olması çok önemlidir.¹²

*Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi,

** Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi



Genel olarak protez yapımında beş ana amaç esas alınır.¹³ Bunlar;

1. Fonksiyonel amaç: Hastanın eksik olan organının tamamlanarak kısmi de olsa fonksiyon görebilmesini sağlamak,
2. Kozmetik amaç: Hastanın estetiğini sağlamak,
3. Fonetik amaç: Çene protezlerinde hastanın güzel ve anlaşılabilir konuşmasını sağlamak,
4. Psikolojik amaç: Eksik olan organdan kaynaklanan psikolojik rahatsızlıklarını gidermek,
5. Biyolojik amaç: Doku bütünlüğünü sağlamak.

Polimer yapıdaki materyaller düşük termal stabiliteleri, solar radyasyona karşı dayanımlarının az olması ile halen ideal materyaller olmaktan çok uzaktır.¹⁴ Polidimetilsiloksanlar, çene yüz protezlerinde kullanılan diğer materyallere göre kolay manipülasyonları, mükemmel radyasyon dirençleri ile en çok kullanılan malzemelerdir.¹⁵⁻¹⁹ Silikonlarda bulunması gereken özellikler ilk defa Bulbulian²⁰ tarafından yayınlanmıştır ve silikonlar 1946 yılında onun tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak Barnhart ve ark,²¹ çene-yüz protez üretiminde silikonu kullanmışlardır.

1. Çene Yüz Protezinde Kullanılan Materyaller

Çene yüz protezlerinde kullanılan birçok materyal, kullanım kolaylığı ve fiziksel özelliklerine göre değişiklik gösterir.²² İdeal bir çene yüz protez materyalinde bulunması gereken özellikler²³ Tablo 1’de gösterilmiştir. Çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan başlıca materyaller:^{7,22,23}

- Akrilik rezinler
- Akrilik kopolimerler
- Polivinil klorit ve kopolimerleri
- Poliüretanlar
- Silikon elastomerlerdir.

1.1. Akrilik rezinler

Polimetilmetakrilat (PMMA), eski dönemlerde çene yüz protezlerinin yapımında en yaygın kullanılan materyal iken, günümüzde çok sık olmamakla beraber çene yüz defektlerinde kullanılmaktadır. Uygun boyama yapıldığında bu tip protezlerde gerçeğe oldukça yakın görünüm elde edilebilir.²²

Ertem’in²⁴ bildirdiğine göre PMMA’ya güçlendirici materyal katılması ile bu materyalin güçlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu yaklaşım içinde metal, fiber, karbon ve aramid fiber sistemleri, cam ve polietilen fiber ile PMMA’ı güçlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmış ve yapılmaktadır.

Tablo 1. İdeal bir çene yüz protezinde bulunması gereken özellikler.²³

İdeal Fiziksel ve Mekanik Özellikler	İdeal Uygulama Özellikleri	İdeal Biyolojik Özellikler
Yüksek çekme kuvveti	Kolay şekillendirilebilmeli	Destek dokularla uyumluluk
Yüksek uzama katsayısı	Uygulamadan sonra kimyasal olarak inert olmalı	Alerjen olmamalı
Yüksek kenar direnci	Uygulama esnasında ve sonrasında boyutsal stabiliteye sahip olmalı	Toksik olmamalı
Abrasyona karşı direnç	Piyasadaki iç ve dış renklendiricileri ajanlarla kolaylıkla boyanabilmeli	Dokulara uyumlu esneklik
Çevre dokulara uygun dinamik özellik	Kolay kalıplanabilmeli	Aşırı yüksek ve düşük ısılarda (-4.5 °C, 60 °C) esnekliğini koruyabilmeli
Düşük sürtünme katsayısı	Tamir edilebilmeli	Çözücü ve adezivlere karşı inert olmalı
Düşük cam geçiş ısısı	Detay verilebilmeli	Ucuz olmalı
Düşük özgül ağırlık	Renklendirici maddelerin homojen dağılımına izin verecek yeterlilikte yüksek viskoziteye sahip olmalı	Dokunun gerçek deri tonlarını yakalayabilmeli
Kokusuz olmalı	Uzun raf ömrü	Renk stabilitesi
Yanmamalı	Uzun çalışma zamanı	Boyutsal stabilite
Su emmemeli	Viskozitesi kolay uygulamaya olanak verecek kadar düşük olmalı	Kullanım sırasında yumuşaklığını koruyabilmeli
Saydam olmalı	Yanıcı olmamalı	
Düşük yüzey gerilimi	Bileşenleri toksik olmamalı	
Düşük ısısal iletkenlik	Uygulamadan sonra pöröz olmamalı	
Kolay dublake edilebilmeli	Uygulama sonrası renk kaybı olmamalı	
	Düşük uygulama ısısı	

