

Protez Kaide Materyallerinin Güçlendirme Metotları

Reinforcement Methods of Denture Base Resins: Review

Buket AKALIN EVREN,^a
Yasemin KULAK ÖZKAN^a

^aProtetik Diş Tedavisi AD,
Marmara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul

Geliş Tarihi/Received: 28.02.2011
Kabul Tarihi/Accepted: 10.05.2011

Yazışma Adresi/Correspondence:
Buket AKALIN EVREN
Marmara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD, İstanbul,
TÜRKİYE/TURKEY
buketakalin@hotmail.com

ÖZET Diş hekimliğinde kullanılan polimerler çeşitli şekillerde kuvvetlendirilebilirler. Protez kaide materyallerini güçlendirmek için genellikle metal teller ya da metal plakalar kullanılır. Polimerlerin dayanıklılığı metal teller ya da plakalar ile bir miktar arttırılabilmesine rağmen, metal yapıların dental protezlerin yorgunluk direnci üzerine etkileri minimumdur. Bu nedenle polimerlerin dayanıklılığını arttırmak için son yıllarda fibril uygulaması yaygınlaşmıştır. Protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerini geliştirmek için karbon, aramid, polietilen ve cam fibriller çok sayıda çalışmada kullanılmıştır. Özellikle cam fibrillerin kullanımıyla, yorgunluk direncinin arttığı ve estetik özelliklerin geliştiği bildirilmiştir. Bir dental protez fibrillerle iki şekilde güçlendirilebilir: Protezin tamamı fibrillerle kuvvetlendirilir ya da güçlendirme protezin zayıf bölgesine fibrillerin yerleştirilmesiyle yapılır. Bu güçlendirmeler total ve parsiyel güçlendirme olarak adlandırılır. Fibrillerle güçlendirilmiş protez kaidelerinin dayanıklılığını etkileyen faktörler; fibrillerin oryantasyonu, fibrillerin miktarı, fibrillerin rezin matriks ile ıslatılması ve fibrillerin rezin matrikse adezyonudur. Bu çalışmada, bu faktörlerin, fibrillerin yerleştirilmesi ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hakkındaki çalışmaların klinik diş hekimliği açısından derlemesi yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Fiberglas ile güçlendirilmiş polimerler; akrilik rezinleri

ABSTRACT Polymers used in dentistry can be reinforced in many different ways. Usually metal wires or plates are used to strengthen denture base polymers. Although the strength of polymers can be slightly enhanced by the use of metal strengtheners, the influence of metal strengtheners on the fatigue resistance of dental appliances is minor. Therefore, to increase the strength of polymers, fiber applications gained popularity in recent years. Carbon, aramid, polyethylene and glass fibers were tested in many studies to improve the mechanical properties of denture base polymers. Improved fatigue resistance and good esthetic properties were reported especially by using of glass fibers. A dental prosthesis can be reinforced with fibers in two ways: the entire denture base can be reinforced with fibers or a fiber reinforcement can be accurately placed at the weak site of the appliance. These reinforcements can be defined as total fiber reinforcement and partial fiber reinforcement. Factors affecting the strength of fiber reinforced denture bases are; orientation of fibers, quantity of fibers, impregnation of fibers with the matrix polymer and adhesion of fibers to the matrix polymer. The present article reviews the literature of studies regarding these factors on the mechanical properties and the handling of fibers from the point of view of clinical dentistry.

Key Words: Fiberglass reinforced polymers; acrylic resins

Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2015;21(1):40-9

Titanyum, alüminyum ve baz metal alaşımları gibi çeşitli metal ve metal alaşımları, üretan dimetakrilat, polimetilmetakrilat (PMMA) ve asetal rezin gibi polimerler kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak bütün bu materyallerin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

dır.¹⁻⁶ Günümüzde ideal olarak tüm beklentileri karşılayabilecek materyal henüz bulunamamıştır.

PMMA, protez yapımında en yaygın kullanılan materyaldir. Renk sabitliği, manipülasyon ve polisaj kolaylığı nedeni ile tercih edilmektedir. Ancak popülerliğine ve estetik talepleri karşılama-sına rağmen, PMMA, mekanik özellikler açısından idealden uzaktır.^{3,7}

Protez kaide materyallerindeki tüm gelişmelere rağmen, protez kırıkları hâlâ çözülmesi gereken bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Kırıkların genellikle hastaların dikkat eksikliği nedeni ile meydana geldiği düşünülmesine rağmen, hekime ve teknisyene bağlı hatalar da büyük oranda etkilidir.⁷⁻⁹ Literatürde protezlerde oluşan kırıklar ve sebepleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Hargreaves, üç yıllık kullanım sonunda protezlerin %63'ünde kırık görüldüğünü ve bu kırıkların çoğunun total protezlerden çok bölümlü protezlerde meydana geldiğini belirtmiştir.¹⁰ Darbar ve ark. ise, 3 farklı laboratuvara dağıtılan anket sonuçlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; tamirlerin %33'ünün diş kayıpları, %29'unun orta hat kırıkları, geri kalan %38'inin ise ana bağlayıcı kırıklar ve akriliğin metal yapıdan ayrılması şeklinde görüldüğünü ortaya koymuşlardır.¹¹ Orta hat kırıklarının %71'inin üst protezlerde, %29'unun ise alt protezlerde tespit edildiğini bildirmişlerdir.

