

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİNDE GÜNCEL UYGULAMALAR VE KAVRAMLAR

EDİTÖR:
VAHTİ KILIÇ



BİDGE Yayınları

Restoratif Diş Tedavisinde Güncel Uygulamalar ve Kavramlar

Editör: Vahti Kılıç

ISBN: 978-625-8989-73-1

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 2026-06-22

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

www.bidgeyayinlari.com.tr - bidgeyayinlari@gmail.com

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /
Ankara



ÖNSÖZ

Restoratif diş tedavisi; materyal teknolojileri, adeziv sistemler ve estetik yaklaşımlardaki gelişmelerle sürekli yenilenen bir alandır.

Restoratif Diş Tedavisinde Güncel Uygulamalar ve Kavramlar” adlı bu kitapta; kompozit rezinlerde ön ısıtma, fiber destekli adeziv köprüler ve restoratif diş tedavisinde dişeti estetiği ile pembe estetik gibi güncel ve klinik açıdan önemli konular ele alınmıştır. Kitabın; diş hekimliği öğrencilerine, araştırmacılara ve klinisyenlere faydalı bir kaynak olması amaçlanmıştır.

Bu eserin hazırlanmasında emeği geçen tüm bölüm yazarlarına, yayın sürecine katkı sağlayan yayınevi ekibine ve bilimsel üretime değer veren tüm meslektaşlarıma teşekkür ederim. Kitabın restoratif diş tedavisi alanındaki akademik ve klinik çalışmalara katkı sunmasını dilerim.

Doç. Dr. Vahti KILIÇ

Editör

İÇİNDEKİLER

Kompozit Rezinlerde Ön Isıtma	1
<i>MUSTAFA ARGİNÇ, HACER BALKAYA, FURKAN AKKILIÇ</i>	
Fiber Destekli Adeziv Köprüler	45
<i>NİHAL ŞENOL KURT, SOLEY ARSLAN</i>	
Restoratif Diş Tedavisinde Dişeti Estetiği ve Pembe Estetik ...	105
<i>FEHİME AKYILDIZ, VAHTİ KILIÇ</i>	

BÖLÜM 1

KOMPOZİT REZİNLERDE ÖN ISITMA

Mustafa ARGİNÇ¹
Hacer BALKAYA²
Furkan AKKILIÇ³

GİRİŞ

Kompozit rezin diş hekimliğinde restoratif tedaviler için sıklıkla kullanılan materyallerdendir. Estetik diş hekimliğine olan talebin artmasıyla birlikte, ilk başlarda sadece anterior bölgeyle sınırlı olan bu materyallerin kullanımı, günümüzde posterior dişleri de içine alacak şekilde geniş bir kullanım alanına yayılmıştır (Papadogiannis et al., 2007). Dünya çapında her yıl gerçekleştirilen beş yüz milyonu aşkın direkt klinik uygulamanın merkezinde kompozit rezin restorasyonlar yer almakta olup, bu materyaller günümüz diş hekimliği pratiğinin büyük bir bölümünü oluşturmaktadır (Heintze & Rousson, 2012). Bu materyallerin

¹ Arş. Gör., Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Orcid: 0009-0004-2895-3257

² Doç. Dr., Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Orcid: 0000-0001-9180-5610

³ Arş. Gör., Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Orcid: 0000-0001-6814-8448

yaygın kullanımını artıran faktörler; doğal diş formunu taklit edebilmeleri, minimal invaziv diş hekimliği ile uygulanabilen adeziv bağlantıları ve kalan diş yapısını biyomekanik olarak güçlendirme kabiliyetleridir (Demarco et al., 2012). Günümüz diş hekimliğinde kompozit materyallerin gelişimine karşın; renklenme, marjinal düzensizlikler, mikrosızıntı ve tüberkül kırıkları gibi klinik sorunlar devam etmektedir. Bu durumlara ek olarak, debonding, sekonder çürük formasyonu, postoperatif hassasiyet ve hücresel biyoyumluluğu tehdit eden artık monomer salımı gibi unsurlar, restorasyonların klinik ömrünü kısaltan dezavantajlar olarak karşımıza çıkmaktadır (Abed et al., 2015; Ferracane, 2008; Ferracane & Mitchem, 2003; Galvão et al., 2013). Kompozit materyallerin bir diğer kısıtlılığı ise ışık penetrasyon derinliğinin yetersiz kalmasıdır; bu durum derin kavite bölgelerinde tam bir polimerizasyon sağlanmasını güçleştirerek restorasyonun uzun dönem başarısını riske atmaktadır (Francis et al., 2015). Derin kavitelerde karşılaşılan yetersiz ışık penetrasyonu problemini minimize etmek için en ideal yöntem, kompozit rezin restorasyonun inkremental teknikle uygulanarak polimerizasyon sürecinin en üst düzeye çıkarılmasıdır (Rosatto et al., 2015). Posterior dişlerin restorasyonunda uzun süredir standart kabul edilen inkremental teknik; uygulama sürecinin uzun olması, tabakalar arasında boşluk oluşma ihtimali ve kontaminasyon riski gibi faktörler nedeniyle belirli klinik dezavantajları bünyesinde barındırmaktadır (Olegário et al., 2016; Park et al., 2008).

Söz konusu klinik gereksinimler doğrultusunda üreticiler; tek parça (bulk) halinde uygulanabilen, polimerizasyon derinliği 4-5 mm'ye kadar ulaşabilen ve geleneksel sistemlere oranla daha düşük bir polimerizasyon büzülmesi sergileyen bulk-fill kompozit materyallerini geliştirmişlerdir (Bucuta & Ilie, 2014; El-Damanhoury & Platt, 2014). Söz konusu özellikler sayesinde hekimin klinik çalışma süresi azalmakta, bu durum da genel

restorasyon sürecini önemli ölçüde hızlandırmaktadır (Pilo et al., 1999).

Bahsi geçen klinik avantajlarına karşın, kondanse edilebilir kompozitlerin sahip olduğu yüksek viskozite, kavite adaptasyonu ve materyalin şekillendirilmesi süreçlerinde operatif zorluklara yol açabilmektedir. Bu teknik kısıtlılıkları aşmak amacıyla başvurulmuş güncel yaklaşımların başında ise ön ısıtma (pre-heating) yöntemi gelmektedir. Ön ısıtma prosedürünün temel amacı, moleküler düzeydeki mobilitayı artırarak hem monomer dönüşüm oranını hem de polimerizasyon derinliğini artırmaktır (Borges et al., 2006; Daronch et al., 2005; Mundim et al., 2011). Polimerizasyon ağının yoğunlaşması ve polimer zincirlerinin artmasıyla sonuçlanan bu termal yöntem, polimerizasyon etkinliğinin optimizasyonunu sağlamaktadır. Güncel diş hekimliği literatüründe de kompozit rezin özelliklerinin iyileştirilmesi hedefiyle bu ısıtma protokollerine olan ilgi giderek artmaktadır (Daronch et al., 2005; Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006). Ön ısıtma protokolü, sadece klinik uygulamayı kolaylaştıran viskozite düşüşünü sağlamakla yetinmez; dönüşüm oranında sağladığı artış ve yüzey sertliğine yansıyan olumlu etkileriyle kompozit materyalin yapısal niteliklerini de artırır (Munoz et al., 2008; Wagner et al., 2008).

Isıl işlem sayesinde akışkanlığı artan rezin materyallerin kavite marjinlerine sağladığı iyi uyum, klinik olarak mikrosızıntı oranlarını olumlu yönde etkilemektedir. Bu biyomekanik avantaj, restorasyonun ömrünü destekleyen ve sekonder çürük olasılığını düşüren bir faktör olarak değerlendirilmektedir (D'Amario et al., 2013).

GENEL BİLGİLER

Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Öncesi Isıtılarak Uygulanması

Uzun ömürlü bir restorasyonun sağlanabilmesi için kavite duvarlarına olan adaptasyon birincil öneme sahiptir (Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006). Polimerizasyon sonrası meydana gelen büzülme ve buna bağlı gelişen büzülme stresi, kompozit rezinlerin organik matriksine özgü doğal dezavantajlardır ve mikrosızıntı, tüberkül kırıkları ile marjinal defektlere yol açabilmektedir (Davidson & De Gee, 1984; Ferracane, 2008; Ferracane & Mitchem, 2003; Prager et al., 2018). Ayrıca, yüksek oranda doldurucu içeren posterior kompozitlerin artan viskoziteleri nedeniyle kavite duvarlarına adaptasyonu oldukça zordur (Francci et al., 2002). Bu özellikler, hasta başında geçen süreyi ve restorasyon başarısını olumsuz yönde etkileyebilir (Lee et al., 2006). Bu problemlerin üstesinden gelmek ve marjinal adaptasyonu artırarak kompozit rezin restorasyonların sızdırmazlığını iyileştirmek amacıyla çeşitli teknikler önerilmiştir. Bunlardan biri, daha düşük viskoziteli akışkan kompozitlerin kullanılmasıdır. Akışkan kompozitler, yüksek akışkanlık özellikleri sayesinde restorasyon ile kavite duvarları arasındaki boşlukları en aza indirebilmektedir (Deb et al., 2011). Bununla birlikte, akışkan kompozitlerin daha yüksek organik matriks içeriği, artan polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı gelişen büzülme stresine yol açarak kompozitin kaviteye adezyonunu olumsuz etkileyebilmekte ve boşluk oluşumuna neden olabilmektedir (Efes et al., 2006). Polimerizasyon büzülme stresini azaltmaya yönelik kullanılan yöntemlerden biri soft-start polimerizasyon tekniğidir. Bu teknik, polimerizasyon sırasında jel fazına ulaşılmadan önce stres gevşemesine olanak tanıyarak büzülme stresinin azaltılmasını sağlamaktadır (Davidson & Davidson-Kaban, 1998). Bununla birlikte, bu tekniğin düşük dönüşüm derecesi ile ilişkili olduğu literatürde bildirilmiştir (Lu et al., 2005).

Kompozit rezinlerin klinik performansı, fotopolimerizasyondan sonra monomer dönüşüm derecesi ile

doğrudan ilişkilidir (Ferracane et al., 1997). Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Bu majör parametreler; materyalin parlaklığı ve translusensi (Amirouche-Korichi et al., 2009), kullanılan ışınlama ünitesinin özellikleri (Thomé et al., 2007), polimerizasyon cihazı ucu ile restorasyon yüzeyi arasındaki mesafe (Choudhary & Suprabha, 2013; Torno et al., 2008), uygulanan fotopolimerizasyon süresi (Dionysopoulos et al., 2011) ve kompozit materyalinin polimerizasyon anındaki sıcaklığıdır (Calheiros et al., 2014).

Güncel araştırmalar, kompozit rezinlerin yapısal ve fiziksel özelliklerini optimize etmek amacıyla materyalin polimerizasyon öncesi ısıtılması stratejisi üzerine yoğunlaşmıştır (Daronch et al., 2005; Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006; Lovelh et al., 1999; Lovell et al., 2001). Fotopolimerizasyon aşaması öncesinde uygulanan bu ön ısıtma protokolü, yalnızca materyalin viskozitesini düşürerek klinik manipülasyonu kolaylaştırmakla kalmaz; aynı zamanda monomer dönüşüm derecesini artırarak kompozit rezinin yüzey sertliği de dahil olmak üzere mekanik özelliklerini iyileştirme avantajı sunmaktadır (Munoz et al., 2008; Wagner et al., 2008).

Monomer dönüşüm derecesi, malzemenin kimyasal stabilitesini etkilemektedir. Reaksiyona girmemiş çift karbon bağları, materyali bozulma reaksiyonlarına karşı daha duyarlı hale getirerek renk stabilitesinin azalmasına ve formaldehit ve metakrilik asit gibi ürünlerin salınmasına neden olabilmektedir (Ferracane, 2006). Birçok laboratuvar ve klinik çalışma, dönüşüm derecesi ile kompozit rezinlerin inorganik dolgu maddelerinin boyutu, şekli ve dağılımı gibi diğer özellikleri arasında bir ilişki olduğunu göstermektedir (Mundim et al., 2011). Sertleşme sıcaklığı, ticari kompozit rezinlerin dönüşüm dereceleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve bu durum polimerin özelliklerini etkilemektedir. Radikal hareketlilik sıcaklıkla artar ve sistemin daha düşük viskozitesinin bir sonucu olarak ek polimerizasyon meydana gelmektedir (Lovelh et

al., 1999; Lovell et al., 2001; Nie et al., 1998). Kompozit rezinlerin ısıtılması sırasında oluşan termal vibrasyonların, monomer ve oligomer üniteleri arasındaki moleküller arası mesafeyi artırarak moleküler kaymayı kolaylaştırması, materyalin daha düşük viskozite sergilemesini sağlamaktadır (Wagner et al., 2008).

Ön ısıtma protokolü, materyal akışkanlığını artırarak kavite adaptasyonunu iyileştirmekte; bu sayede mikrosızıntı ile marjinal renklenme riskini azaltmaktadır (Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006; Lovelh et al., 1999; Lovell et al., 2001; Wagner et al., 2008). Bu nedenle, polimerizasyon cihazı ucu ile kompozit rezinin tabakaları arasındaki mesafenin fazla olması nedeniyle kompozit rezinin polimerizasyonunun yeterli olmadığı durumlarda tercih edilmektedir. Lee ve arkadaşlarına göre, viskozitedeki bu azalma; materyalin kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştırmakta, arayüzey boşluklarının ve mikrosızıntı oluşumunun önüne geçmektedir (Lee et al., 2006).