Rezin-fiber adezyonunun artırılmasına yönelik yapılan pek çok araştırmada; silan uygulaması, fiber yüzeyinin asitle pürüzlendirmesi gibi uygulamalar geliştirilmiştir. Silan uygulamasının cam fiber haricindeki fiberlerle kullanılmasındaki amaç fiber ile rezin matriksin ıslatılabilirliğini artırmaktır. Böylece silan uygulamasıyla fiber yüzeyinde oluşan mikro boşluklara polimerin fiziksel tutunması sağlanmaktadır.^{24,25}

1.2. Akrilik Kopolimerler

Ağız içinde kullanılan yumuşak astar maddeleri bu gruba örnektir. Metilmetakrilat ve akrilat rezinlerin plastizerler ile kombinasyonu sonucu oluşurlar.^{7,12} Çene yüz protezleri için kullanılan plastizerli metakrilat materyaller yumuşak ve elastiktir.



1.3. Polivinil Klorit (PVC) ve Kopolimerleri

Etilendeki bir hidrojen atomunun, Cl atomu ile yer değiştirmesiyle vinil klorür oluşur. Vinil klorürün polimerleşmesiyle polivinilklorür oluşur.²⁶ PVC, cam geçiş ısısı oda sıcaklığından oldukça yüksek olan rijit bir plastiktir.²²

PVC'nin çene yüz protezlerinde kullanımında, oda ısısında bir elastomer elde etmek amacıyla içine plastitler katılır.²² Kullanım süreleri kısa olup üç ile altı ay arasında değişir.^{7,23,27}

1.4. Poliüretanlar

Poliüretanlar, diisosiyanat ile polyolün bir başlatıcı varlığında birleşmesinden meydana gelirler. Diisosiyanat, oldukça toksiktir ve reaksiyon büyük bir dikkatle yürütülmelidir. Son yıllarda isoforon poliüretanların çene yüz protezlerinde kullanımı hakkında çalışmalar fazlalaşmış ve bu malzeme en yeni malzemelerden biri olmuştur.^{7,22} Biyo-kararlılık testleri sonuçlandıktan sonra, bu malzemeler implant ve protez malzemesi olarak yaygın şekilde kullanılmaya başlanacaktır.²⁸

1.5. Silikon Elastomerler ve Bu Konudaki Gelişmeler

Silikonlar, silisyum atomlarının, en az bir bağ değeri ile oksijen atomları üzerinden birbirlerine bağlanması ile oluşan polimer bileşikleridir. Geri kalan bağ değerleri ise en az bir organik grup ile doyurulmuş biçimdedir.²⁹

Sağlık sektöründe 'silikon' sözcüğü polidimetil-siloksan (PDMS) türevleri ve öncelikli içerikleri PDMS olan bileşikler için kullanılır. Silikon, doğada kum ve kayalarda genellikle silika ve silikat formunda bulunur.³⁰ Polisiloksanlar genel oksidatif ve termal bozunmaya karşı oldukça dirençli, kararlı bileşiklerdir. Özellikle -50 °C ile +70 °C sıcaklık aralığında elastik ve mekaniksel özelliklerini korurlar.³¹