Protez kırıkları, bükülmeye bağlı yorgunluk "flexural fatigue" ve darbe "impact" olarak adlandırılan iki farklı türde kuvvet nedeni ile ortaya çıkar. Bükülmeye bağlı yorgunluk, hem polimer hem de metal yapıların tekrarlanan bükülmeleri sonucunda oluşur. Bir kez uygulandığında yapıya hiçbir zararı olmayan kuvvetler sürekli tekrarlandıkça kırıklar görülür. Bu tip bir başarısızlık, stresin yoğun olduğu alanlarda mikroskobik çatlakların gelişimi ile açıklanabilir. Tekrarlanan çiğneme yükleri ile bu çatlaklar materyali zayıflatan bir fissüre dönüşür ve kalan sağlam kısmın mekanik kapasitesini geçen bir kuvvet ile de kırık meydana gelir. Protezlerde görülen orta hat kırığı genelde bükülmeye bağlı yorgunluk olarak, ortalama üç yıllık kullanım sonucunda oluşur. Darbeye bağlı kırıklar ise genellikle ağız dışında, protezin aniden

fırlaması ya da temizleme, öksürme ve hapşırma sırasında düşürülmesi ile ortaya çıkar.^{7,10,12,13} Protez kırıkları materyalin yapısından başka birtakım sebeplerden dolayı da görülebilir: Yoğun stres alanları yaratan geniş frenilumlar, toruslar ya da çıkıntılı orta hat sütürü, doku andırkatları, ince ya da çok uzatılmış protez kenarları, dokuyla uyumsuz protezler, yumuşak astar materyali uygulaması için kaidenin fazla inceltilmesi, gerekli durumlarda röl-yef yapılmaması, oklüzyon hataları, protez tasarımının hatalı olması ve tekrarlanan tamirler de protez kırıklarının nedenleri arasındadır.^{7,8}

Protez kaide materyallerinde, yukarıda da belirtildiği gibi, birçok nedenden dolayı meydana gelen kırıklar, doğal olarak tamire ihtiyaç duyarlar. Kırık protezlerin tamiri için çok çeşitli metotlar önerilmiş olsa da, basitliği ve çabuk uygulanması nedeni ile otopolimerizan akriliklerin kullanımı en popüler yoldur. Fakat otopolimerizan akrilikle tamir edilen protezlerde çoğunlukla aynı bölgede kullanım sonrası tekrar kırık görülür. Bunun en önemli sebebi, otopolimerizan rezinlerin transvers direncinin, ısı ile polimerize olan rezinlerinkinden daha düşük olmasıdır.¹⁴ Tamirin direncini artırmak için; tamir yüzeyinin şekli, yüzeye uygulanan ajanlar ve tamir rezinine metal ya da fibriller gibi çeşitli materyallerin eklenmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır.¹²⁻²¹ Kırığın sebebi ne olursa olsun yapılan tamirler dayanıklı olmalı, çabuk yapılmalı, materyalin orijinal rengine uymalı ve boyutsal stabilitesini korumalıdır. Bu materyallerin özellikle, darbe ve yorgunluk dirençlerinin yeterince tatmin edici olmaması protezlerin çeşitli şekillerde kuvvetlendirilmesi ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Bugüne kadar yapılan çalışmalarda, PMMA'nın güçlendirilmesi üç farklı şekilde karşımıza çıkmıştır.^{7,9}

- 1- PMMA'ya alternatif materyaller
- 2- PMMA'nın kimyasal modifikasyonu
- 3- PMMA'ya çeşitli materyaller eklenmesi

POLİMETİLMETAKRİLATA ALTERNATİF MATERYALLER

PMMA'nın birtakım mekanik eksikliklerinin üstesinden gelmek için kaide materyali olarak kullanılmak üzere çeşitli polimerler geliştirilmiştir.

Poliamid, epoksi rezin, polistiren, asetal rezin, vinil akrilik ve polikarbonat bunlardan bazılarıdır. Poliamid yüksek su emilimi; epoksi rezin toksisite olasılığı; polistiren ve vinil akrilik kullanım sırasında deformasyon olasılığı; asetal rezin ve polikarbonat enjeksiyon yöntemi gerektirmeleri nedeni ile yaygın olarak tercih edilen materyaller olmamışlardır ve bu alternatif materyallerin hiçbiri PMMA'ya belirgin bir üstünlük sağlamamıştır.^{5,7,22,23}

POLİMETİLMETAKRİLATA KİMYASAL MODİFİKASYONU

Polimerlerin elastomerler ile güçlendirilmesi kimyasal modifikasyona iyi bir örnektir. Bu tür rezinlere “high impact” rezinler denir. Bu materyal, bütadien-stiren elastomeri ile güçlendirilmiş PMMA'dır. Toz-likit halinde bulunurlar, diğer ısı ile polimerize olan rezinler gibi elde edilirler ve ilave edilmeleriyle materyalin darbe direncini artırırlar. “High impact” rezinlerde gelişen bir çatlak, PMMA boyunca ilerleyecek ve elastomer yüzeyine geldiğinde yavaşlayacaktır. Bu rezinlerin en büyük özellikleri, kırılmadan önce standart rezinlerden daha fazla miktarda enerji absorbe etmeleridir. Tek sorun, darbe dirençleri artmış, ancak çok elastik hale gelmiş protez kaideleri elde edilmesidir. Güçlendirme metodu olarak PMMA'ya elastomer eklenmesi en kabul edilebilir ve en başarılı kimyasal modifikasyon metodudur. Ancak, standart rezine göre darbe direncini 10 kat artırırsalar da, yüksek maliyeti rutin kullanımını sınırlandırmaktadır.^{4,7,24,25}