Kompozit rezinin kaviteye yerleştirilmeden önce ısıtılması ve polimerize edilmesi, monomer dönüşüm oranını artırmakta bu sayede ışınlama süresinin kısaltılmasına olanak tanımaktadır. Polimerizasyon derecesindeki bu artış; kavite sınırlarına daha iyi uyum sağlanmasına, mekanik özelliklerin geliştirilmesine ve aşınma direncinin maksimize edilmesine olanak tanımaktadır (Daronch et al., 2005; Dionysopoulos et al., 2014).

Klinik şartlar altında kompozit rezinlerin ön ısıtılmasında iki önemli faktör bulunmaktadır. Bunlar kaviteye yerleştirildiği andaki kompozit rezin sıcaklığı ve kompozit rezinin ısıtma cihazından çıkarılması ile kaviteye yerleştirilmesi arasında geçen süredir. Ön ısıtma işlemine tabi tutulmuş kompozit rezin, ortam şartlarında hızlı bir şekilde soğuyabilir ve ön ısıtmanın avantajlarını ortadan kaldıracıdır. Bununla birlikte, Nie ve arkadaşları tarafından bir araştırmanın sonuçlarına göre, kompozit rezin 40°C'ye soğusa

dahi, oda sıcaklığındaki materyallere kıyasla klinik faydalarını anlamlı ölçüde sürdürdüğü rapor edilmiştir (Nie et al., 1998).

Kompozit rezinlerin ön ısıtılması ile kullanım özelliklerinin geliştirildiği bildirilmektedir, kompozitin orijinal özelliklerini korurken daha akışkan bir yapı sergilemesine olanak tanımaktadır (Friedman, 2003). Buna ek olarak, güncel bir çalışma, ön ısıtma işleminin servikal defektlerde daha düşük mikrosızıntıya yol açtığını göstermiştir (Wagner et al., 2008).

Yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerin önceden ısıtılmasının sunduğu potansiyel klinik faydalar; kapsül veya şırıngalardan daha kolay ekstrüzyon sağlanması, materyalin kavite duvarlarına artan adaptasyonu, kütsel (bulk) yerleştirmelerde materyal içerisine hava kabarcığı hapsolme riskinin ve marjinal boşluk oluşumunun azalması, monomer dönüşüm derecesinin yükselmesi ve tüm bunlara bağlı olarak nihai restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlenmesi şeklinde özetlenebilmektedir (Arora et al., 2017). Önceden ısıtılmış yüksek dolduruculu kompozit rezinler, oda sıcaklığında geleneksel akışkan kompozitler kadar akışkan hale gelmediği için klinisyen hala materyal tabakalarının morfolojisini kontrol edebilmektedir. Tüm bu avantajlara rağmen, cihazın maliyeti ve bulunabilirliği, kullanımında sınırlayıcı faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır (Arora et al., 2017).

Kompozit Rezinlerin Ön Isıtması İçin Kullanılan Cihazlar ve Teknikler

Micerium Ena Heat Conditioner

Ena Heat CHC3 Kompozit ısıtıcı (SpA, Avegno GE, Italy), kompozit rezinlerin (şırıngalar ve uçlar) ağız boşluğunda ve laboratuvar ortamında uygulanması sürecinde klinik olarak ideal bir sıcaklıkta tutulmasını sağlamak üzere tasarlanmıştır. Cihazın birinci sıcaklık kademesi (T1: 39 °C = 102,2 °F), kompozit materyalin

şekillendirilmesi ve lokal anestetikler ile sodyum hipoklorit solüsyonlarının ısıtılması için uygun ortam sunmaktadır. İkinci sıcaklık kademesi (T2: 55 °C = 131 °F) ise, kompozit rezinin indirekt restorasyonlarda simantasyon amacıyla ısıtılması önerilmektedir. Söz konusu ısıtma cihazı, 39 °C ve 55 °C (102,2 °F / 131 °F) sıcaklıklara uygun kompozit rezinlerle kullanılabilir. Kompozit materyal cihaza yerleştirilirken, materyal bütünlüğünü korumak adına kapağının kapalı olduğundan emin olunmalıdır (S.p.A, 2010a).

Bir kompozitin Micerium Ena Heat kompozit ısıtma cihazı kullanılarak ideal polimerizasyon sıcaklığına önceden ısıtılması için uygulama prosedürü şu adımları içermektedir:

- Cihazın normal çalıştığını göstermek için yeşil LED göstergesinin yandığı gözlemlenir.

- T1 modu (39 °C / 102,2 °F) için; yanıp sönen sarı LED ışığı ısıtma işleminin devam ettiğini, sabit sarı ışık hedeflenen sıcaklığa ulaşıldığını, kırmızı ışık ise sistem alarımını ifade etmektedir.

- T2 modu (55 °C / 131 °F) için; yanıp sönen sarı LED ışığı ısınma aşamasını, sabit sarı ışık optimum sıcaklığa ulaşıldığını, kırmızı ışık ise sistem alarımını belirtmektedir.

- Cihazın verimli çalışabilmesi için ortam sıcaklığının 20 °C'nin üzerinde olması tavsiye edilmektedir. Bu ortam koşullarında kompozit materyalinin 39 °C'ye ulaşması ortalama 16 dakika sürerken, cihaz açıldıktan sonra 55 °C'ye ulaşması yaklaşık 55 dakika zaman almaktadır. Ayrıca, T1 ve T2 modları arasındaki termal geçiş süresi yaklaşık 30 dakika olarak belirlenmiştir (S.p.A, 2010b).

Klinik uygulamalarda pulpal dokuları riske atmadan ideal materyal akışkanlığını elde edebilmek adına doğru sıcaklık parametresinin seçimi kritik önem taşımaktadır. Güncel literatürdeki

alışmalar; kompozitin kavite adaptasyonunu artırmak için çok yüksek sıcaklık değerlerine çıkılmasına gerek bulunmadığını, materyalin 10 dakika boyunca 39  C'ye (T1 modu) ısıtılmasının yeterli akışkanlığı sağladığını ve bu sıcaklık seviyenin pulpa sağlığı açısından güvenli kabul edildiğini bildirmektedir (İren & Yiğit, 2026).

Calset Kompozit Isıtıcı

Calset (AdDent, Inc., Danbury, CT, ABD), rezin kompozitleri polimerizasyonu için gereken süreyi kısaltmak amacıyla klinik pratiğe sunulan bir cihazdır. Cihazdaki son tasarım değişiklikleri, kompozit rezinlerin sıcaklığını 130-140  F (55,4-60  C) arasında ayarlayabilmeyi mümkün kılmıştır. Üretici, polimerizasyondan önce rezinin sıcaklığının artırılmasının ışınlama süresinde (%80'e kadar) nemli bir düşüşe neden olacağını ve sertleşme derecesinin artacağını iddia etmektedir.

Calset nitesi, kompozit materyali, lokal anestezi solüsyonları ve porselen restorasyonları ısıtmak için tasarlanmıştır. Calset kompozit ısıtıcı (AdDent, Inc., Danbury, CT, ABD), diş kompozit rezinlerini n ısıtmak için literatürde etkinliği en yaygın şekilde rapor edilen popüler cihazlardan biridir (Blalock et al., 2006; Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006; Daronch et al., 2007; Jin, 2013; Lucey et al., 2010; Wagner et al., 2008; Zach & Cohen, 1965).

Bu cihaz, rezini 54  C ve 68  C 'ye ısıtabilir ve ayrıca klinisyen tarafından ihtiyaç duyulan sabit sıcaklığı koruyabilmektedir. Sisteme entegre edilen l tepsi aparatı; uygulama tabancası (dispenser) içerisindeki kompozit kapsülünü ısıtmanın yanı sıra, iki adet kompozit el aletini de eş zamanlı olarak ısıtabilecek kapasitededir. nite ayrıca ekstra üç adet kompozit kapsülünü daha bünyesinde muhafaza ederek termal modifikasyona tabi tutabilmektedir. Üreticiye ait CoMax dispenser yardımıyla,

kompozit kapsüller tepsisi üzerinden temassız bir şekilde alınıp uygulanabilmekte olup; bununla birlikte ısıtma işlemi için piyasadaki diğer standart uygulama tabancaları da kullanılabilmektedir. Sistem dahilinde kullanıma sunulan diğer opsiyonel aparatlar; porselen vener tepsisi, anestezi tepsisi ve şırınga tepsisi olarak adlandırılmaktadır.

Calset kompozit ısıtıcıların etkinliği Daronch ve arkadaşları tarafından araştırılmıştır. İlgili çalışmada cihazın, kompozit ön ısıtma işlemi için 54 °C ve 60 °C olmak üzere iki ana sıcaklık ayarında çalıştığı belirtilmiştir. Buna karşın araştırmacılar, hibrit kompozitler için ulaşılabilecek maksimum gerçek sıcaklık değerinin; cihaz 54 °C'ye ayarlandığında 48,3 °C, 60 °C'ye ayarlandığında ise 54,7 °C olduğunu rapor etmişlerdir (Daronch, Rueggeberg, De Goes, et al., 2006).

Therma-Flo™ Kompozit Isıtıcı

Therma-Flo™ (Vista Dental, ABD) sistemi, kompozit rezini otomatik olarak ısıtan ve ekstrüzyonunu sağlayan Composite Applicator™ ünitesi ve klinik kullanıma yönelik kompozit ısıtma kiti olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Bu aplikatör, ısıtılmış kompozitlerin uygulanmasını kolaylaştıran patentli bir tasarıma sahiptir. Ayrıca aplikatörün uç kısmı, kompozit rezinin optimum akışkanlığını sağlamak için materyali istenen sıcaklık seviyesinde ısıtmaktadır. Vista'nın Therma-Flo™ ürünleriyle uyumlu Step-Down uçları, yerleştirme sırasında daha derin alanlara erişim için artırılmış uzunluk avantajı sunmaktadır. Hassas klinik uygulamalar için tasarlanan bu uçlar, 2× ve 4× boyutlarında mevcuttur ve derin alanlara erişimi kolaylaştırmaktadır (Solutions).

Viscalor Kompozit Isıtma Tabancası

Viscalor Kompozit Isıtma cihazı (VisCalor dispenser, Voco GmbH, Cuxhaven, Germany), kompozit kapsüllerin ısıtılmasında kullanılmaktadır. Isıtma işlemi, Viscalor bulk kompozit için Mod

1’de, diğ er kaps  l kompozitler için ise Mod 2’de gerçekleştirilmektedir. Hedeflenen polimerizasyon sıcaklığına ulaşma süresi Mod 1’de 30 saniye iken, Mod 2’de 70 saniyede tamamlanmaktadır. İnce ve uzun uç yapısı sayesinde posterior bölgeye kolay ulaşım imk nı sağlamaktadır. Ayrıca, ısıtma aşamasının tamamlanmasının ardından kompozit rezin, materyal cihazdan çıkarılmaksızın doğrudan kaviteye uygulanabilmektedir. Tüm bu ergonomik avantajlarına karşın, sistemin tek seferde yalnızca bir adet kaps  l kompoziti ısıtabilecek kapasitede tasarlanmış olması pratik kullanımda klinik bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (VOCO GmbH, 2021).

Ease It Kompozit Isıtma Cihazı

Ease It Kompozit Isıtma Cihazında (R nvig Dental, Daugaard, Danimarka sıcaklık değerleri, seçilen materyalin ve kullanıcının tercihinine bağlı olarak 40  C ile 60  C (104  F–140  F) aralığında ayarlanabilmektedir. Isıtma  nitesi sıcaklık kontrolüne sahiptir. Sistem dahilinde iki ayrı tabla seçeneği sunulmaktadır. Tablalardan biri kompozit kaps  llerinin ısıtılması için, diğ eri ise doğrudan uygulanacak tek dozluk kompozit materyalini ısıtmak amacıyla özel bir hazne formunda tasarlanmıştır. Cihaz üzerinde yer alan dahili LED göstergesi, seçilen sıcaklığa ulaşıldığında sarı yeşil renge geçiş yapmaktadır (R nvig Dental Manufacturing A/S, 2023).