Konvansiyonel silikon elastomerlerden malzeme üretiminde istenen özelliklere sahip ürün elde edebilmek için kovalent çapraz bağlamaya gerek duyulur. Lineer ya da dallanmış silikon (PDMS) homopolimerler oda sıcaklığında viskoz sıvı ya da esnek katı kıvamındadır. Malzeme içeriklerinin üretimi, komşu polimer zincirdeki kimyasal bağların oluşumu için çapraz bağlanma içermelidir. Bu sonsuz bağlantı polimere kauçuk elastikiyetini verir.²⁸

Silikon elastomerler polimerizasyon ısısına göre ikiye ayrılır:^{12,32}

1. Oda ısısında vulkanize olan (RTV) silikonlar

2. Yüksek ısıda vulkanize olan (HTV) silikonlar

RTV silikonlar çene yüz protezleri yapımında en sık kullanılan materyallerdir. RTV tip silikonlar, vinil ve hidrit içeren siloksanlardan oluştuğu ve kloroplatinik asit katalizörüyle polimerize olduğu için ilave tipli silikon ölçü maddeleriyle büyük benzerlik gösterir ve alçı kalıplarda polimerize edilebilir.²² RTV silikonlarda iç boyama tekrarlanabilir olup fiziksel özellikleri iyi, işlenebilirlikleri HTV silikonlara göre daha kolaydır. Kimyasal özelliklerini yüksek ısı farklılaşmalarında koruyabilirler.³³ Tamir edilmeleri zordur. Çekme gerilimini arttırmak, renk bozulmasını engellemek için silika doldurucular ilave edilir.^{7,12} Dolgu maddeleri materyali kuvvetlendirmek amacıyla kullanılmaktadır.³⁴

HTV silikonlar vulkanizasyon öncesi düşük viskozitelerinden dolayı uygun bir stabilizasyona sahip olup opak bir görüntüye sahiptir.³⁰ HTV silikonlar, RTV silikonlara göre daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler. Opak olması, iç boyamasının zorluğu, yüksek yüzey sertliği, kullanım zorluğu ve karmaşık aletlerin gerekliliği bu silikonların dezavantajlarındandır.^{7,23,34} Son yıllarda sıklıkla kullanılan silikon elastomerler ve üretici firmaları Tablo 2'de görülmektedir.

Tablo 2. Son yıllarda kullanılan bazı çene yüz protezi materyalleri ve üretici firmaları

Silikon	Tipi	Üretici Firma
A-2000	RTV	Factor 2 Inc. Lakeside, AZ, USA
A-2006	RTV	Factor 2 Inc. Lakeside, AZ, USA
A-2186	RTV	Factor 2 Inc. Lakeside, AZ, USA
Silastic MDX 4-4210	RTV	Dow Corning® Corporation, Midland, USA
Cosmesil (CosM511)	HTV	Principality Medical Newport, UK
Episil	HTV	Dreve Dentamid Unna, Germany
VST-50	RTV	Factor 2 Inc. Lakeside, AZ, USA
Cosmesil K-10	RTV	Dow Corning® Corporation Midland, USA
Silastic 382	RTV	Dow Corning® Corporation Midland, USA
Multisil	HTV	Bredent, Germany
TechSil S25	RTV	Technovent Limited, South Wales, UK

1.6. Elastomer Doldurucular

Silikon elastomerlerin mekanik özelliklerini ve viskozitelerini artırmak için silikonların içerisine doldurucular eklenir. Doldurucular çapraz bağlı matriksi destekleme görevi üstlenir. Doldurucu kullanılmayan silikon polimerlerde yetersiz mekanik özellikler oluşur.³⁰