Son yıllarda yapılan bazı çalışmalarda, “self-reinforcement” adı verilen ve PMMA taneciklerinden ya da fibrillerinden oluşan kuvvetlendirilmeden bahsedilmiştir. Bu yöntemin ortaya çıkmasının nedeni; akrilik rezinin kuvvetlendirilmesi için kullanılan materyallerin, etraflarında oluşan stresli alanlar nedeni ile yapıyı zayıflatıklarının düşünülmesidir. Yapım aşamasında akrilik rezin hamurunun içerisine PMMA içerikli fibrillerinin ya da taneciklerinin çeşitli oranlarda eklenmesiyle elde edilirler.^{7,26-29} Jagger ve Harrison'ın araştırmasında, 0,75 mm çapında ve 5 mm boyundaki parçalı (kesik) PMMA fibriller akrilik rezinin içine %0,

%5, %15, %20, %25 oranlarında katılarak polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.²⁶ Sonuçta, bu fibrillerin katılmasının rezinin dayanıklılığı üzerinde herhangi bir avantajı olmadığı ve kuvvetlendirici bir ajan olarak tavsiye edilemeyeceği belirtilmiştir.

POLİMETİLMETAKRİLATA ÇEŞİTLİ MATERYALLER EKLENMESİ

Bunlar metalle güçlendirme ve fibrille güçlendirme olarak iki grupta incelenebilirler.

METALLE GÜÇLENDİRME

Akrilik rezinlerin metal yapılarla güçlendirilmesi ya da tamir edilmesi günümüze dek yaygın olarak kullanılmış bir tekniktir.^{9,30-35} Metaller çeşitli şekillerde rezinin içine katılırlar. Bunlar, paslanmaz çelik teller, yuvarlak kesitli teller ve yarım yuvarlak kesitli teller, paslanmaz çelik plakalar ve paslanmaz çelik ağı yapılarıdır. Bu materyaller akrilik rezin protez içerisine ya yapım aşamasında ya da tamir amaçlı olarak kullanım sonrasında katılırlar. Teller ya da plakalar, yapım aşamasında mufladaki negatif boşluk içindeki akrilik rezin hamurunun arasına yerleştirilerek güçlendirme sağlanır. Tamir amaçlı kullanımda ise kırık parçalardan bir miktar akrilik rezin kaldırılarak tellere yer açılır ve daha sonra tellerin üzeri ve etrafındaki boşluklar otopolimerizan tamir akriliği ile kaplanır.

En yaygın olarak kullanılan türü, paslanmaz çelik tellerdir. Carroll ve von Fraunhofer 4 farklı çapta (0,41 mm, 0,64 mm, 0,91 mm, 1,30 mm) paslanmaz çelik tel kullanarak akrilik rezinleri güçlendirmiş ve 1,30 mm'lik telle elde edilen transvers direnç artışının klinik olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.³⁰ Ruffino çalışmasında, akrilik rezin içine ince ve kalın paslanmaz çelik teller, bazı örneklerle ise çift tel yerleştirmiş ve sonuçta telin kalınlığı arttıkça transvers direncin de arttığını ve iki tel ile elde edilen direncin tek tel ile elde edilenden daha fazla olduğunu belirtmiştir.³³ Vallittu çalışmasında, rezinin tellerle kuvvetlendirilmesinin transvers direncini %5-%85 oranları arasında arttırdığını ve yarım yuvarlak tellerin şekil olarak direnç açısından tam yuvarlak tellerden üstün olmadığını belirtmiştir.³⁶ Paslanmaz çelik ağı yapılarının ve plakaların kullanıldığı durumlarda ise transvers di-

renç değerleri önemsiz sayılabilecek kadar az artış göstermiştir.⁹

Kuvvetlendirmede kullanılan metalin pozisyonu da direnci etkilemektedir. Metal, maksimum direnç için stres alanına ve kırığa dik olarak yerleştirilmelidir. Vallittu, tellerin ya da ağı yapıların rezin yapı içindeki lokalizasyonunun (gerilme tarafı, orta, baskı tarafı) transvers direnci etkilemediğini bildirmiştir.³⁵ Ancak bazen tüm yapılara rağmen güçlendirme, metal çevresinde meydana gelen streslerden dolayı başarısızlıkla sonuçlanır; yapı kuvvetleneceğine zayıflar. Bunun sebebi, genellikle, akrilik rezin matrisi ile metal yapı arasındaki zayıf bağlantıdır. İyi bir rezin-metal bağlantısı elde etmek için hem mekanik hem de kimyasal bağlantı iyi olmalıdır.^{7,9,33} Mekanik bağlantı, rezinin metal üzerindeki mikro ve makro düzensizlikleri ile sağlanır. Mikro düzensizlik için taşlama, kumlama ve elektrolitik ya da kimyasal pürüzlendirme yapılır. Vallittu ve Lassila, mikro düzensizlik sağlama yollarından en etkilisinin kumlama olduğunu ve mikroskobik tutuculuk ile elde edilen direncin, makroskobik tutuculuk ile elde edilenden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.³⁴ Kuvvetlendirmede kullanılan tellerin ucundaki kıvrımlar ise makro düzensizlik yaratmak amacıyla oluşturulurlar. Carroll ve von Fraunhofer, çalışmalarında kıvrımlı ve kıvrımsız şekildeki tellerle güçlendirmenin transvers dirence etkisini incelemiş ve kıvrımların varlığının çok belirgin bir etkisinin olmadığını tespit etmişlerdir.³⁰ Kimyasal bağlantı ise atomik ya da moleküler düzeyde elde edilen bağlantıdır. Silanizasyon (Silicoater) ya da metal adeziv bir rezin (Meta Dent) ile kimyasal bağlantı sağlanabilir. Metal adeziv rezin, monomerin içinde %5'lik 4-metakriloksietil trimellit at anhidrit içeren konvansiyonel bir toz likit sistemidir.^{7,9} Vallittu silanizasyon tekniğini kullandığı araştırmasında metal ve rezin arasındaki bağlantının ve kırılma direncinin arttığını belirtmiştir.³⁵