Compex HD Kompozit Isıtıcı Tabanca

Klasik ısıtıcı bloklardan farklı bir mekanizmaya sahip olan Compex HD Kompozit Isıtıcı sistemde (AdDent Inc., Danbury, ABD), kompozit enjektör tabancasının gövdesine entegre edilmiş bir termal rezistans donanımına sahiptir. Materyalin 70 C gibi maksimum sıcaklıklara 1 dakika gibi kısa bir sürede ulaşmasına olanak sağlamaktadır. En büyük klinik avantajı; kompozitin geleneksel blok cihazlardan alınıp kaviteye transferi sırasında maruz kaldığı ani ısı kaybını kompanse edebilmesidir. Cihazın oral

kaviteye yönlendirilen kompül tutucu uç kısımları için, otoklavlanabilir özel silikon kılıflar ve tek kullanımlık bariyer kılıfları protokole dahil edilmiştir (AdDent, 2023). Ön ısıtma cihazlarının hedef sıcaklık değerleri, ısınma süreleri ve klinik kullanım avantajları açısından ortaya çıkan belirgin farklılıklar, Tablo 1’de karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Tablo 1: Kompozit Isıtma Cihazlarının Karşılaştırılması

Cihaz	Sıcaklık Aralığı	Isınma Süresi	Kullanım Amacı	Avantajları	Dezavantajları
Ena Heat (Micerium)	39°C / 55°C	16 dk (39°C), 55 dk (55°C)	Şekillendirme, simantasyon	Stabil sıcaklık, çift mod	Isınma süresi uzun
Calset	37°C / 54°C / 68°C	~10 dk cihaz, ~3 dk kompozit	Polimerizasyonu hızlandırma	Kür süresini azaltır, sabit sıcaklık	Gerçek materyal sıcaklığı daha düşük olabilir
Therma-Flo	Lokal ısıtma	Anlık	Isıtma + uygulama	Aynı anda ısıtma ve uygulama	Sabit sıcaklık kontrolü yok
Viscalor	Moda bağlı	30 sn / 70 sn	Hızlı uygulama	Çok hızlı	Tek kapsül kapasitesi
Ease It	40–60°C	~5–10 dk	Kapsül ısıtma	Ayarlanabilir	Sınırlı veri
Compex HD	~70°C	~1 dk	Isı kaybını önleme	Çok hızlı	Yüksek sıcaklık riski

Dental Ünit Işığı

Kompozit rezin materyalinin dental ünit reflektörü altında bekletilmesi durumunda materyalin sıcaklığında kısmi bir artış meydana gelmektedir (Jin, 2013). Bununla birlikte, Arora ve arkadaşları tarafından yapılan değerlendirmelere göre, elde edilen bu termal artış, klinik pratikte anlamlı bir fayda sağlayacak seviyede kabul edilmemektedir (Arora et al., 2017).

Elde Tutma

Kompozit şırıngasının veya kapsülünün 3-5 dakika süresince avuç içinde tutulması, rezin sıcaklığında sınırlı bir artışa yol açmaktadır. Literatürdeki bazı araştırmacılar, sürtünme enerjisiyle ısı üretmek ve materyal sıcaklığını artırmak amacıyla kompozit şırıngasının avuç içerisinde ovuşturulmasını önermektedir (Jin, 2013). Ancak Arora ve arkadaşları, bu basit yöntemle sağlanan termal artışın da tıpkı reflektör ışığında olduğu gibi klinik prosedürlerde majör bir avantaj yaratacak veya performansı etkileyecek düzeyde olmadığını vurgulamaktadır (Arora et al., 2017).

Sıcak Su Banyosu

Bu yöntem literatürde açıkça tarif edilmemiştir. Temel değişken, su sıcaklığının kontrol edilmesidir. Yöntemin başlıca kısıtlılıkları; klinik uygulama için pratik olmaması ve kompozit şırıngası üzerinde su damlacıklarının kalmasıdır. Şırınganın kurutulması için geçen süre, klinik çalışma süresini uzatarak ekstra bir zaman kaybına yol açmakta ve bu gecikme esnasında materyalin sıcaklığı hızla düşmektedir. Buna karşın, klinik ortamda profesyonel bir ön ısıtma cihazının bulunmadığı senaryolarda; kompozit rezinin termal modifikasyon avantajlarından yararlanabilmek adına başvurulabilecek en ekonomik alternatiflerden biri olarak değerlendirilmektedir (Dionysopoulos et al., 2014).

Isı Döngüsü Aparatlarının Kullanımı

Isı döngüsü (thermal cycling) aparatları ile ısıtma yöntemi de literatürde rutin bir klinik prosedür olarak geniş yer bulmamıştır. Bu cihazlar genellikle akademik diş hekimliği fakültelerinde in vitro araştırma amaçlı olarak kullanılmaktadır. Yöntemin en belirgin dezavantajları; uygulama sürecinin klinik pratikten uzak ve kompleks olması ile tıpkı su banyosunda olduğu gibi şırınga üzerinde su kalıntılarının oluşmasıdır. Şırınganın kurutulma işlemi klinik süreyi uzatmakta ve bu zaman kaybı esnasında kompozit

rezinin sıcaklığı düşmektedir (Arora et al., 2017). Belirtilen bu tekniklerin yanı sıra; mikrodalga fırın, saç kurutma makinesi ve mum eritme cihazlarının kullanımı da kompozit rezinleri ısıtmak amacıyla literatürde test edilen diğer alternatif yöntemler arasında yer almaktadır.

Restorasyonun ve Kompozitin Eş Zamanlı Isıtılması (Co-heating)

Güncel literatürde, kompozit rezinin tek başına ısıtılmasına alternatif olarak simante edilecek indirekt restorasyonun (kron, inley, onley) kompozit ile birlikte ısıtılması yöntemi de klinik bir protokol olarak araştırılmaktadır. Bu prosedürün temel amacı, ısıtılmış kompozit materyalin oda sıcaklığındaki seramik veya rezin restorasyon ile temas ettiğinde meydana gelen ani ısı kaybını ve buna bağlı hızlı viskozite artışını (soğuma etkisini) kompanse etmektir. Termal uyumsuzluğu ortadan kaldırmayı hedefleyen bu kombine yaklaşım, kompozitin eğilme dayanımında tek başına ısıtmaya kıyasla olumlu bir artış sağlasa da, hekim açısından klinik uygulama basamaklarını artırması ve operasyon süresini kısıtlaması nedeniyle yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir (Tribst et al., 2023). Alternatif kompozit ısıtma tekniklerinin klinik kullanım kolaylığı ile etkinlik düzeyi arasındaki ilişki, karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 2).

Tablo 2: Alternatif Kompozit Isıtma Teknikleri

Yöntem	Etki Düzeyi	Klinik Kullanılabilirlik	Dezavantaj
Dental ünit ışığı	Düşük	Kolay	Yetersiz etki
Elde tutma	Düşük	Çok kolay	Sınırlı etki
Sıcak su banyosu	Orta	Zor	Su kalıntısı
Isı döngüsü	Orta	Klinik dışı	Karmaşık
Co-heating	Yüksek	Zor	Teknik hassasiyet

Önceden Isıtılmış Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Mekanizması

Kompozit rezinin polimerizasyon reaksiyonu esnasında, polimer zincirleri arasında kovalent bağların kurulmasıyla yüksek oranda çapraz bağlı moleküler bir ağ yapısı meydana gelmektedir. Fotopolimerizasyon süreciyle birlikte çapraz bağlanma yoğunluğu ve monomer dönüşüm derecesi hızla artarak sonsuz üç boyutlu kesintisiz bir polimer ağ yapısı oluşturmakta; bu durum sistem viskozitesinde yükselişe yol açmaktadır. Jelasyon olarak bilinen bu ilk geçiş, viskoz sıvıların elastik jellere dönüştüğü aşamayı temsil etmektedir (Cramer et al., 2011).

Büyüyen polimer zincirleri üzerindeki serbest radikaller, jel noktasındaki mobilite kısıtlamalarından, hala kolayca difüze olabilen küçük monomer molekülleri üzerindeki serbest radikallere göre daha fazla etkilenmektedir. Sonuç olarak, bimoleküler sonlanma önemli ölçüde azalırken, başlatma reaksiyonu yeni polimerizasyon yayılma merkezleri üretmeye devam etmektedir. Bu durum, serbest radikal konsantrasyonunun artmasına ve oto-akselerasyon (kendi kendine hızlanma) olarak bilinen polimerizasyon hızında ani bir yükselmeye neden olmaktadır (Anseth et al., 2005).

Reaksiyon ilerledikçe viskozite artmaya devam ederek monomer moleküllerinin difüzyonunu da kısıtlar ve oto-akselerasyon sürecini yavaşlamasına yol açmaktadır. Bu durum, materyalin jel fazından vitrifikasyon (camlaşma) fazına geçişi yansıtmaktadır (Lovell et al., 1999). Bu olgu, ideal ışınlama koşulları altında bile monomer dönüşüm oranının neden %100'e ulaşmadığını açıklamaktadır. Vitrifikasyon, ilave polimerizasyon aktivitesini büyük ölçüde durdurmaktadır. Ön ısıtma işlemi sırasındaki sıcaklığın artması, camlaşma sürecinin gecikmesini sağlamaktadır. Materyal, cam geçiş sıcaklığı polimerizasyon reaksiyon sıcaklığına ulaşana kadar daha fazla polimerize olmaya

devam edebildiğinden, daha yüksek polimerizasyon sıcaklıkları daha yüksek bir nihai monomer dönüşüm oranı ile sonuçlanmaktadır (Cook et al., 1997).

Ön Isıtmanın Kompozit Rezinlerin Özellikleri Üzerine Etkisi

Ön Isıtmanın Kompozit Rezinin Rengine Etkisi

Kompozit rezinlerin optik ve renksel özelliklerini temel olarak üç majör faktör belirlemektedir: intrinsik (içsel) ışık saçılımı ve ışık absorpsiyon kapasiteleri, materyalin yapısal kalınlığı ve altyapı doku/materyallerinin ışık yansıtma (refleksiyon) özellikleri. Kompozit rezinin sahip olduğu renk tonu, içsel (intrinsik) veya dışsal (ekstrinsik) değişkenler dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir. Mundim ve arkadaşları tarafından Tetric N-Ceram nanokompozit rezin üzerinde yürütülen bir çalışmada; ön ısıtma protokolünün materyalin monomer dönüşüm derecesinde anlamlı bir artış sağlarken optik özellikler üzerinde istatistiksel açıdan oldukça minimal bir etki yarattığı bildirilmiştir (Mundim et al., 2011).

Benzer şekilde Bueno ve arkadaşları (2024), ön ısıtma işleminin restorasyondaki renk değişimini (ΔE) olumsuz yönde etkilemediğini; aksine polimerizasyon öncesi termal değer 68 °C seviyesine çıkarıldıkça renk stabilitesinin artma eğilimi sergilediğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte, 3 günlük yapay yaşlandırma protokolü sonrasında; Filtek Supreme ve Vittra kompozit sistemlerinin, renk değişim skorlarını kabul edilebilir klinik eşik değerinin altında tutarak en yüksek optik stabiliteyi gösterdiği saptanmıştır (Bueno et al., 2025).

Kahnamouei ve ark.'nın çalışmasında, 40 tekrarlı ön ısıtma döngüsünün kompozit rezinlerde renk değişimini anlamlı şekilde artırdığı gösterilmiştir. Ancak çalışma tasarımında 20 ön ısıtma döngüsüne ait ayrı bir deney grubu bulunmadığından, 20 ve 40 döngü arasında renk stabilitesi açısından istatistiksel olarak anlamlı

bir fark olup olmadığı bu araştırma ile net olarak ortaya konulamamıştır (Kahnamouei et al., 2017). Araştırma bulguları, tekrarlanan ön ısıtma döngülerinin kompozit rezinin renk stabilitesi üzerinde olumsuz bir etkisi olduğunu göstermektedir ve rezinin tekrar tekrar ısıtılmasından kaçınılması tavsiye edilmektedir (Bhopatkar et al., 2022). Klinik açıdan değerlendirildiğinde, bir kompozit şiringasının ön ısıtma prosedürü uygulanarak 40'tan fazla kullanım döngüsüne maruz kalmasının öngörüldüğü durumlarda, mevcut bulgular doğrultusunda şırınga formundaki materyaller yerine tek kullanımlık kompozitlerin tercih edilmesi daha uygun bir yaklaşım olarak değerlendirilebilmektedir (Kahnamouei et al., 2017).

Ön Isıtmanın Kompozit Resin Monomerlerinin Dönüşüm Derecesi (DC) Üzerindeki Etkisi

Işıkla aktive olan bis-metakrilat bazlı materyaller polimerize olduğunda, çift bağ dönüşümü genellikle tam olarak gerçekleşememekte ve metakrilat gruplarının önemli bir kısmı reaksiyona girmemiş (artık monomer) fazda kalmaktadır (Cook et al., 1984). Bu reaksiyon kendi kendini sınırlayan bir yapıdadır; çünkü reaksiyon süreci ilerledikçe resin sisteminin viskozitesi artarak güçlü, çapraz bağlı bir polimer ağı oluşmaktadır. Bu durum, sistemdeki serbest radikal mobilitesinde belirgin bir azalmaya yol açmaktadır. Kompozit rezinin mekanik özellikleri ve biyolojik güvenilirliği, polimerize olmamış bu artık monomerden doğrudan etkilenmektedir. Artık monomer miktarındaki artış; materyalin mekanik direncinde düşüşe ve pulpal irritasyon riskinde artışa neden olmaktadır (DC, 1992; Ferracane, 1985).

Daronch ve ark.'na göre, ışıkla polimerizasyon öncesinde kompozit rezinin ön ısıtılmaya tabi tutulması, materyal örneğinin hem üst hem de alt yüzeylerindeki monomer dönüşümünü önemli ölçüde artırabilmektedir (Daronch et al., 2005). Ayrıca literatürde,

ön ısıtılmış kompozit rezinlerin daha kısa bir ışınlama süresiyle (maruziyet süresi %50-75 oranında azaltılarak) oda sıcaklığındaki örneklerle eşdeğer, hatta daha yüksek bir dönüşüm oranına ulaşabildiği bildirilmektedir. Işınlama süresinin kısaltılması serbest radikal üretimini azaltsa da artan sıcaklık kompozit rezinin viskozitesini düşürerek radikal mobilitesini artırmakta ve bu mekanizma, polimerizasyon reaksiyonunun devamlılığını sağlayarak daha yüksek dönüşüm oranları (DC) sunmaktadır (Lovell et al., 2001; Nie et al., 1998).