Çene yüz protezlerinde bozulmalar genellikle ince yapılması gereken kenar bölgelerinden başlar. İnce yapılan protez kenarları medikal adezivler, temizleyiciler ve vücut sıvılarının etkisiyle deformasyona uğrar. Çene yüz protezlerinin en önemli dezavantajlarından olan kenar yırtılmalarını ve kopmaları önleyebilmek amacıyla silikon elastomerler içerisine silika tozu, cam fiber ve doğal fiberler gibi çeşitli doldurucular ilave edilerek mekanik özellikler, bilhassa çekme ve yırtılma dayanımı artırılmaya çalışılmaktadır.^{35,36,37}

Günay ve ark,³⁷ naylon fiber ilave ettikleri A-2186 RTV tip silikon elastomerin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, naylon fiber ilave edilen silikon elastomerin çekme ve yırtılma dayanımlarının naylon fiber ilave edilmeyen kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek çıktığını bildirmişlerdir. Günay ve ark,³⁷ ilave edilen naylon fiberin silikon matriks içinde bir alt yapı görevi görerek silikon matriksin mekanik dayanımını artırdığını belirtmişlerdir.

Karayazgan ve ark'nın³⁸ bildirdikleri klinik raporda, naylon fiber ilave ettikleri silikon elastomerde herhangi bir kenar yırtılması ve kopmanın olmadığı gözlenmiştir.

Silikonların mekanik özellikleri aynı polimerin uzun ve kısa zincirlerinin harmanlaması ile oluşturulan bimodal ağ ile de artırılabilir. Molar kütle dağılımındaki bu fark ile silikonlar daha yüksek yırtılma ve çekme dayanımı gösterirler.³⁹ Kimyasal endüstride son yıllarda organik polimer matriksi içerisine nano-oksit partikülleri ilave edilerek kimyasal olarak farklı bir polimer sınıfı ortaya çıkmıştır.^{40,41} Nano-oksit partikülleri her ne kadar silikon matriksini güçlendirse de silikon elastomere dâhil edilmesi düşünülen nano-oksit miktarı belli bir seviyeyi geçmemelidir. Aksi halde yüksek yüzey enerjisine ve kimyasal reaktiviteye sahip⁴² olan bu moleküller silikon matriks içerisinde çökebilirler.

Silikalar en çok elastomerlerin mekanik dayanımının artırılması amacıyla kullanılan doldurucu tipleridir. Amorf silika, tütsülenmiş ve yoğunlaştırılmış

silika türleri olarak iki kategoride sınıflandırılır. İki kategoride sınıflandırılmalarının nedeni bu silikaların üretim aşamalarındaki ve partikül boyutlarındaki farklılıktır. Yoğunlaştırılmış silika, sodyum silikatın asit içerisinde yoğunlaştırılmasıyla elde edilirken, tütsülenmiş silika silikon tetra klorür buharının hidrojen ve oksijen alevinde yaklaşık 1800 °C' de hidrolizi sonucu oluşur. Bu süreç yüksek saflıkta ve ince partikül boyutunda bir ürün oluşturur.⁴³ Genel olarak medikal uygulamalarda kullanılan elastomerlerde yüksek saflığı ve düşük nemlenme özelliği sebebiyle tütsülenmiş silika kullanılmaktadır.⁴⁴

Silika dolduruculu silikon elastomerler birçok alanda kullanılan nanokompozitlerin de ilk örneklerini oluştururlar. Polimerik kompozitlerin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesinde de doldurucu olarak tütsülenmiş silika nanopartikülleri kullanılmaktadır.⁴⁵

Silika doldurucuların önce silan ile yüzey işlemine tabi tutulup silikona eklenmelerinin, silika doldurucuların polimer ile daha iyi birleşmesini sağlayarak yapının mekanik özelliklerini daha fazla artıracığı düşünülmektedir.^{30,39,46,47}