FİBRİLLE GÜÇLENDİRME

Polimerlerin direncini arttırmanın diğer bir yolu da, çeşitli türlerde fibrillerin eklenmesidir. Fibrillerin diş hekimliğinde kullanılmalarının en önemli sebebi, rezinlerin estetik avantajlarını me-

tallerin mekanik özelliklerine yaklaşan dirençleri ile birleştiren materyaller olmalarıdır. Metalle kuvvetlendirme ile karşılaştırıldığında, fibrille güçlendirilmiş materyaller üstün mekanik özellikler gösterirler. Metallerin materyallerin yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisi oldukça azdır. Non-koroziv olmaları, metal allerjisi olan hastalarda kullanılabilmeleri, yarı şeffaf olmaları, iyi bağlantı sağlayabilme özellikleri ve tamir kolaylıkları nedeni ile fibriller metallerden daha avantajlıdır.³⁷⁻³⁹ Materyallerin güçlendirilmesinde; karbon, aramid, polietilen ve cam fibriller olmak üzere dört farklı türde fibril kullanılır.

Karbon fibriller, başarılı bir güçlendirme sağlamalarına rağmen siyah renkleri, elastik yapılarından kaynaklanan kullanım zorlukları ve toksisite olasılıkları nedeni ile sınırlı kullanıma sahip olmuşlardır. *Aramid fibriller*, çelikten daha fazla olan gerilme dirençleri ile sanayinin birçok dalında kullanılırlar. Ancak fibrillerin sarı rengini maskelemek oldukça güçtür. *Polietilen fibriller*, doğal renkleri, düşük yoğunlukları, biyolojik uyumları, yüksek darbe ve gerilme dirençleri ile potansiyel bir kuvvetlendirici materyal olarak sunulmuşlardır. En önemli dezavantajı, rezine olan bağlantısının yetersiz olmasıdır. *Cam fibriller* ise, estetik kaliteleri, silan bağlayıcı ajanlar aracılığıyla rezinlere iyi bir bağlantı sağlayabilmeleri ve üstün mekanik özellikleri nedeni ile dental materyallerin güçlendirilmesinde en yaygın olarak kullanılan fibril türüdür.^{7,40-47} Cam fibriller hem dental hem de endüstriyel uygulamalarda en yaygın olarak kullanılan güçlendirme materyalidir. Cam yapının kimyasal içeriğine göre, mekanik ve kimyasal açıdan farklılıkları olan A-, C-, D-, E-, R- ve S-cam olarak sınıflandırılırlar. Güçlendirmede en yaygın olarak kullanılan türü E-glass denen elektriksel camdır. E-cam, kalsiyum-alümino-borosilikat içeriğindedir ve yüksek gerilme ve baskı direncine sahiptir. R- ve S-cam türleri bazen kanal postları gibi dental uygulamalarda da kullanılırlar. Bu türler E-camdan daha fazla elastik modülüs sergileyen bir kompozisyona sahiptirler. Estetik kaliteleri, silan bağlayıcı ajanlar aracılığıyla kullanılan rezinlere iyi bir bağlantı sağlayabilmeleri nedeni ile protezlerin güçlendirilmesinde sık olarak kullanılırlar.^{7,36,39,48,49}

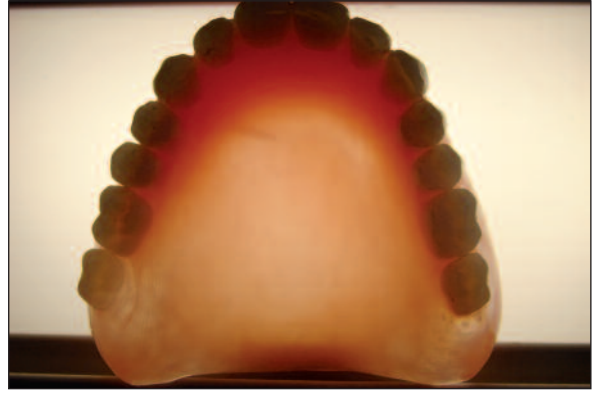
Fibriller; uzun ince ipliksi yapılardır. Değişik boy, çap ve uzunluklarda bulunurlar.²⁹ Genellikle tek yönlü paralel (unidirectional), ağsı (woven) ve parçalı (chopped) olmak üzere üç farklı formda karşımıza çıkarlar.¹⁵ Tek yönlü fibriller, sabit parsiyel protezlerde, bazı hareketli bölümlü protez tasarımlarında ve kaviteden destek alan periodontal splintlerde kullanılabilir. İki yönlü fibriller, kronlar, hareketli protezler ve periodontal splintlerin yapımında kullanılırlar.