Bununla birlikte, ön ısıtma protokolünün monomer dönüşüm derecesi üzerindeki bu olumlu etkisi doğrudan materyalin formülasyonuna bağlıdır. 2024 yılında yürütülen güncel bir *in vitro* çalışmada; Admira (ormoser), Filtek One (bulk-fill) ve Vittra gibi yüksek viskoziteli materyallerde sıcaklık artışıyla birlikte DC değerlerinin paralel olarak arttığı bildirilmiştir. Buna karşın, Filtek Supreme ve akışkan (flowable) bulk-fill materyallerinde sıcaklık parametresinden bağımsız olarak benzer DC sonuçlarının elde edildiği saptanmıştır. Bu durum; akışkan materyallerin doğası gereği düşük olan başlangıç viskozitelerinin veya spesifik materyallerin yüksek doldurucu içeriklerinin, uygulanan termal enerjiye farklı yapısal yanıtlar vermesiyle açıklanmaktadır (Bueno et al., 2025).

In vitro araştırmalara göre, ön ısıtılmış kompozit rezinler uygulama sırasındaki transfer sürecinde hızlı bir sıcaklık düşüşü yaşayabilmektedir ve bu durum klinik etkinliği sınırlayabilmektedir (Lovell et al., 1999). Bununla birlikte, rezin 54°C'ye kadar ön ısıtılıp hızla soğusa bile (sıcaklık 30°C veya 40°C'ye düşebilir), oda sıcaklığındaki kompozit rezine kıyasla hala daha yüksek bir dönüşüm oranı elde edilmektedir. İlgili araştırmalarda, 40°C sıcaklıkta 10 saniyelik ışınlama süresine sahip bir kompozit rezinin, 22°C sıcaklıkta 20 saniyelik ışınlama süresine sahip bir kompozit rezine göre daha yüksek bir dönüşüm oranına ulaşabildiği gösterilmiştir. Kullanılan ışık kaynağı veya kompozit rezin

materyalinden bağımsız olarak, 54.5°C gibi optimum bir ön ısıtma sıcaklığında yapılan ışıkla polimerizasyon işleminin, ortam sıcaklığındaki ışıkla polimerizasyona göre daha yüksek anlık ve nihai dönüşüm oranları sağladığı bildirilmektedir (Trujillo et al., 2004).

Ön Isıtmanın Kompozit Resinin Akışkanlığı (Film Kalınlığı) Üzerindeki Etkisi

Yapılan bir çalışmaya göre, materyal 54°C'ye ısıtıldığında kompozitin film kalınlığında %30 oranında azalma gözlenmiştir. Bu durum, kompozit rezinler gibi viskoelastik materyallerin artan sıcaklık değerleri karşısında viskozitelerinin azaldığını ve akışkanlıklarının arttığını göstermektedir. Oda sıcaklığında, geleneksel kompozit rezinlerin film kalınlıkları değişkenlik göstermektedir. Klinik pratikte kullanılan tüm geleneksel rezin sistemleri için geçerli olmasa da ısıtma işlemine tabi tutulan kompozitlerin önemli bir bölümünde film kalınlığının azaldığı rapor edilmektedir. Bununla birlikte, ön ısıtma cihazlarının sunduğu klinik sıcaklık aralıklarında termal modifikasyona uğramış geleneksel bir kompozit rezinler, oda sıcaklığındaki akışkan rezinlerin sergilediği optimum düşük film kalınlığı değerlerine tam anlamıyla ulaşamamaktadır. Dolayısıyla güncel literatür verileri ışığında; ön ısıtılmış geleneksel kompozit rezinlerin klinik pratikteki akışkan rezin uygulamalarının yerini tamamen almayacağı vurgulanmaktadır (Bhopatkar et al., 2022).

Deneysel çalışmalar, ön ısıtmanın SureFil® ve Filtek™ A110 rezin sistemlerinin yanı sıra piyasadaki diğer ürünlerin de film kalınlığını önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Buna göre, 54–60 °C aralığında ön ısıtmaya tabi tutulan materyallerin film kalınlıklarının, oda sıcaklığındaki materyallere kıyasla daha düşük olduğu ortaya konmuştur (Da Costa et al., 2009). Bu bulgulara dayanarak Da Costa ve arkadaşları, kompozit rezinlerin klinik olarak

ısıtıldığında akışkanlıklarının arttığını ve film kalınlıklarının azaldığını belirtmektedir (Da Costa et al., 2009).

Ön Isıtmanın Kompozit Resin Restorasyon Kenarlarındaki Mikrosızıntı Üzerindeki Etkisi

Restorasyon marjinlerinde gözlenen mikrosızıntının temel nedeni, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesidir. Kompozit resin fotopolimerize edildikten sonra adeziv resin tabakası diş dokusuyla mikromekanik bağlantı kurar; ancak polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme, özellikle dentin ile adeziv tabaka arasındaki bu bağlantının stres altında kalmasına ve hasar görmesine neden olabilir. Bu durum, adeziv tabakanın diş yüzeyinden ayrılmasına ve kompozit resin ile diş dokusu arasındaki arayüzde marjinal boşlukların (gap) oluşmasına yol açmaktadır. Restorasyon sonrasında kenarlarda meydana gelen mikrosızıntı; postoperatif hassasiyete, restorasyon kenarlarının renklenmesine yol açabilir ve nihayetinde sekonder çürük formasyonu ile restorasyonun retansiyon kaybına neden olabilmektedir (Bhopatkar et al., 2022). Tantbirojn ve arkadaşları; kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresin diş dokusunda veya restorasyonda deformasyona yol açabileceğini, bu tablonun da adeziv başarısızlıkla sonuçlanarak resin restorasyonun uzun dönem klinik başarısını belirgin ölçüde düşürdüğünü rapor etmişlerdir (Tantbirojn et al., 2004).

Resin restorasyonların marjinlerinde boşluk oluşumunu etkileyen majör faktörler arasında polimerizasyon büzülmesi ve kompozit resinlerin akışkanlık özellikleri yer almaktadır. Kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon sağlamak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit resinler, geleneksel kompozitlere kıyasla inorganik doldurucu hacmini azaltıp organik matris bileşimini modifiye ederek viskozitelerini düşürmektedir. Ancak, bu yapısal modifikasyon akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülme

oranlarının daha yüksek olmasıyla sonuçlanmaktadır. Günümüzde klinik pratikte sıklıkla kullanılan kompozit rezinler, doldurucu içeriğini artırarak mekanik özelliklerini iyileştirmekte ve materyalleri daha dayanıklı hale getirmektedir; ancak bu durum viskozitenin artmasına ve akışkanlığın azalmasına bağlı olarak kenar adaptasyonunu sınırlayabilmektedir (Bhopatkar et al., 2022).

İn vitro çalışmalar, ön ısıtmanın kompozit rezinlerin akışkanlığını artırdığını göstermektedir (Da Costa et al., 2009; Lovell et al., 2001; Peutzfeldt & Asmussen, 2004; Tantbirojn et al., 2004; Trujillo et al., 2004). Blalock ve arkadaşları, kompozit rezinin ön ısıtılmasıyla viskozitesinin düştüğünü, akışkanlığın arttığını ve buna bağlı olarak mikrosızıntı skorlarının iyileştiğini bildirmiştir (Blalock et al., 2006). Isıtma işlemiyle oluşan termal vibrasyon, rezin monomerleri ve oligomerleri arasındaki intermoleküler mesafeyi artırarak moleküler kaymayı kolaylaştırmakta ve bu durum kompozit rezinin daha düşük başlangıç viskozitesi sergilemesine neden olmaktadır. Bu sayede kavite duvarlarına daha iyi adapte olan kompozit rezin, marjinal örtücülüğü artırarak mikrosızıntı riskini azaltmaktadır (Bhopatkar et al., 2022). Bir çalışmaya göre, ön ısıtılmış kompozit rezinler dişlerin servikal kenarlarındaki mikrosızıntıyı azaltmada da daha etkili bulunmuştur (Wagner et al., 2008).

Bununla birlikte, kompozit rezinlerin ön ısıtılmasının mikrosızıntı üzerindeki olumlu etkileri değerlendirilirken, polimerizasyon dinamikleri üzerindeki etkileri de göz önünde bulundurulmalıdır. Prasanna ve arkadaşları, ön ısıtmanın kompozit rezinlerde dönüşüm derecesini artırdığını, ancak bu artışa rezidüel stresin de eşlik ettiğini bildirmiştir. Artan polimerizasyon stresi, adeziv ara yüzeyde gerilim oluşturarak bağlanma bütünlüğünü olumsuz etkileyebilir ve bu durum teorik olarak marjinal boşluk oluşumunu tetikleyebilir. Dolayısıyla ön ısıtma, mikrosızıntıyı azaltıcı etkisine rağmen, artmış polimerizasyon stresine bağlı

potansiyel dezavantajlarıyla birlikte değerlendirilmelidir (Prasanna et al., 2007).

Ön Isıtmanın Işıkla Polimerize Olan Kompozit Resinin Stresi ve Polimerizasyon Derinliği Üzerindeki Etkisi

Geleneksel kompozit rezinlerin 40°C'ye ön ısıtılmaya tabi tutulması, materyalin yüzey sertlik özelliklerini değiştirmeden oda sıcaklığına (22°C) kıyasla ışıkla polimerizasyon süresinde %50 oranında bir azalma sağlamaktadır. Bu durum, kompozit rezinin ön ısıtılmasının klinik olarak materyalin polimerizasyon derinliğini artırabileceğini ve polimerizasyon süresini yarıya indirebileceğini göstermektedir (Bortolotto & Krejci, 2003). İn vitro olarak yürütülen izotermal polimerizasyon çalışmaları; kompozit polimerizasyonu oda sıcaklığının üzerinde gerçekleşmesi durumunda dönüşüm derecesinin, polimerizasyon hızının ve maksimum dönüşüm oranının arttığını ortaya koymuştur (Daronch et al., 2005). Bununla birlikte araştırmalar, monomer dönüşüm oranını yükseltmenin aynı zamanda polimerizasyon stresi gelişme riskini de artırdığını göstermektedir (Braga & Ferracane, 2002; Lu et al., 2005). Kompozit rezin başlangıçta 60°C'de ön ısıtıldığında, izotermal olmayan koşullar altında maksimum stres değerlerinin oda sıcaklığındaki kompozit rezin materyalinden çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Bhopatkar et al., 2022). Polimerizasyon reaksiyonu öncesinde kompozit rezinin sıcaklığının artırılması sistem viskozitesini düşürmekte; bu durum daha yüksek monomer dönüşümüne ve dolayısıyla artmış polimerizasyon stresine yol açmaktadır (Bhopatkar et al., 2022).

Ön Isıtmanın Kompozit Resinin Aşınma Direnci, Mikrosertliği ve Kırılma Direnci Üzerindeki Etkisi

Tamamen polimerize olmuş rezin kompozit içerisindeki reaksiyona girmemiş karbon-karbon (C=C) çift bağlarının, polimerize olmamış materyaldeki toplam çift bağ sayısına oranı;

polimerizasyon derecesi veya monomer dönüşüm derecesi (DC) olarak tanımlanmaktadır (Galvão et al., 2013; Yang et al., 2016). Polimerizasyon derecesi, fotopolimerizasyon süreci sonunda restoratif materyallerin mekanik niteliklerini belirlemede kullanılan temel parametrelerden biridir (Galvão et al., 2013). Dolayısıyla, düşük bir polimerizasyon derecesinin elde edilmesi; kompozit rezinlerin mikrosertlik, aşınma direnci, kırılma direnci ve bükülme (eğilme) direnci gibi biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Karaarslan et al., 2012; Yang et al., 2016; Zhao et al., 2012).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon öncesi ön ısıtmaya tabi tutulması; polimerizasyon derecesini artırmak ve buna bağlı olarak materyalin mikrosertliğini, aşınma direncini ve kırılma direncini artırmak amacıyla önerilmektedir.

Sistemin sıcaklığı yükseldikçe monomerlerin moleküler mobilitesi artmakta ve polimer ağı yapısal olarak daha fazla çapraz bağ içeren yoğun bir form sergilemektedir (Bhopatkar et al., 2022). Diğer taraftan Didron ve arkadaşları, ön ısıtma işleminin kompozit rezinin mikrosertliği üzerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmiştir (Didron et al., 2013). Buna karşın literatürde kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla ön ısıtma protokolünün kullanılması önerilmektedir (Bhopatkar et al., 2022). Polimerizasyon derecesi; büyük ölçüde tercih edilen kompozit rezinin formülasyon tipine ve optik renk tonuna bağlı olarak varyasyon göstermektedir ki bu durum, bahsi geçen in vitro çalışmalarda sonuç farklılıklarını ve çelişkileri açıklamaktadır (Fróes-Salgado et al., 2010).