Tütsülenmiş silika partikülleri yüzeylerindeki hidroksil gruplarının silan ile kaplanmasıyla hidrofobik özellik kazananırlar.⁴⁸ Hidrofilik silika partikülleri trimetilklorosilan, Hexamethyldisilazane (HMDS) gibi farklı silan ajanları ile yüzey işlemine tabi tutularak hidrofobik özellik kazanabilirler.⁴⁵

Bellamy ve ark⁴⁷yapmış oldukları çalışmada, yüzey işlemi ile hidrofobik hale getirilen silika (Aerosil, Degussa Ltd., Cheshire, UK) ilavesi ile yeni formülasyon silikon elastomer üretmişlerdir. Üretilen bu silikonun kontrol grubu olan platinum esaslı A-2186 RTV tip silikon elastomerden yırtılma dayanımı açısından anlamlı olarak üstün olduğunu, sertliğinin ise düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bellamy ve ark⁴⁷ yapmış oldukları bu çalışmada yüzey işlemi için, polimetilsiloksan ve trimetoksioktilsilan silan ajanları kullanmışlardır.

HMDS ile kaplanmış ve hidrofobik hale gelmiş silika, üzerindeki metoksi (-CH₃) grupları ile kullanılan silikonların fonksiyonel grubu olan vinil grubu ile reaksiyona girmektedir. Silikonun vinil grubu ile reaksiyona giren hidrofobik silikanın, silikon polimer matrikse yapısal olarak dayanıklılık sağlayacağı beklenir.

Arreche ve ark⁴⁹ yapmış oldukları çalışmada, HMDS ile yüzey işlemi yapılan silika ilave edilen

biyopolimerik malzemelerin hidrofobik özelliklerini incelemişlerdir. Yiyecek sektöründe kullanılan biyopolimerik malzemeye yüzeyi HMDS ve APS (3-aminopropyl triethoxysilane) işlenmiş silika ilave edilmiş, sonuçta hidrofobik özelliğin HMDS ilave edilen örneklerde anlamlı derecede yükseldiğini bildirmişlerdir.

Çevik⁵⁰ yapmış olduğu çalışmada HMDS ile hidrofobik hale getirilen silikanın ilave edildiği A-2000 RTV tip silikon elastomerin uzama yüzdesinde iyileşme sağlandığını rapor etmiştir. Aynı çalışmada uzama yüzdesindeki artışın nedeni, aktif hidrojen atomlarıyla yer değiştiren silanlanmış silikanın reaktif bir rol oynayarak polimer matriksini kuvvetlendirmesi olarak gösterilmiştir.

İlave maddelerin farklı silikonlarda farklı mekanik etkiye sebep olmasının nedeni, ilave maddelerin silikonların fonksiyonel vinil grubu ile yaptığı kimyasal bağın farklılığından olabilir.⁵⁰