Hareketli protezler iki yolla güçlendirilir: Tüm akrilik resin kaidenin fibrille kuvvetlendirilmesine “total fibril güçlendirmesi (TFR)”, protezin sadece en zayıf noktasının kuvvetlendirilmesine ise “parsiyel fibril güçlendirmesi (PFR)” denir. TFR’de ağsı fibriller, PFR’de ise tek yönlü fibriller ve ağsı fibriller kullanılır. Tek yönlü ya da ağsı yapıdaki fibrillerin yerleşimi zaman alıcı laboratuvar işlemleri gerektirir.⁵⁰

Hareketli protezlerin güçlendirilmesinde uygulanan, protezin tamamının ağsı fibrillerle kuvvetlendirilmesi işlemi, 3-4 tabaka fibrilin yapım aşamasında akrilik resinin içine yerleştirilmesi esasına dayanır (Resim 1).⁵⁰

Hareketli protez kaidelerinin tek yönlü fibrillerle kuvvetlendirilmesi de ağsı yapılarla benzer şekildedir. Kuvvetlendirme sadece stresin en yoğun olduğu bölge ya da bölgelere uygulanır. Protezin dış yüzeyindeki akrilik resin, klinik problemlere sebep olabilecek fibrillerin açığa çıkmasını engellemek için, tek yönlü fibril uygulamalarında da gereklidir (Resim 2a,b,c,d,e).⁵⁰

Fibrillerin parçalı formda rezine eklenmesi ilave laboratuvar işlemleri gerektirmez. Çünkü parçalı fibriller akrilik resin hamurunun içine katılarak kuvvetlendirme sağlar. Parçalı fibrillerin bir dezavantajı, protezlerin tesviyeleri sırasında açığa çıkıp oral mukoza ile kontağa geçebilmeleridir.²⁹ Bu materyaller, gelişmiş mekanik özellikler göstermelerine rağmen düşük fibril içeriği, fibrillerin yetersiz ıslatılması ve fibrillerin manipülasyon zorlukları nedeni ile yeteri derecede klinik kabul görememiştir. Mekanik özellikleri arttırmasına rağmen fibrillerin resin içerisindeki oranı (%15) diğer endüstriyel ürünlerinkinden (%50-70) daha azdır.



RESİM 1: Tam protezlerin bütünüyle ağsı fibrille kuvvetlendirilmesi.

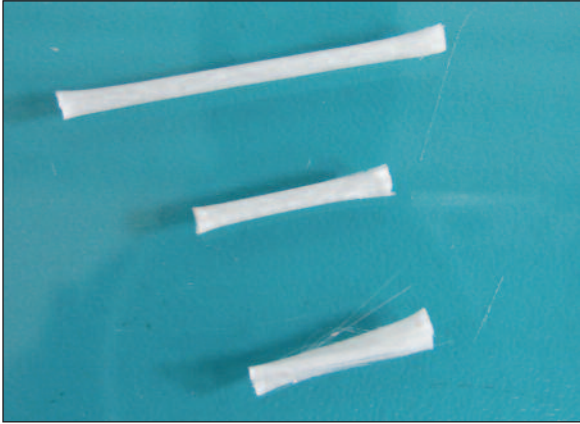


RESİM 2a: Protezin zayıf bölgesinde görülen çatlak.



RESİM 2b: Fibril yerleşimi için alan hazırlanması.

Bir diğer neden de, fibril demetlerinin resinle yetersiz ıslatılması sonucu bağlantının zayıf olma-



RESİM 2c: Protezde hazırlanan boşluklara uygun tek yönlü fibrillerin kesilmesi.



RESİM 2d: Hazırlanan fibrillerin protezdeki boşluklara akrilik rezin hamuru ile yerleştirilmesi.



RESİM 2e: Polimerizasyon ve bitim sonrası protezin görünümü.

sıdır. Ayrıca, fibrillerin rezin içerisine elle yerleştirilme güçlüğü ve kontamine etmemek için dikkat gerektirmeleri de klinik olarak yaygın hale gelememe sebeplerindedir.³⁸

Fibrille kuvvetlendirilmiş rezin yapıların dayanıklılığını etkileyen birtakım faktörler vardır. Bunlar, fibrillerin oryantasyonu, fibrillerin miktarı, fibrillerin rezin matrisi ile ıslatılması ve fibrillerin rezin matrise adezyonudur.

Fibrillerin Oryantasyonu

Fibriller içerik olarak aynı olmalarına rağmen çoğunlukla tek yönlü paralel (unidirectional), ağsı (woven) ve parçalı (chopped) olmak üzere üç farklı formda karşımıza çıkarlar.⁵¹ Tek yönlü "Unidirectional" fibriller 1000 ile 200 000 adet fibril ipliğinden oluşurlar. Bu fibrillerin en yüksek stresin olduğu yönde uygulanması yarar sağlar. Örneğin; eğer rezin ve fibriller arasında yeterli adezyon varsa, fibriller tek yönde etkili bir şekilde güçlendirme sağlarlar. Bu tip fibriller, sabit parsiyel protezlerde, bazı hareketli bölümlü protez tasarımlarında ve kaviteden destek alan periodontal splintlerde kullanılabilir. Her iki yönlü fibriller içeren ağsı yapılar "Bidirectional" belli bir dereceye kadar yapıyı her yönde güçlendirirler. Bu uygulama genellikle, protezdeki en yüksek stresin yönünü tayin edemediğimizde tercih edilir. Tek yönlü fibrillerle sağlanan güçlendirme, iki yönlü fibrillerle sağlandıktan iki kat daha etkilidir. Çünkü iki yönlü fibrillerde, fibriller ile kuvvetin yönü arasında 45°'lik bir açı bulunurken, tek yönlü fibrillerde bu açı 90°'dir. İki yönlü fibriller, kronlar, hareketli bölümlü protezler ve periodontal splintlerin yapımında kullanılırlar.^{52,53} Rastgele oryantasyonu olan devamlı fibrillere fibril yığını "fibre mat", rastgele oryantasyonu olan kısa fibrillere ise parçalı fibril yığını "chopped fibre mat" adı verilir. Fibril yığınlar, günümüzde dental yapılarda yaygın olarak kullanılmamaktadır.⁵⁴