Literatüre yeni dahil olan tek renkli universal kompozitler (one-shade universal resin composites) üzerinde yapılan araştırma da bu durumu destekler niteliktedir (İren & Yiğit, 2026). İren ve Yiğit tarafından yürütülen bu çalışmada; tek renkli kompozitlerin 39 °C'de ön ısıtılmasının mikrosertlik üzerindeki etkisinin tamamen

materyal spesifik olduğu ve her kompozit sisteminde standart bir fayda sağlamadığı rapor edilmiştir (İren & Yiğit, 2026). İlgili araştırmada ön ısıtma işlemi; incelenen bazı markaların (Charisma Diamond One, Omnichroma ve Essentia Universal) sadece oklüzal (üst) yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağlarken, diğer materyallerin mikrosertlik değerlerinde belirgin bir değişim oluşturmadağı saptanmıştır. Bu durum, ön ısıtmanın sertlik üzerindeki etkisinin materyalin inorganik doldurucu yapısına ve polimer çapraz bağlanma yoğunluğuna doğrudan bağlı olduğunu göstermektedir (İren & Yiğit, 2026).

Ön Isıtmanın Kompozit Rezinlerin Eğilme Dayanımı Üzerindeki Etkisi

Eğilme dayanımı, kırılğan restoratif materyallerin biyomekanik performansını değerlendirmede önemli bir parametre olup polimerizasyon derecesi ile doğrudan ilişkilidir (D'Amario et al., 2013; Fróes-Salgado et al., 2010; Garoushi et al., 2016; Jafarzadeh-Kashi et al., 2011). Kompozit rezinlerin ön ısıtılması polimerizasyon derecesini artırsa da (Fróes-Salgado et al., 2010) Uçtaşlı ve ark., Nada ve ark. ile Salgado ve ark. gibi araştırmacılar, ön ısıtma protokolünün materyalin eğilme dayanımı üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (Fróes-Salgado et al., 2010; Nada & El-Mowafy, 2011; Uctasli et al., 2008). Isıtılmış ve oda sıcaklığında bırakılmış kompozit örnekleri arasında eğilme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı vurgulanmaktadır (Fróes-Salgado et al., 2010; Nada & El-Mowafy, 2011; Uctasli et al., 2008).

Buna karşın bazı güncel çalışmalarda; ön ısıtma işleminin Admira ve Vittra gibi spesifik materyallerde eğilme dayanımını belirgin şekilde düşürdüğü, Filtek One ve Filtek Bulk-Fill Flowable sistemlerinde ise eğilme dayanımı artırdığı bildirilmiştir (Bueno et al., 2025). Özellikle ormoser yapısındaki materyallerde (Admira),

ısının etkisiyle organik matris ve doldurucu arayüzünün zayıflaması bu direnç kaybının nedeni olarak gösterilmektedir (Bueno et al., 2025). Amario ve ark.'na göre, önemli ölçüde tekrarlanan ön ısıtma döngüleri rezin kompozitlerin eğilme dayanımını azaltabilmektedir (D'Amario et al., 2013).

Tek renkli üniversal kompozitler üzerine yapılan güncel çalışmalar da eğilme dayanımı ve elastikiyet modülünün termal modifikasyondan materyale bağlı olarak farklı şekillerde etkilendiğini göstermektedir. İren ve Yiğit tarafından yürütülen çalışmada; 39 °C'lik ön ısıtma protokolünün Charisma Diamond One, Vittra APS Unique ve ONEshade gibi materyallerin eğilme dayanımını ve elastikiyet modülünü (flexural strength and modulus) istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde artırdığı; ancak Omnichroma, Clearfil Majesty ES-2 ve Essentia üniversal gibi materyallerde anlamlı bir değişim oluşturmadığı saptanmıştır (İren & Yiğit, 2026). Bu farklılığın temel nedeni olarak, ısıtma ile düşen viskozitenin bazı kompozit formülasyonlarında boşluksuz ve homojen bir polimer ağının tesis edilmesini kolaylaştırması, diğer sistemlerde ise inorganik doldurucu morfolojisi/hacmi gibi yapısal sınırlar nedeniyle termal yanıtın kısıtlı kalması ile açıklanmaktadır. Sonuç olarak, eğilme dayanımını artırmak amacıyla ön ısıtma protokolü uygulanırken, kullanılan kompozit rezinin monomer yapısı ve inorganik doldurucu mimarisi dikkate alınması gerekmektedir (İren & Yiğit, 2026).

Ön Isıtmanın Kompozit Rezinlerin Viskoelastisitesi Üzerindeki Etkisi

Mesquita ve arkadaşları; kompozit rezinlerin viskoelastik özelliklerinin test sıcaklığı arttıkça değişime uğradığını ve bu durumun rezinlerin kimyasal yapısı ile bileşiminin yanı sıra serbest monomer düzeyi, su absorpsiyonu ve polimerizasyon derecesi ile yakından ilişkili olduğunu bildirmiştir (Mesquita & Geis-Gerstorfer,

2008). Ağız içi sıcaklık aralığında, elastisite modülündeki gözlenen azalma ile viskozite modülü tanjantı ve kayıp açısındaki artışa rağmen herhangi bir faz geçişi saptanmamıştır. Bunun bir sonucu olarak, klinik uygulamalarda kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinde ani ve keskin değişimler meydana gelmemektedir (Bhopatkar et al., 2022).

Bu sonuçlar, fotopolimerize edilen dental kompozit rezin restorasyonların klinik uygulamanın ardından geçen ilk birkaç saat ve gün içerisinde halen bir miktar reaksiyona girmemiş (artık) monomer barındırdığını göstermektedir. Reaksiyona girmemiş monomer miktarı; sıcak yiyecek ve içeceklerin tüketimi, normal ağız sıcaklığı ve artan sıcaklık indüksiyonu nedeniyle zamanla azalama eğilimi göstermektedir. Diğer bir deyişle, kompozit rezin intraoral koşullar altında ikincil polimerizasyon reaksiyonlarına devam etmektedir. Bu bulgular klinik açıdan önemlidir; çünkü dental rezinin başlangıçtaki ışık ve ağız sıcaklığındaki polimerizasyonun ardından sertleşmeye devam edeceğini göstermektedir. Bu durumun kompozit rezinin restorasyon yeteneği üzerinde, artan rijite ve mikrosızıntı gibi hem olumlu hem de olumsuz etkileri olabilmektedir (Bhopatkar et al., 2022).

Ön Isıtılmış Kompozit Rezinin Pulpa Üzerindeki Etkisi

Kompozit rezin termal olarak modifiye edilip kaviteye yerleştirildiğinde, pulpa odasındaki sıcaklık değerlerinde değişimler meydana gelmektedir. Literatürdeki çalışmalara göre pulpa içi sıcaklığın 5,5°C artması irreversibl (geri dönüşümsüz) pulpa hasarına yol açabileceğinden, kompozit rezinin 60°C'nin üzerindeki termal değerlerde ısıtılması klinik olarak önerilmemektedir (Bhopatkar et al., 2022).

Rueggeberg ve arkadaşlarına göre ise kompozit rezin 60°C'ye ısıtıldığında pulpa içindeki sıcaklık ortalama 1,0°C'den daha az arttığı rapor edilmiştir (Rueggeberg et al., 2010). Diğer in

vitro çalışmalar, yüksek yoğunluklu fotopolimerizasyon cihazlarının uzatılmış sürelerle kullanılmasının pulpal hasar riskini doğrudan artırdığını göstermektedir (Bouillaguet et al., 2005; Cobb et al., 2000). Ek olarak, klinik şartlarda kompozit rezin materyali n ısıtmaya tabi tutulduğunda, materyalin sıcaklığı pulpa dokusunun sıcaklığını etkileyebilir. Ancak, kompozit rezinin ısıtma cihazından çıkarılması ile kaviteye yerleştirilmesi arasında geçen transfer süresi, materyalin sıcaklığında belirgin bir dşye yol açmaktadır (Daronch, Rueggeberg, Moss, et al., 2006). Daronch ve ark., restorasyon aşamaları karşılaştırıldığında, oda sıcaklığındaki kompozit rezin materyalleri ile n ısıtılmış olanlar arasında pulpa sıcaklığı açısından belirgin bir fark saptamamışlardır (Daronch et al., 2007). Bu nedenle, pulpayı irrite etmekten kaçınmak amacıyla kompozit rezinin 60°C'nin üzerinde n ısıtılması önerilmemektedir (Bhopatkar et al., 2022). n ısıtmanın klinik başarısında kritik bir faktör de materyalin soğuma hızıdır. Laboratuvar ortamında sıcaklık korunabilse de, klinik şartlarda kompozit materyalin ısıtıcıdan çıkarıldıktan sonra 1 dakika içinde yaklaşık %40 oranında soğuduğu ve bu durumun termal avantajları sınırlayabileceği unutulmamalıdır (Bueno et al., 2025).

n Isıtılmış Kompozitlerin İndirekt Restorasyonların Simantasyonunda Kullanımı

Güncel estetik diş hekimliğinde, lamine vener, inley, onley ve tam seramik kron gibi indirekt restorasyonların simantasyon protokollerinde, geleneksel rezin simanlara alternatif olarak n ısıtılmış kompozit rezinlerin kullanımı giderek popülerleşen klinik bir yaklaşımdır. Geleneksel rezin simanlar, düşük viskoziteleri sayesinde ince bir film kalınlığı oluşturmalarına karşın, düşük inorganik doldurucu oranları nedeniyle polimerizasyon büzülmesi, aşınma direnci ve mekanik dayanım açısından bazı kısıtlılıklara sahiptir. Bu nedenle, yüksek inorganik doldurucuya sahip geleneksel veya niversal kompozitlerin ön ısıtma ile akışkanlık özelliğinin

artırılıp simantasyon ajanı olarak önerilmiştir. Ancak 2025 ve 2026 yıllarında yayımlanan güncel sistematik derlemeler; bu yaklaşımın klinik etkinliğinin ve uzun dönem başarısının büyük ölçüde tercih edilen materyal tipine, operatörün teknik hassasiyetine ve kalan dentin kalınlığına bağımlı olduğunu göstermektedir (de Carvalho et al., 2025; do Vale Souza et al., 2025; Labunet et al., 2026).

Film Kalınlığı ve Marjinal Adaptasyon

Bir simantasyon ajanından beklenen en kritik biyomekanik özelliklerden biri; indirekt restorasyonun kavite preparasyonuna pasif uyumunu sağlayan ideal film kalınlığıdır. Literatürde bu parametre için kabul edilebilir klinik üst sınır genel olarak 120 µm olarak tanımlanmaktadır. Ön ısıtmanın kompozit akışkanlığını artırdığı ve materyal içerisindeki hava kabarcığı oranını azalttığı bilirse de marjinal adaptasyon konusunda literatürde fikir ayrılığı mevcuttur. De Carvalho ve ark. (2025) ile Souza ve ark. (2025) tarafından yürütülen sistematik derlemelerde; bazı in vitro çalışmalarda ön ısıtmaya tabi tutulmuş mikrohibrit ve nanohibrit kompozitlerin (Filtek Z350, IPS Empress Direct, Ceramix Sphere) marjinal aralık değerlerinin 310–440 µm seviyelerine ulaşarak klinik kabul sınırlarını aştığı bildirilmiştir. Buna karşın, rezin simanların (RelyX U200, Clearfil Esthetic) 97–168 µm aralığında kaldığı saptanmıştır. Labunet ve ark. (2026) da akışkanlığı artmış olsa dahi ön ısıtılmış kompozitler ile kabul edilebilir bir film kalınlığı elde etmenin yüksek düzeyde operatör becerisi gerektirdiğini ve restorasyonun ısıtıcıdan çıkarıldıktan hemen sonra (ilk 30-60 saniye içinde) hızla yerleştirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır (de Carvalho et al., 2025; do Vale Souza et al., 2025; Labunet et al., 2026).

Mekanik Özellikler ve Bağlanma Dayanımı

Ön ısıtılmış kompozitlerin yüksek inorganik doldurucu oranı sayesinde mekanik dayanımı artıracağı düşünülse de güncel kanıtlar

bu etkinin restorasyon kalınlığına ve kullanılan materyale bağlı olduğunu göstermektedir. Labunet ve ark. (2026)'nın derlemesinde; 2 mm gibi ince restorasyonların altında Filtek Z250 XT kompoziti (ön ısıtılmış) geleneksel dual-cure simanlara (RelyX ARC) kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı sunduğu bildirilmiştir. Buna karşın Venus kompozitinin (Kulzer), rezin siman gruplarından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık sergilemediği bildirilmiştir. Ancak restorasyon kalınlığı 4 mm'ye çıktığında, sadece önceden ısıtılmış Venus kompozitin, dual-cure simanları geride bıraktığı bildirilmiştir (Labunet et al., 2026). Diğer taraftan de Carvalho ve ark. (2025), ön ısıtmanın materyallerin makaslama (shear) dayanımı ve mikrosertliği üzerinde genel geçer istatistiksel bir fark yaratmadığını belirterek, kopma ve kırılma direncinin büyük ölçüde seçilen kompozitin kimyasal formülasyonuna bağlı olduğunu bildirmiştir (de Carvalho et al., 2025).