Özetle, çene yüz protezi materyallerinin başlangıç özellikleri istenilen tarzda olsa da tüm çalışmalarda eskitme işlemleri sonrası materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde belirgin azalmalar gözlenmektedir. Materyaller içine ilave edilen doldurucuların farklı oranlarda ilavesinin mekanik ve fiziksel özellikleri ne derecede etkilediğine ait çalışmalar devam etmektedir. Sonuç olarak, protez materyallerinin eskitme işlemlerine dayanımının artırılması ve istenilen özelliklerinin daha uzun zaman korunabilmesi için bu konuda özel ve ayrıntılı çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Moser V, Crevenna R, Korpan M, Quittan M. Cancer rehabilitation: particularly with aspects on physical impairments. J Rehabil Med 2003;35:153-62.
2. Hubalkowa H, Holakovsky J, Bradza F, Diblik P, Mazenek J. Team approach in the treatment of extensive maxillofacial defects. Five case report series. Prague Medical Report 2010;111:148-57.
3. Yazdanie N, Mandersen RD. Prosthetic management and rehabilitation of an extensive intraoral and facial defect. Int J Prosthodont 1989; 2:550-4.
4. Adisman IK. Prosthesis serviceability for acquired jaw defects. Dent Clin North Am 1990;34:265-83.
5. Özdemir H, Aladağ Lİ. Sonradan kazanılmış bir maksiller defektin protetik obturasyonu: Bir olgu sunumu. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2011;4:122-7.
6. Roberts AC. Facial reconstruction by prosthetic means. Br J Oral Surg 1967;4:157-82
7. Öztürk E. Üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi [tez]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2009.
8. Kiat-Amnuay S, Gettleman L, Khan Z, Goldsmith LJ. Effect of adhesive retention of maxillofacial prostheses. Part 2: time and reapplication effects. J Prosthet Dent 2001;85:438-41.
9. Wilkes GF, Wolfaardt JF: Osseointegrated alloplastic versus autogenous ear reconstruction: criteria for treatment selection. Plast Reconstr Surg 1994;93:967-79
10. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MGJ. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 1977;38:319-26.
11. Yalug S. Çene yüz bölgesinde cerrahi işlem sonrası görülen anatomi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 1998;8:105-9.
12. Lontz JF. State of the art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. Dent Clin North Am 1990;34:307-25.
13. Bayrak Ö. Silikon yağı ilave edilen polimetilmetakrilat (pmma) protez kaide materyalinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin araştırılması [tez]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2007.
14. Eleni NP, Krokida MK, Polyzois GL, Charitidis AC, Koumoulos EP, Tsikourkitoudi VP, Ziomas I. Mechanical behaviour of a polydimethylsiloxane elastomer after outdoor weathering in two different weathering locations. Polymer Degradation and Stability 2011;96:470-6.
15. Polyzois G, Stafford GD, Winter R. A study of some mechanical properties of an RTV polydimethylsiloxane for extraoral maxillofacial prostheses. Clin Mater 1992;9:21-9.
16. Abbasi F, Mirzadeh H, Katbab A. Modification of polysiloxane polymers for biomedical applications: a review. Polym Int 2001;50: 1279-87.
17. Dollase T, Spiess HW, Gottlieb M, Yerushalmi-Rozen R. Crystallization of PDMS: the effect of physical and chemical crosslinks. Europhysics Letters 2002;60:390-6.