Fibrillerin Miktarı

Yapılan çalışmalarda, rezin matrisi içindeki fibrillerin miktarındaki artışın protez kaidelerinin ve sabit protezlerin transvers ve darbe dirençlerini

arttırdığı tespit edilmiştir.^{42,43,55,56} Rezindeki fibril miktarı ağırlık ve hacim yüzdesi olarak iki şekilde verilebilir. Karbon, aramid ve polietilen fibriller, cam fibrillerden daha düşük yoğunluğa sahip olduklarından, farklı fibril içeriği ile sonuçlanabilir. Bunu önlemek için ağırlık yüzdesinden hacim yüzdesine çeviren bir formül kullanılır. Dental materyallerin güçlendirilmesinde genellikle %15-45 hacimsel oranda fibriller eklenmektedir. Ladizesky ve Chow, güçlendirme yapılmamış PMMA'nın darbe direncinin 10 kJ/m² olduğunu, bu yapıya %13,4 hacim oranıyla ağsı polietilen fibriller eklendiğinde elde edilen darbe direncinin 44 kJ/m²'ye yükseldiğini bildirmiştir.⁵⁷

Fibrillerin Rezin Matris ile Islatılması

Protez kaidesi yapımında güçlendirici ajan olarak fibril kullanımındaki en büyük problemlerden biri, fibrillerin akrilik rezin hamuru ile yetersiz ıslatılmasıdır. Bu eksiklik nedeni ile birçok problemle karşılaşılabilir.⁵⁸ Yetersiz ıslatılmış bölgelerde su emilimi artar ve böylece yapının mekanik özellikleri azalır. Vallittu çalışmasında, cam ve silika fibrillerle güçlendirilmiş rezin yapının 180 hafta suda bekletilmesi sonucunda transvers dirençlerindeki değişimleri değerlendirmiş ve suda bekletmenin güçlendirilmiş yapıların transvers dirençlerini azalttığı ve en büyük değişimin de ilk 4 hafta boyunca görüldüğü sonucuna varmıştır.⁵⁹ Karşılaşılan diğer bir problem ise ıslatılmamış bölgelere oral mikroorganizmaların penetrasyonuna bağlı olarak ortaya çıkan renklenmedir. Ayrıca, bu boşluklar oksijen rezervleridir ve bu oksijen içerideki rezinin polimerizasyonunu engeller. Bu olayın sonucunda meydana gelen artık, monomer yapının dayanıklılığını azaltır.⁶⁰⁻⁶²

Fibrillerin rezin ile ıslatılabilmesini kolaylaştırmak için fibriller önceden monomer ile ıslatılırlar. Bilindiği gibi akrilik rezin monomer likidi polimerizasyon sırasında yaklaşık olarak %21'lik bir polimerizasyon büzülmesine sahiptir. Fibril yüzeyinde ince bir tabaka rezin sağlamak için fibril demeti içindeki büzülme minimum olmalıdır. Büzülmeyi azaltmak için monomer likidine PMMA tozu eklenir. Vallittu ve ark.nın polimer matris-teki fibril miktarının etkisini değerlendirdikleri ça-

lışmalarında, protez kaide materyalinin parsiyel olarak güçlendirilmesinde kullanılan fibrillerin aralarında boşluklar görülmüştür.⁵⁶ Vallittu araştırmasında, fibrillerin düşük viskoziteli toz likit karışımı ile ıslatılması ile, sonucun yalnızca monomer uygulanımından daha iyi ancak yine de idealden uzak olduğunu bildirmiştir.⁶³ Vallittu diğer bir çalışmasında, fibrille güçlendirilen rezin yapıda polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak boyutsal değişikliklerin ortaya çıktığı sonucuna varmıştır.⁶² Rezinin polimerizasyon büzülmesi ve güçlendirmenin transvers direnci yapılan çalışmalarla değerlendirilmiş ve büzülmenin güçlendirmenin direncini azalttığı şeklinde sonuçlar elde edilmiştir.^{63,64}

Tek yönlü ya da ağsı fibrillerin yüksek viskoziteye sahip rezinler ile ıslatılabilme probleminin üstesinden gelmek için daha yeni güçlendirme sistemleri piyasaya sunulmuştur. Sistem, fibrillerin yüksek derecede poröz bir polimer ile ıslatılması esasına dayanır. Birbirlerine yakın yerleştirilen fibriller daha sonra, rezinin polimerizasyonu ile yoğun bir kuvvetlendirilmiş yapı ortaya çıkarılırlar. Bu sistemin diğer avantajları da fibrillerin, önceden ıslatılmış olduklarından özel bir ekipmana ihtiyaç duymamaları ve diş hekimliğindeki akrilik ve kompozit rezinlerle kullanılmalarıdır.^{65,66}