Literatürdeki bu değişkenliğe ek olarak, simantasyon prosedürünün restorasyon tipine ve kalınlığına bağlı olarak eğilme dayanımı (flexural strength) üzerindeki etkisi güncel in vitro çalışmalarla değerlendirilmiştir. Tribst ve ark. (2023), CAD/CAM restorasyonların simantasyonunda ışıkla polimerize olan (light-cure) rezin simanların en yüksek eğilme dayanımını (yaklaşık 409 MPa) sunduğunu, bunu dual-cure simanların (362 MPa) izlediğini rapor etmiştir. Aynı çalışmada, ön ısıtılmış kompozitin tek başına (304 MPa) veya restorasyonla eş zamanlı olarak ısıtılması (318 MPa) suretiyle kullanımının, dual-cure simanlara mekanik bir alternatif oluşturabileceği vurgulanmaktadır. Özellikle 1,5 mm kalınlığındaki lityum disilikat restorasyonlarda, ön ısıtılmış kompozitler ile ışıkla polimerize olan simanların benzer bir yapısal direnç sergilediği; buna karşın restorasyon materyalinin rezin kompozit olduğu durumlarda, kalınlıktan bağımsız olarak ışıkla polimerize olan simanların tercih edilmesinin mekanik stabilite açısından daha uygun olduğu bildirilmiştir (Tribst et al., 2023).

Simantasyon ajanlarının dayanımında inorganik doldurucu oranının rolü değerlendirildiğinde, yüksek doldurucu hacminin her koşulda üstün mekanik özellikler sağlamadığı görülmektedir. Örneğin, ağırlıkça %81 gibi yüksek doldurucu oranına sahip akışkan kompozitlerin simantasyon amacıyla kullanıldığında en düşük eğilme dayanımı değerlerini (259 MPa) gösterdiği saptanmıştır (Tribst et al., 2023). Bu durum, söz konusu materyalin doldurucu içeriği ve partikül boyutu ile ilişkilendirilmiş; partikül boyutundaki artışın materyal içinde stres konsantrasyonunu artırarak eğilme dayanımını azaltabileceği belirtilmiştir (Tribst et al., 2023).

Estetik ve Renk Stabilitesi

Rezin simanların formülasyonunda yer alan tersiyer aminlerin zamanla oksidasyona uğrayarak renklenmeye yol açması estetik restorasyonlarda karşılaşılan önemli sorunlardan biridir (de Carvalho et al., 2025). Ön ısıtılmış kompozitler bu açıdan avantajlıdır; ısıtma işlemi kompozitlerin polimerizasyon kalitesini olumsuz etkilemezken, su absorpsiyonu ve çözünürlük oranlarını azaltarak renk stabilitesini artırmaktadır (de Carvalho et al., 2025; Labunet et al., 2026). Yapılan 10 yıllık yaşlandırma simülasyonları ve klinik değerlendirmeler, ön ısıtılmış kompozitlerin renk değişim değerlerinin klinik kabul edilebilirlik sınırları içinde kaldığını göstermektedir (de Carvalho et al., 2025; do Vale Souza et al., 2025; Labunet et al., 2026).

Biyolojik Etkiler ve Pulpa Hassasiyeti

Ön ısıtılmış kompozitlerin simantasyon amacıyla kullanımında göz ardı edilmemesi gereken kritik faktörlerden biri de pulpa sağlığıdır. Labunet ve arkadaşları, ısıtılmış materyalin dişe uygulanması ve ardından yüksek enerjili ışık cihazlarıyla polimerize edilmesi sırasında açığa çıkan ekzotermik reaksiyon ısısının pulpa içi sıcaklığı artırdığını vurgulamaktadır (Labunet et al., 2026). Özellikle kalan dentin kalınlığının 2 mm'nin altında olduğu derin

kavitelerde (örn. inley/onley preparasyonları), ön ısıtılmış kompozit kullanımı pulpa içi sıcaklığı geri döndürülemez hasar sınırı olan 5.5°C'nin üzerine taşıma riski taşımaktadır (Labunet et al., 2026). Bu nedenle, ince dentin varlığında pulpadaki termal travmayı önlemek adına; sürekli yüksek enerjili ışınlamadan kaçınılarak , kademeli (soft-start) polimerizasyon tekniklerinin kullanılması (de Carvalho et al., 2025; Labunet et al., 2026) veya bu tür riskli vakalarda geleneksel luting ajanlarının tercih edilmesi önerilmektedir (Labunet et al., 2026).

SONUÇ

Dimetakrilat esaslı kompozit rezinlerin termal modifikasyonu, materyalin viskoelastik doğasını etkileyerek polimerizasyon kinetiğini ve klinik performansını doğrudan belirleyen geçerli bir biyomekanik yaklaşımdır. Kompozit rezinlerin ön ısıtma işlemine tabi tutulması, moleküler mobilitenin artması ve vitrifikasyon fazının gecikmesi sayesinde monomer dönüşüm derecesini (DC) artırmaktadır. Bu fotokimyasal optimizasyon; restorasyonun mikrosertlik, eğilme dayanımı ve aşınma direnci gibi mekanik özelliklerini iyileştirirken, viskozitenin azalmasına bağlı olarak kavite duvarlarına olan marjinal adaptasyonu artırmakta ve mikrosızıntı riskini azaltmaktadır.

Bununla birlikte, elde edilen bu yapısal kazanımlar evrensel nitelik taşımamakta; materyalin organik matris bileşimi (ormoser, siloran veya metakrilat türevleri) ile inorganik doldurucu mimarisi (hacim oranı ve partikül boyutu) doğrultusunda materyal-spesifik farklılıklar göstermektedir. Özellikle artan çapraz bağlanma yoğunluğuna bağlı polimerizasyon büzülme stresi, potansiyel arayüz zayıflamaları ve indirekt simantasyon prosedürlerinde karşılaşılan film kalınlığı kontrolü, termal modifikasyonun başlıca mekanik sınırlılıkları arasında yer almaktadır. Dolayısıyla ön ısıtma protokolü, her klinik senaryoda rutin olarak uygulanacak mutlak bir

prosedür olmaktan ziyade; materyal tipinin, kavite geometrisinin ve pulpal fizyolojinin birlikte değerlendirildiği durumlarda endike olan, teknik hassasiyet gerektiren bir yaklaşımdır.

Kaynakça

Abed, Y., Sabry, H., & Alrobeigy, N. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71-80.

AdDent, I. (2023). *Compex HD Composite Warmer: Instructions for Use*. AdDent, Inc. https://addent.com/wp-content/uploads/2024/01/CompexHD_Instructions_2023_HIRES-1.pdf

Amirouche-Korichi, A., Mouzali, M., & Watts, D. C. (2009). Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *dental materials*, 25(11), 1411-1418.

Anseth, K., Newman, S., & Bowman, C. (2005). Polymeric dental composites: properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. In *Biopolymers Ii* (pp. 177-217). Springer.

Arora, V., Arora, P., Shamrani, A., & Fahmi, M. K. (2017). A New, simple and innovative technique for Pre-heating/Pre-warming of Dental Composite resins in thermal assisted light polymerization technique. *J Dent Oral Biol*, 2(9), 1-2.

Bhopatkar, J., Ikhar, A., Chandak, M., Mankar, N., & Sedani, S. (2022). Composite pre-heating: A novel approach in restorative dentistry. *Cureus*, 14(7).

Blalock, J. S., Holmes, R. G., & Rueggeberg, F. A. (2006). Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(6), 424-432.

Borges, G. A., Spohr, A. M., Oliveira, W. J. d., Correr-Sobrinho, L., Correr, A. B., & Borges, L. H. (2006). Effect of refrigeration on bond strength of self-etching adhesive systems. *Brazilian dental journal*, 17, 186-190.

Bortolotto, T., & Krejci, I. (2003). The effect of temperature on hardness of a light-curing composite. *J Dent Res*, 82(special issue).

Bouillaguet, S., Caillot, G., Forchelet, J., Cattani-Lorente, M., Wataha, J. C., & Krejci, I. (2005). Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 260-267.

Braga, R. R., & Ferracane, J. (2002). Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *Journal of dental research*, 81(2), 114-118.

Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 18(8), 1991-2000.

Bueno, T., Masoud, N., Akkus, A., Silva, I., McPherson, K., Furuse, A. Y., & Rizzante, F. (2025). Effects of pre-heating on physical–mechanical–chemical properties of contemporary resin composites. *Odontology*, 113(1), 135-142.

Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., & Braga, R. R. (2014). Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *dental materials*, 30(6), 613-618.

Choudhary, S., & Suprabha, B. (2013). Effectiveness of light emitting diode and halogen light curing units for curing microhybrid and nanocomposites. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 16(3), 233-237.

Cobb, D. S., Dederich, D. N., & Gardner, T. V. (2000). In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using

conventional visible light versus argon laser. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 26(4), 386-397.

Cook, W. D., Beech, D. R., & Tyas, M. J. (1984). Resin-based restorative materials—a review. *Australian dental journal*, 29(5), 291-295.

Cook, W. D., Simon, G. P., Burchill, P. J., Lau, M., & Fitch, T. J. (1997). Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *Journal of Applied Polymer Science*, 64(4), 769-781.

Cramer, N., Stansbury, J., & Bowman, C. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*, 90(4), 402-416.

D'Amario, M., Pacioni, S., Capogreco, M., Gatto, R., & Baldi, M. (2013). Effect of repeated preheating cycles on flexural strength of resin composites. *Operative dentistry*, 38(1), 33-38.

Da Costa, J., McPharlin, R., Hilton, T., & Ferracane, J. (2009). Effect of heat on the flow of commercial composites. *Am J Dent*, 22(2), 92-96.

Daronch, M., Rueggeberg, F., & De Goes, M. (2005). Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of dental research*, 84(7), 663-667.

Daronch, M., Rueggeberg, F. A., De Goes, M., & Giudici, R. (2006). Polymerization kinetics of pre-heated composite. *Journal of dental research*, 85(1), 38-43.

Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Hall, G., & De Goes, M. F. (2007). Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *dental materials*, 23(10), 1283-1288.

Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Moss, L., & De Goes, M. F. (2006). Clinically relevant issues related to preheating composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(6), 340-350.

Davidson, C., & Davidson-Kaban, S. (1998). Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dental update*, 25(7), 274-279.

Davidson, C., & De Gee, A. J. (1984). Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *Journal of dental research*, 63(2), 146-148.

DC, W. (1992). Kinetic mechanism of visible-light-cured resins and resin-composites. *Trans Acad Dent Mater*, 5, 80-112.

de Carvalho, S. B., Uehara, L. M., Medeiros, I. S., & Dos Reis, A. C. (2025). Effectiveness of Prosthetic Cementation With Preheated Composite Resins—A Systematic Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 37(9), 2083-2093.

Deb, S., Di Silvio, L., Mackler, H. E., & Millar, B. J. (2011). Pre-warming of dental composites. *dental materials*, 27(4), e51-e59.

Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *dental materials*, 28(1), 87-101.

Didron, P. P., Ellakwa, A., & Swain, M. V. (2013). Effect of preheat temperatures on mechanical properties and polymerization contraction stress of dental composites. *Materials Sciences and Applications*, 4(6), 374.

Dionysopoulos, D., Kolinioti, K. E., Kotsanos, N., & Dionysopoulos, P. (2011). Correlation between depth of cure and distance between curing light tip and resin surface. *Balkan Journal of Stomatology*, 15(2), 70-75.

Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Gerasimou, P., & Koliniotou-Koumpia, E. (2014). Effect of preheating on the film thickness of contemporary composite restorative materials. *Journal of dental sciences*, 9(4), 313-319.

do Vale Souza, J. P., Piacenza, L. T., Mazaro, J. V. Q., de Melo Moreno, A. L., de Araújo Moreno, N. V., Dos Santos, D. M., & Goiato, M. C. (2025). Do preheated composite resins provide better cementation results for indirect restorations? A Systematic Review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 17(1), e11.

Efes, B. G., Dörter, C., Gömec, Y., & Koray, F. (2006). Two-year clinical evaluation of ormocer and nanofill composite with and without a flowable liner. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(2).

El-Damanhoury, H., & Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*, 39(4), 374-382.

Ferracane, J., Mitchem, J., Condon, J., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*, 76(8), 1508-1516.

Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *dental materials*, 1(1), 11-14.

Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *dental materials*, 22(3), 211-222.

Ferracane, J. L. (2008). Placing dental composites—a stressful experience. *Operative dentistry*, 33(3), 247-257.

Ferracane, J. L., & Mitchem, J. C. (2003). Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *American journal of dentistry*, 16(4), 239-243.

Francci, C., Loguercio, A. D., Reis, A., & de Oliveira Carrilho, M. R. (2002). A novel filling technique for packable composite resin in Class II restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(3), 149-157.

Francis, A., Braxton, A., Ahmad, W., Tantbirojn, D., Simon, J., & Versluis, A. (2015). Cuspal flexure and extent of cure of a bulk-fill flowable base composite. *Operative dentistry*, 40(5), 515-523.

Friedman, G. (2003). Thermally assisted flow and polymerization of composite resins. *Contemp Esthet Restor Pract*, 7(2), 46.

Frões-Salgado, N. R., Silva, L. M., Kawano, Y., Francci, C., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2010). Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *dental materials*, 26(9), 908-914.

Galvão, M. R., Caldas, S. G. F. R., Bagnato, V. S., de Souza Rastelli, A. N., & de Andrade, M. F. (2013). Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*, 7(1), 86.