18. Virlogeux F, Bianchini D, Delor JF, Baba M, Lacoste J. Evaluation of cross-linking after accelerated photo-ageing of silicone rubber. *Polymer International* 2004;53:163-8.
19. Lacoste-Ferré M, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Blandin M, Lacabanne C. Thermo-mechanical analysis of dental silicone polymers. *Journal of Materials Science* 2006;41:7611-6.
20. Bulbulian AH. *Facial prosthesis*. WB Saunders Company; Philadelphia:1945. p. 5.
21. Barnhart GW. A new material and technique in the art of somato-prosthesis. *J Dent Res* 1960;39:836-44.
22. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11 ed. St. Louis; CV Mosby: 2002. P. 68-108, 675-80, 186-95.
23. Beumer J, Curtis T, Marunick M. *Maxillofacial Rehabilitation. Prosthodontic and Surgical Considerations*. St. Louis; Mosby: 1996. p. 377-455.
24. Ertem G. Polietilen Fiberle Güçlendirilen Akrilik Rezinlerde Farklı Polimerizasyon Yöntemlerinin Artık Monomer Miktarına Etkisinin İn-Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi [tez]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
25. Jagger DC, Harrison R, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:185-94.
26. MEGEP. T.C. Mili Eğitim Bakanlığı (Meslekî eğitim ve öğretim sisteminin güçlendirilmesi projesi) Kimya teknolojisi polimer kavramları ve özellikleri, 2, Ankara, 2008.
27. Jani RM, Schaaf NG. An evaluation of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;39(5):546-50.
28. Medikal plastikler (editorial) <http://www.belgeler.com/blg/cpp/medikal-plastikler>. Erişim Tarihi: 19.01.2013
29. İspir E, Serin S. Polisiloksanlar ve Kullanım Alanları. *KSÜ. Fen ve Mühendislik Derg* 2006; 9,46-8.
30. Ekren O. Tikotropik Ajanların Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Materyalinin Mekanik Özelliklerine Etkisi [tez]. Adana: Çukurova Üniversitesi; 2009.
31. Patel M, Skiner A.R, Maxwell R. S. Sensitivity of condensation cured polysiloxane rubbers to sealed and open to air thermal ageing regimes. *Polymer Testing* 2005;24:663-8.
32. Bal BT, Öztürk E, Karakoca S. Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki gelişmeler. *ADO Klin Bilim Derg* 2007;1;63-8.
33. Keskin H, Özdemir T. Çene yüz protezleri. İ.Ü. Basımevi, İstanbul 1995;147-54.
34. Uyan D. Yüz protezleri yapımında kullanılan iki farklı tip silikon elastomerin in vivo implantasyon tekniği ile biyolojik uyumluluk açısından kıyaslanması [tez]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
35. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1972;27:297-305.
36. Andreopoulos AG, Evangelatou M, Tarantili PA. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. *J Biomater Appl* 1998 Jul;13:66-73.
37. Gunay Y, Kurtoglu C, Atay A, Karayazgan B, Gurbuz CC. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *Dent Mater J* 2008;27:775-9.
38. Karayazgan B, Gunay Y, Evlioglu G. Improved edge strength in a facial prosthesis by incorporation of tulle: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:526-9.
39. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;65:252-61.
40. Hayashi S, Fujiki K, Tsubokawa N. Grafting of hyperbranched polymers onto ultrafine silica: postgraft polymerization of vinyl monomers initiated by pendant initiating groups of polymer chains grafted onto the surface. *React Funct Polym* 2000;46:193-201.
41. Khan AA, Alam MM. Synthesis, characterization and analytical applications of a new and novel organic-inorganic composite material as a cation exchanger and Cd(II) ion-selective membrane electrode: polyaniline Sn(IV) tungstoarsenate. *React Funct Polym* 2003;55:277-90.
42. Watson S, Beydoun D, Scott J. Preparation of nanosized crystalline TiO₂ particles at low temperature for photocatalysis. *J Nano Res* 2004;6:193-207.

43. Taikum O, Friehmelt R, Scholz M. The last 100 years of fumed silica in rubber reinforcement, Rubber World 2010;242:35-44.
44. Prasertsri S, Rattanasom N. Fumed and precipitated silica reinforced natural rubber composites prepared from latex system: Mechanical and dynamic properties. Polymer Testing 2012;31:593-605.
45. Yilgor E, Eynur T, Kosak C. Fumed silica filled poly(dimethylsiloxane-urea) segmented copolymers: Preparation and properties. Polymer 2011;52:4189-98.
46. Lane TH, Burns S.A. Silica, silicone, silicones... unveiling the mystery. Curr Top Microbiol Immunol 1996;210:3-12.
47. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. Biomaterials 2003; 24: 5061-6.
48. McCarthy T. A Perfectly Hydrophobic Surface, J. Am. Chem. Soc 2006;128:9052.
49. Arreche R, Blanco M, Vázquez P. Use of new silica fillers as additives for polymers used in packaging of fruit. Quim Nova 2012;35:1907-11.
50. Çevik P. Silika ve Titanyum Dioksit İlavesinin İki Farklı Maksillofasiyal Silikon Elastomerin Mekanik Özelliklerine Etkisi [tez]. Konya: Selçuk Üniversitesi; 2013.

Yazışma Adresi:

Dr. Pınar ÇEVİK
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi B Blok 1. kat
Bışkek Cd.(8.Cd.) 82.Sk. No:4
06510 Emek - ANKARA
Tel: 0543-773-37-93
E-posta: pinarcevik@gazi.edu.tr