Fibrillerin Rezin Matrisle Adezyonu

Rezin matrisle cam fibriller arasındaki adezyonu geliştirmek için silan bağlayıcı ajanlar yıllardır kullanılmaktadır. Silan uygulanmamış cam fibriller yapıyı kuvvetlendireceklerine, karışım içerisinde yabancı madde gibi etki göstererek yapıyı zayıflatırlar.⁶⁷ Bu nedenle, silan bağlayıcı ajanlar, polimerler ve cam fibriller arasındaki adezyonu arttırmak için kullanılırlar.^{7,36,68,69} Silan ve cam fibril arasındaki bağlantı, silanol grupları ile cam yüzeyi arasındaki kondansasyon reaksiyonu ile oluşan siloksan köprüsü ile oluşur. Silan bağlayıcı ajan (g-metakriloksipropiltrimetoksisilan) rezin içine yerleştirilmeden önce, cam fibril 10 dakika kaynar suda bekletilir, kurutulduktan sonra 5 dakika süreyle silan ile ıslatılır, tekrar kurutulur ve 6 saat boyunca 115°C'lik fırında bekletilir.⁶⁷ Solnit, araş-

tırmasında silan uygulanmış ve uygulanmamış cam fibrillerin transvers dirençlerini değerlendirmiştir.⁴⁹ Sonuçta, silan uygulanmayan örneklerde fibrillerin, güçlendirme yerine yapıyı zayıflattığını bildirmiştir. Silan bağlayıcı ajan yardımıyla fibriller ve rezin arasında iyi bir bağlantı sağlansa da bağlayıcı ajan hidrolize olma eğilimindedir. Hidroliz, su rezinin içine girip fibril-rezin aralığına ulaştığında görülür. Bu da, kuvvetlendirmenin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Klinik uygulamalarda fibriller kaide materyali ile çevrilidir. Tek ya da çift yönlü ağısı cam fibriller ile güçlendirme yapılan kaide materyallerinde uyumlama ve cilalama işlemi sırasında ya da aşınmaya bağlı olarak fibriller açığa çıkabilirler. Fibrillerin açığa çıkmasıyla oluşan pürüzlü yüzeyler ağız içinde bulunan çeşitli mikroorganizmalarla ve tükürükle temasa geçerler. Mikroorganizmaların yumuşak dokulara, diş yüzeylerine ve restoratif materyallere tutunması ve

kolonizasyonu ikincil çürükler ya da protez stomatiti gibi yaygın oral enfeksiyöz hastalıkların gelişiminde birinci basamaktır. Materyalin yüzey enerjisi, hidrofobisitesi ve yüzey pürüzlülüğü gibi yüzey özellikleri, tükürük, serum ve diğer mikroorganizmaların varlığı da mikroorganizmanın adezyonunu etkiler. Ağız içinde en yaygın ve virülan fırsatçı bir patojen olan *Candida albicans* genellikle protez stomatitinin de etkenlerindedir. Genel olarak araştırmalardan çıkan ortak sonuç, materyalin yüzey pürüzlülüğü arttıkça *C. albicans*'ların tutunma oranının arttığı yönündedir. Protez kaide materyallerine *C. albicans* tutunması ile ilgili yapılmış çok sayıda araştırma olmasına rağmen, fibrillerle kuvvetlendirilmiş protez kaide materyallerine mantar tutunması ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur.⁷⁰⁻⁷⁸ Bu nedenle bu materyallerin de rutin olarak uygulanabilmesi için klinik çalışmalara gereksinim vardır.

KAYNAKLAR

- Anusavice KJ, Phillips RW. Denture base resins. Phillip's Science of Dental Materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1996. p.237-71.
- Combe EC. Materials for dental prosthesis. Notes on Dental Materials. 5th ed. New York: Churchill Livingstone; 1986. p.236-7, 255-283.
- Craig RG. Prosthetic applications of polymers. Restorative Dental Materials. 8th ed. The C.V. Missouri: Mosby Company; 1989. p.509-59.
- Ferracane JL. Polymers for prosthetics. Materials in Dentistry-Principles and Application. 2nd ed. Maryland: Lippincot Williams and Wilkins; 2001. p.255-80.
- Phoenix RD. Denture base materials. Dent Clin North Am 1996;40(1):113-20.
- O'Brien WJ. Polymers and polymerization. Dental Materials and Their Selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1997. p.79-95, 259-72.
- Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil 1999; 26(3):185-94.
- Schneider RL. Diagnosing functional complete denture fractures. J Prosthet Dent 1985;54(6): 809-14.
- Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. J Prosthodont 1995;4(3):183-7.
- Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures-a survey. Br Dent J 1969;126(10): 451-5.
- Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture-a survey. Br Dent J 1994;176(9):342-5.
- Vallittu PK, Alakuijala P, Lassila VP, Lappalainen R. In vitro fatigue fracture of an acrylic resin-based partial denture: An exploratory study. J Prosthet Dent 1994;72(3): 289-95.
- Vallittu PK. Fracture surface characteristics of damaged acrylic-resin-based dentures as analysed by SEM-replica technique. J Oral Rehabil 1996;23(6):524-9.
- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. The effect of notch shape and self-cured acrylic resin repair on the fatigue resistance of an acrylic resin denture base. J Oral Rehabil 1996; 23(2):108-13.
- Keyf F, Uzun G. The effect of glass fibre-reinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins. Int Dent J 2000;50(2): 93-7.
- Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: Effect of methylene chloride pretreatment. J Prosthet Dent 2001;85(5):496-500.
- Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. J Prosthet Dent 2001;86(6):613-9.
- Rached RN, Del-bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. J Oral Rehabil 2001;28(4):370-5.
- Stipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. J Prosthet Dent 1998;80(5):546-50.
- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. J Prosthet Dent 1994; 72(6):639-43.
- Ward JE, Moon PC, Levine RA, Behrendt CL. Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. J Prosthet Dent 1992;67(6):815-20.
- Ozkan Y, Arıkan A, Akalin B, Arda T. A study to assess the colour stability of acetal resins subjected to thermocycling. Eur J Prosthodont Restor Dent 2005;13(1):10-4.
- Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasp. J Prosthodont 1999;8(3):188-95.