Garoushi, S., Vallittu, P., Shinya, A., & Lassila, L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, 104(3), 291-297.

Heintze, S. D., & Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations-a meta-analysis. *J Adhes Dent*, 14(5), 407-431.

İren, A. Y., & Yiğit, E. (2026). Effect of preheating on flexural strength, flexural modulus and microhardness of single-shade universal resin composites. *BMC Oral Health*.

Jafarzadeh-Kashi, T. S., Mirzaii, M., Erfan, M., Fazel, A., Eskandarion, S., & Rakhshan, V. (2011). Polymerization behavior

and thermal characteristics of two new composites at five temperatures: refrigeration to preheating. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(4), 216-220.

Jin, M.-U. (2013). Prepare the pre-heated composite resin. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(2), 103.

Kahnamouei, M. A., Gholizadeh, S., Rikhtegaran, S., Daneshpooy, M., Kimyai, S., Oskoe, P. A., & Rezaei, Y. (2017). Effect of preheat repetition on color stability of methacrylate-and silorane-based composite resins. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 11(4), 222.

Karaarslan, E. S., Usumez, A., Ozturk, B., & Cebe, M. A. (2012). Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European journal of dentistry*, 6(01), 087-094.

Labunet, A., Kui, A., Vigu, A., Voina-Tonea, A., Burde, A., & Sava, S. (2026). Preheated Composite for Prosthetic Cementation to Enamel and Dentin: A Scoping Review. *Dentistry Journal*, 14(1), 69.

Lee, J.-H., Um, C.-M., & Lee, I.-b. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *dental materials*, 22(6), 515-526.

Lovelh, L., Newman, S., & Bowman, C. (1999). The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *Journal of dental research*, 78(8), 1469-1476.

Lovell, L. G., Lu, H., Elliott, J. E., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2001). The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *dental materials*, 17(6), 504-511.

Lovell, L. G., Stansbury, J. W., Syrpes, D. C., & Bowman, C. N. (1999). Effects of composition and reactivity on the reaction

kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *Macromolecules*, 32(12), 3913-3921.

Lu, H., Stansbury, J., & Bowman, C. (2005). Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *Journal of dental research*, 84(9), 822-826.

Lucey, S., Lynch, C. D., Ray, N., Burke, F., & Hannigan, A. (2010). Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *Journal of oral rehabilitation*, 37(4), 278-282.

Mesquita, R. V., & Geis-Gerstorfer, J. (2008). Influence of temperature on the visco-elastic properties of direct and indirect dental composite resins. *dental materials*, 24(5), 623-632.

Mundim, F. M., Garcia, L. d. F. R., Cruvinel, D. R., Lima, F. A., Bachmann, L., & Pires-de, F. d. C. P. (2011). Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *Journal of dentistry*, 39, e25-e29.

Munoz, C. A., Bond, P. R., Sy-Muñoz, J., Tan, D., & Peterson, J. (2008). Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites. *Am J Dent*, 21(4), 215-222.

Nada, K., & El-Mowafy, O. (2011). Effect of precuring warming on mechanical properties of restorative composites. *International Journal of Dentistry*, 2011(1), 536212.

Nie, J., Lindén, L., Rabek, J., Fouassier, J., Morlet-Savary, F., Scigalski, F., Wrzyszczyński, A., & Andrzejewska, E. (1998). A reappraisal of the photopolymerization kinetics of triethyleneglycol dimethacrylate initiated by camphorquinone-N, N-dimethyl-p-toluidine for dental purposes. *Acta polymerica*, 49(4), 145-161.

Olegário, I. C., Hesse, D., Bönecker, M., Imparato, J. C. P., Braga, M. M., Mendes, F. M., & Raggio, D. P. (2016). Effectiveness of conventional treatment using bulk-fill composite resin versus

Atraumatic Restorative Treatments in primary and permanent dentition: a pragmatic randomized clinical trial. *BMC Oral Health*, 17(1), 34.

Papadogiannis, Y., Lakes, R., Palaghias, G., Helvatjoglu-Antoniades, M., & Papadogiannis, D. (2007). Fatigue of packable dental composites. *dental materials*, 23(2), 235-242.

Park, J., Chang, J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *dental materials*, 24(11), 1501-1505.

Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2004). Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *Journal of dentistry*, 32(2), 109-115.

Pilo, R., Oelgiesser, D., & Cardash, H. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry*, 27(3), 235-241.

Prager, M., Pierce, M., Atria, P. J., Sampaio, C., Cáceres, E., Wolff, M., Giannini, M., & Hirata, R. (2018). Assessment of cuspal deflection and volumetric shrinkage of different bulk fill composites using non-contact phase microscopy and micro-computed tomography. *Dental Materials Journal*, 37(3), 393-399.

Prasanna, N., Reddy, Y. P., Kavitha, S., & Narayanan, L. L. (2007). Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites. *Indian Journal of Dental Research*, 18(4), 173-176.

Rønvig Dental Manufacturing A/S. (2023). *Ease-It™ Heating Unit: Instructions for Use*. Rønvig Dental Manufacturing A/S. https://ronvig.com/wp-content/uploads/2022/02/Productsheet_EASE-IT_EN_2022.02_www.pdf

Rosatto, C., Bicalho, A., Veríssimo, C., Bragança, G., Rodrigues, M., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Soares, C. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*, 43(12), 1519-1528.

Rueggeberg, F. A., Daronch, M., Browning, W. D., & De Goes, M. F. (2010). In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 314-322.

S.p.A, M. (2010a). *ENA HEAT*. https://dumbsmartest.it/wp-content/uploads/2023/11/Master-Catalogue_CHC3.pdf

S.p.A, M. (2010b). *ENA HEAT COMPOSITE HEATING CONDITIONER*. <https://dumbsmartest.it/wp-content/uploads/2023/11/manuale-CHC3-EN.pdf>

Solutions, V. *Therma-Flo™ Composite Warming Kit*. <https://vistaapex.com/wp-content/uploads/2020/12/404350-I-V-ENG-10.pdf>

Tantbirojn, D., Versluis, A., Pintado, M. R., DeLong, R., & Douglas, W. H. (2004). Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *dental materials*, 20(6), 535-542.

Thomé, T., Steagall Jr, W., Tachibana, A., Braga, S. R. M., & Turbino, M. L. (2007). Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. *Journal of Applied Oral Science*, 15(6), 486-491.

Torno, V., Soares, P., Martin, J. M., Mazur, R. F., Souza, E. M., & Vieira, S. (2008). Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *Journal of Biomedical*

Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 85(1), 166-171.

Tribst, J. P. M., Etocharnowo, L., Tadros, M., Feilzer, A. J., Werner, A., Kleverlaan, C. J., & Dal Piva, A. M. d. O. (2023). The influence of pre-heating the restoration and luting agent on the flexural strength of indirect ceramic and composite restorations. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 10(1), 2279066.

Trujillo, M., Newman, S. M., & Stansbury, J. W. (2004). Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *dental materials*, 20(8), 766-777.

Uctasli, M. B., Arisu, H. D., Lasilla, L. V., & Valittu, P. K. (2008). Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites. *European journal of dentistry*, 2(04), 263-268.

VOCO GmbH. (2021). *VisCalor Dispenser: Instructions for Use*. VOCO GmbH.
https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/viscalor-dispenser_ifu_e1.pdf

Wagner, W. C., Aksu, M. N., Neme, A., Linger, J., Pink, F. E., & Walker, S. (2008). Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Operative dentistry*, 33(1), 72-78.

Yang, J. N. C., Raj, J. D., & Sherlin, H. (2016). Effects of preheated composite on micro leakage-an in-vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(6), ZC36.

Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 19(4), 515-530.

Zhao, S., Qian, Y., Liu, H., Jiang, L., & Zhou, L. (2012). The effect of preheating on light cured resin composites. *Journal of Hard Tissue Biology*, 21(3), 273-278.

BÖLÜM 2

FİBER DESTEKLİ ADEZİV KÖPRÜLER

1. Yazar Adı-(Nihal ŞENOL KURT)¹

2. Yazar Adı-(Soley ARSLAN)²

Giriş

Tek diş eksikliği vakalarında günümüzde en çok uygulanan sabit protez türü hala metal destekli porselen köprülerdir. Metal alt yapı proteze mekanik destek sağlarken, porselen ile ideal estetik elde edilir. Klinik kullanım süresince sergiledikleri dayanıklılık ve güvenilirlik sebebi ile tercih edilirler. Ancak bu protezler ilerleyen süreçte bazı problemler doğurabilir. Bu problemlerin arasında metal alt yapı olarak baz metaller kullanıldığında oluşabilecek alerjik reaksiyonlar, protezin kole hizasında görülen gri renk yansıması ve metal alt yapının ışığı geçirmediği için estetik başarısızlık vardır. Bu gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için tam seramik sistemlere ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlere (FGK) olan ilgi artmıştır (Rosenstiel, Land, Fujimoto, & Cockerill, 2001).

¹ Uzm. Dt., Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0006-3916-5509

² Prof. Dr., Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0003-4487-2049

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin (FGK) sabit protezlerde kullanımı 1990'lar da artışa geçerek, konservatif olmaları ve estetik üstünlüklerinden dolayı tercih edilmektedir (Goldberg & Burstone, 1992) (Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2006). İyi marjinal adaptasyon gösterdikleri ve iyi mekanik özellikler sergiledikleri birçok in vitro araştırma ile de gösterilmiştir (Michael Behr, Rosentritt, Taubenhansl, Kolbeck, & Handel, 2005) (Göehring, Peters, & Lutz, 2001) (M Behr, Rosentritt, Leibrock, Schneider-Feyrer, & Handel, 1999). Günümüze kadar FGK'lerle ilgili birçok araştırma yapılmış ve rezin bağlantılı FGK'lere güçlendirilmiş köprüler metal alt yapılı rezin bağlantılı köprülerin yerine tercih edilmeye başlanmıştır (P. K. Vallittu & Sevelius, 2000). FGK'ler ile geleneksel şekilde diş preparasyonu yaparak köprüler hazırlamak mümkünken, adeziv sistemlerdeki gelişmelere ve FGK'in mekanik özelliklerinin gelişmesine bağlı olarak günümüzde, destek dişler üzerinde minimum intrakoronal preparasyon yaparak ya da preparasyon yapmadan çeşitli konservatif yaklaşımları uygulamak mümkündür (Garoushi & Vallittu, 2007) (Freilich, 2000). Fiberle güçlendirilmiş altyapılı sabit protezler, fiberle güçlendirilmiş bir kompozit altyapıyı ve onu kaplayan özel kompozit materyali içerirler. İçerdikleri altyapı materyali dayanıklılığı sağlarken, veneer materyal ise direkt yerleştirilen kompozit rezin materyaller ile fiziksel ve estetik özellikleri temin eder (Freilich, 2000). Fiberle güçlendirilmiş materyaller iyi mekanik özelliklere sahiptirler. Metallerle kıyaslandıklarında translusent olmaları, iyi yapışma özellikleri ve kolay tamir edilebilmelerinin yanında koroziv olmamaları gibi diğer avantajları da bulunmaktadır. Hem hasta üzerinde hem de laboratuvar da hazırlanabilmeleri sayesinde bugün diş hekimliğinin pek çok uygulamalarında kullanılabilmektedirler (Freilich, 2000).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleri splintler, kronlar ve diğer sabit protezler gibi birçok farklı klinik durumlarda geniş kullanım alanına sahiptirler. Bu materyallerin avantaj ve limitlerinin

bilinmesi klinisyenin her farklı klinik durumda en dayanıklı ve biyouyumlu fiberle güçlendirilmiş kompoziti seçebilmesini sağlar. Restoratif materyallerin klinik başarısı materyalin mekanik özellikleri ile yakından ilgilidir (Freilich, 2000) .

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleri splintler, kronlar ve diğer sabit protezler gibi birçok farklı klinik durumlarda geniş kullanım alanına sahiptirler. Bu materyallerin avantaj ve limitlerinin bilinmesi klinisyenin her farklı klinik durumda en dayanıklı ve biyouyumlu fiberle güçlendirilmiş kompoziti seçebilmesini sağlar. Restoratif materyallerin klinik başarısı materyalin mekanik özellikleri ile yakından ilgilidir [9].

Genel Bilgiler

Diş Kaybı

Diş kaybı, dünya nüfusunu en çok etkileyen 100 sağlık problemi arasında yer almaktadır. Diş kaybının sonuçları çeşitli boyutlarda tarif edilmiştir. Dişsizlik hayati önem taşımasa da birey ve toplum üzerindeki önemli etkisi fonksiyonel ve sosyal kısıtlamalara yol açar (Silva-Junior, Batista, & de Sousa, 2017). Diş kaybı, hastalıkla ilgili faktörlerin yanı sıra sağlık ile ilgili davranışları, hasta tercihlerini ve mesleki müdahaleleri içeren çok faktörlü bir işlemin sonucu olarak kabul edilmektedir. Diş kaybı, diş dizisinin bütünlüğünü tehlikeye atar ve çiğneme işlevinde ve beslenmede klinik olarak önemli eksikliklere yol açabilir (Copeland, Krall, Brown, Garcia, & Streckfus, 2004).