24. McCabe JF, Walls AWG. Denture base polymers. *Applied Dental Materials*. 8th ed. London: Blackwell Science; 1998. p.63-8, 96-114.
25. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent* 1990;18(3):151-7.
26. Jagger DC, Harrison A. The effect of chopped poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont* 1999;12(6):542-6.
27. Jagger DC, Harrison A, Al-Marzoug K. Effect of the addition of poly(methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):378-82.
28. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. An investigation of self-reinforced poly(methyl methacrylate) denture base acrylic resin using scanning electron and atomic force microscopy. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):526-31.
29. Jagger DC, Harrison A. The effect of continuous poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2000;8(4):135-8.
30. Carroll CE, von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent* 1984;52(5):639-41.
31. Polyzois GL. Reinforcement of denture acrylic resin: The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995;3(6):275-8.
32. Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: Effects on strength parameters. *J Prosthet Dent* 1996;75(4):381-7.
33. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent* 1985;54(1):75-8.
34. Vallittu PK, Lassila VP. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1992;19(4):385-91.
35. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. *J Oral Rehabil* 1993;20(3):241-8.
36. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992;19(3):225-30.
37. Bae JM, Kim KM, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont* 2001;14(1):33-39.
38. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Composition architecture and mechanical properties. *Fiber-reinforced Composites in Clinical Dentistry*. 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing; 2000. p.9-21.
39. Tanner J, Vallittu PK, Söderling E. Adherence of Streptococcus mutans to an E-glass fiber-reinforced composite and conventional restorative materials used in prosthetic dentistry. *J Biomed Mater Res* 2000;49(2):250-6.
40. Chow TW, Ladizesky NH, Clarke DA. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 2. Water sorption and clinical trials. *Aust Dent J* 1992;37(6):433-8.
41. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: A preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990;3(4):391-5.
42. Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988;164(4):109-13.
43. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988;164(6):177-80.
44. Gutteridge DL. Reinforcement of poly(methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J Dent* 1992;20(1):50-4.
45. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibers. *Br Dent J* 1971;130(1):29-30.
46. Yılmaz H, Aydın C, Çağlar A, Ocak F. [An evaluation of water sorption and solubility values of two different denture base resins reinforced with glass fibers]. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2002;8(1):36-44.
47. Doğan OM, Karacaer Ö, Tinçer T. [The evaluation of adhesion and impact strength of acrylic resins reinforced with woven ultra-high molecular weight polyethylene fibers]. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2005;11(1):12-9.
48. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent* 2001;29(3):187-96.
49. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):310-14.
50. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Yli-Urpo A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):219-24.
51. Ellepola AN, Samaranyake LP. The effect of limited exposure to antimicrobials on the relative cell-surface hydrophobicity and the adhesion of oral *Candida albicans* to buccal epithelial cells. *Arch Oral Biol* 1998;43(11):879-87.
52. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):274-80.
53. Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):616-20.
54. Karacaer Ö, Polat TN, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and a compression-molded denture base polymer. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):385-93.
55. Nohrström TJ, Vallittu PK, Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):72-8.
56. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite-part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):607-12.
57. Ladizesky NH, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):934-9.
58. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-poly-methyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998;25(2):100-5.
59. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000;13(4):334-9.
60. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):485-90.
61. Lastumäki TM, Lassila LV, Vallittu PK. Flexural properties of the bulk fiber-reinforced composite DC-tell used in fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2001;14(1):22-6.
62. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996;75(6):617-21.
63. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite-part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):613-7.
64. Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fibre composite. *J Oral Rehabil* 1995;22(4):257-61.
65. Goldberg AJ. An innovative pre-impregnated glass-fiber for reinforcing composites. *Dent Clin of North Am* 1999;43(1):127-33.
66. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):318-26.

67. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000;16(2):150-8.
68. Marei MK. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. *J Prosthodont* 1999; 8(1):18-26.
69. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20(5):533-9.
70. Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kois JC. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 2000;84(1):59-92.
71. Ellepola AN, Samaranayake LP. Adhesion of oral *Candida albicans* isolates to denture acrylic following limited exposure to antifungal agents. *Arch Oral Biol* 1998;43(12):999-1007.
72. Kulak Y, Arıkan A, Kazazoglu E. Existence of *Candida albicans* and microorganisms in denture stomatitis patients. *J Oral Rehabil* 1997; 24(10):788-90.
73. Minagi S, Miyake Y, Inagaki K, Tsuru H, Suginaka H. Hydrophobic interaction in *Candida albicans* and *Candida tropicalis* adherence to various denture base resin materials. *Infect Immun* 1985;47(1):11-4.
74. Samaranayake LP, McCourtie J, MacFarlane TW. Factors effecting the in-vitro adherence of *Candida albicans* to acrylic surfaces. *Arch Oral Biol* 1980;25(8-9):611-5.
75. Samaranayake LP. Nutritional factors and oral candidosis. *J Oral Pathol* 1986;15(2):61-5.
76. Segal E, Lehrman O, Dayan D. Adherence in vitro of various *Candida* species to acrylic surfaces. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988; 66(6):670-3.
77. Vasilas A, Molina L, Hoffman M, Haidaris CG. The influence of morphological variation on *Candida albicans* adhesion to denture acrylic in vitro. *Arch Oral Biol* 1992;37(8):613-22.
78. Waltimo T, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of *Candida* species to newly polymerized and water stored denture base polymer. *Int J Prosthodont* 2001;14(5):457-60.