Bir dişin eksilmesi durumunda bulunduğu arkin yapısal bütünlüğü bozulur ve yeni bir denge ortaya çıkar. Dişsiz boşluğun yanındaki ve/veya karşısındaki dişler eksilen diş boşluğuna doğru hareket ederler. Bu durumda diş eksikliğini tamamlamak için yapılacak restorasyon için yeterli alan bulunmayabilir (Carlsson & Persson, 1967).

Tek Diş Eksikliğinin Tedavi Alternatifleri

Kayıp dişin yerine konması, tedavinin ana hedefidir. Tek diş eksikliği olan hastaların tedavi alternatifleri; hareketli bölümlü protez (genellikle geçici bir çözümdür), rezin bağlı sabit bölümlü protez, diş destekli sabit bölümlü protez ve implant destekli kron olarak sıralanabilir. Bazı durumlarda tek diş eksikliğinin restore edilmemesi de bir tedavi şekli olabilir (Torabinejad et al., 2007) .

Sabit Bölümlü Protezler

Sabit bölümlü protez, bir veya daha fazla eksik dişin yerini alan, dayanak dişler üzerine daimi olarak bağlanan protetik bir uygulamadır. Eksik diş sayısı ve bulunduğu bölgeye göre sabit protezler basit veya karmaşık olarak sınıflandırılır (Chandra & Pandey, 2020). Restorasyonların, üzerlerine iletilen kuvvete gösterdikleri direnç, destek dişlerle doğrudan ilişkilidir. Restorasyonun uzun ömürlü olması için gereken şartlardan biri de destek dişlerde sağlıklı koronal yapının bulunmasıdır. Kökler ve sabit proteze destek olacak diş ve çevre dokular şu üç faktöre göre değerlendirilmelidir (AKALTAN, KESKİN, & ÖZKAN, 1999):

1. Kuron Kök Oranı
Sabit bölümlü protez için ideal kuron kök oranı 2/3' tür. Kabul edilebilir en düşük kuron kök oranı 1/1'dir.
2. Kök Şekli.
3. Periodontal Membran Yüzey Alanı
"Ante Kanunu" olarak adlandırılan öngörü, destek dişlerin kök yüzey alanının, eksik dişlerin kök yüzey alanına eşit ya da daha büyük olması gerektiğine dayanır (Chandra & Pandey, 2020).

Sabit bölümlü protezler, tekli veya çoklu diş eksikliklerinin giderilmesinde standart tedavi protokolü olarak kabul edilmektedir. Geleneksel köprülerin avantajları, öngörülebilir ve estetik bir sonuç vermesidir. Uzun süreli sağ kalımlarını araştıran birçok çalışma

derlenmiştir ve bir sonuca varmak için analiz edilmiştir (Hemmings & Harrington, 2004) (Salinas, Block, & Sadan, 2004). Her iki destek dişte restorasyonlar mevcutsa, implant yapılacak kemik yüksekliği ve genişliği yoksa, sistemik durum nedeniyle implant uygulanamıyorsa ya da implant uygulaması için tedavi süresi yeterli değilse, üç üyeli köprü uygulanabilir. Doğal dişlerle desteklenen kanat uzantılı protezlerde, seçilen destek dişin ideal kron/kök oranına sahip olması, uygun kök şekline sahip olması ve sağlıklı bir periodonsiyuma sahip olması aranan kriterlerdir. Kanat uzantılı protezlerde gövde Birinci sınıf kaldıraç gibi davrandığı için sentrik ve lateral hareketlerde gövdede herhangi bir oklüzal temas olmamalıdır (Hemmings & Harrington, 2004).

Sabit protetik tedavilerde başarının %90 civarında olduğu klinik çalışmalarda bildirilmiştir. Yine sabit protetik restorasyonlarda başarısızlığın en önemli sebebi olarak destek dişlerde meydana gelen çürükler olduğu bildirilmişken, porselen dışında kullanılan malzemelerde renk değişiklikleri başlıca başarısızlık sebebi olarak gösterilmektedir (Weinberg, 2003) (Briggs, Ray-Chaudhuri, & Shah, 2012). Goodacre ve ark (Goodacre, Bernal, Rungcharassaeng, & Kan, 2003) destek dişlerde çürük (%18), destek dişlerde endodontik sağkalım (%11) ve restorasyondaki tutuculuk kaybının (%7), sabit protetik protezlerin yapımlarını takiben gözlenen en yaygın üç komplikasyon olduğunu bildirmektedir.

İmplant Destekli Kuronlar

İnsan vücudundaki eksik bölümü tamamlamak için kullanılan ve doku içerisine yerleştirilen yapay aygıtlara implant denir (Spiekermann, Donath, Jovanovic, & Richter, 1995). Branemark tarafından “osseointegrasyon” kavramı 1960 yılında tanıtılmıştır (Albrektsson, Zarb, Worthington, & Eriksson, 1986). Bu tanıma göre canlı kemik dokusu ile yük altındaki implant yüzeyi arasında direkt, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı vardır (Brånemark et al., 1983).

İmplant uygulamaları, güncel diş hekimliğinin önemli bir parçası haline gelmiştir ve eksik dişlerin yerini alacak ilk tedavi alternatifi olarak düşünülmektedir. İmplant, restorasyonu ve çevreleyen yumuşak ve sert dokuları etkili bir şekilde desteklemek için optimal bir konuma yerleştirilir. Öngörülebilir ve dayanıklı bir restorasyon elde etmek için, final protetik restorasyonun tasarlanması, tedavinin başlangıcından önce gereklidir (Garber & Belser, 1995).

Tek üye implant tedavisi, sabit bölümlü protez için gerekli olan, dişsiz bölgeye bitişik dişlerinin preparasyon ihtiyacını ortadan kaldırır. Aynı zamanda sabit protezlerdeki destek dişlerin periodontal ve endodontik komplikasyonlarını da önler. İmplantlar, kemiğe osseointegrasyon sağlanır ve çevredeki kemiğin korunmasını sağlayan klinik kronu destekler (Ganz, 1992; Scheller et al., 1998). İmplantın başarılı bir şekilde uygulanabilmesi endikasyonun doğru konulması gerekir (Kemppainen, Eskola, & Ylipaavalniemi, 1997) (Priest, 1996) (Sato, Shindoi, Hosokawa, Tsuga, & Akagawa, 2000) (Sclar, 2004). Aynı şekilde tek diş eksikliğinde uygulanan implantların sonuçları çoğunlukla olumlu yanıt verse de bazı durumlarda başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (Zitzmann & Berglundh, 2008).

Tek Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Protezlerin Endikasyon ve Kontraendikasyonları

Endikasyonlar	Kontraendikasyonlar	
	Medikal Kontraendikasyonlar	İntraoral Kontraendikasyonlar
Destek dişlerin restore edilmesine gerek duyulmadığı	Akut enfektif hastalıklar	Yumuşak dokularda patolojik bulgular
Hastanın dişlerini prepare ettirmek istemediği durumlar	Kemoterapi ve radyoterapi gören hastalar	Sert dokularda patolojik bulgular

Yan dişlerle yeteri kadar mesafe olması	Sistemik biofosfonat tedavisi alanlar	
Anatomik yapılarda yeteri kadar mesafe ve kemik miktarı olması	Renal osteodistrofi	
	Ciddi depresyon vakaları	
	Hamilelik	
	Erüpsiyonu ve kranial gelişimi tamamlanmamış hastalar	

Kaynak: (Zitzmann et al., 2010).

Rezin ile Bağlı Adeziv Köprüler

Eksik dişlerin restorasyonunda kullanılan kuron köprü restorasyonlarında, destek dişlerde yapılan preparasyon sonucu madde kaybı meydana gelmektedir. Destek dişlerde meydana gelen bu madde kaybını en aza indirmek için daha konservatif tedavi yöntemleri araştırılmıştır. Rezin bağlı sistemlerin geliştirilmesi ile dişlerin yapısal bütünlüğünü koruyacak uygulamalar ortaya çıkmıştır. Böylece adeziv restorasyonlar hem anterior hem de posterior ara boşlukların tamamlanmasında kullanılarak klinik uygulamalarda yer almaya başlamıştır (Çetin & Nalbant).

1955 yılında Buonocore fosforik asit uygulanan mine yüzeyinde mikro porözite oluştuğunu bularak, adeziv diş hekimliğinin ilk adımını atmıştır. Bowen ise 1962 yılında Bis-GMA içeren kompozit rezinleri tanıtmıştır, böylece eksik dişlerin yerine konması için doğal, akrilik yada kompozit rezin dişlerin destek dişlere yapıştırılmasını içeren adeziv köprüler bulunmuştur (Buonocore, 1955) (Bowen & Rodriguez, 1962).

*Rezin ile Bağlı Adeziv Köprülerin Endikasyonları ve
Kontraendikasyonları*

Endikasyonları	Kontraendikasyonları
Pulpa odasının geniş olduğu ve diş gelişiminin tamamlanmadığı genç hastalar	Dişsiz boşluğun uzun olduğu durumlarda, klinik kron boyu 5’mmden kısa ve embraşürler sıkı ise
Sabit bölümlü protez için diş kesimini kabul etmeyen hastalar	Destek dişlerde geniş çürüklerin ve restorasyonların varlığı
Anterior bölgede dayanıklı, çürüksüz komşu dişleri olan tek diş eksiklikleri	Aşınmış dişlerin bulunduğu ve minenin yetersiz olduğu durumlar
İleri dönemde kaydedilme olasılığı düşünülen dişler için geçici köprü olarak	Oral hijyenin yetersiz olduğu bireyler
Genel sağlık durumu ve sosyo-ekonomik durumu iyi olmayan bireyler	Diastema varlığında, çok ince ve translusent anterior dişlerin varlığı
	Mine anomalilerinin bulunduğu durumlar (amelogenezis imperfekta, florozis, hipoplazi)
	Derin örtülü kapanışın bulunduğu vakalar ve parafonksiyonel hareketlerin varlığı
	Koopere edilemeyen hastalar

Kaynak: (Edelhoff, Spiekermann, & Yildirim, 2001) (GÜNGÖR, BARAN, & KEÇELİ).

Rezin ile Bağlı Adeziv Köprülerin Avantajları ve Dezavantajları

Avantajları	Dezavantajları
-------------	----------------

Supra gingival marjinlere sahiptir.	Protezlerin ömrü ile ilgilidir. Köprünün yerinden ayrılma sebebi; yapıştırırmadan sonra geçen zaman preparasyon tasarımı ve köprünün dental arkta bulunduğu konumdur. Posterior mandibular adeziv köprünün yerinden çıkma yüzdesi, okluzal kuvvetlerden dolayı daha fazladır ve bu bölgede simantasyon sırasında izolasyon işlemi daha zordur.
Diş preparasyonun sınırları minede kaldığı için konservatiftir.	Posterior adeziv köprülerde metal görülebilir (Metal destekli adeziv köprülerde).
Dişlerin lingual yüzlerine uygulandıkları için, labial yüzde kavite açılmasına ihtiyaç yoktur. Küçük restorasyonların kaldırılması gerektiğinde veya çürük temizlenmeyecekse, anestezi gerektirmez.	Kırık dişler için uygun bir restorasyon şekli değildir.
Endike ise, diğer protetik tedavi seçeneklerine göre daha iyi estetik sonuçlar verir.	Estetiği ve kret uyumunu değerlendirmek için yapılacak geçici simantasyon işlemi bu köprülerde çok zordur.
Yumuşak dokulara uyumludur.	Bu tekniğin kullanılabileceği hasta sayısı sınırlıdır. Klinik endikasyon ve kontrendikasyon spesifiklerdir. Herhangi bir kontrendikasyon varlığında, başarısızlık riskini azaltmak için, konvansiyonel sabit protezler denenmelidir.
Ölçü kaydı sırasında retraksiyona ve geçici restorasyona gerek yoktur.	
Ağız içi çalışma süresi kısadır, laboratuvar aşaması kolaydır.	
Ekonomiktir ve geri dönüşümü olabilen bir tedavi şeklidir.	

Kaynak: (Zaimoğlu & Protezler, 2004).

Adeziv köprüler 3 gruba ayrılır;

Adeziv Köprüler		
Metal destekli adeziv köprüler (Ni-Cr-Be, Cr-Co, Ni-Cr-Vanadium)	Porselen (Tam) Seramik ile yapılmış adeziv köprüler	Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler
Rochette köprü		
Maryland köprü		
İskelet döküm sabit parsiyel köprü		
Virginia köprü		

Kaynak: (Creugers, 1987).

Metal Destekli Adeziv Köprüler

Rochette Köprü

Tek diş eksikliklerinde kullanılan, metal gövde ve kanatlardan oluşan köprülerdir. Kanatlarında siman retansiyonu için delikler bulunmaktadır. Estetik açıdan kötü olduğu için günümüzde çok fazla kullanılmamaktadır. İlk olarak 1973'te Alain Rochette periodontal olarak mobil dişlerin splintlenmesi için rezin bağlı protezlerin kullanımını tanımlamış ve asitle pürüzlendirilmiş mineye akrilik rezin ile bağlanan metal alt yapıyı kullanmıştır (GÜLER, Bülent, KÖPRÜLÜ, & GÜLER, 2004).

Rochette Köprü Tasarımı



Kaynak: (Alani, Austin, & Djemal, 2012)

Maryland Köprü

Metal alt yapıda sülfürik asit ve hidroklorik asit birlikte kullanılarak metal yüzeyinin pürüzlendirilmesiyle tutuculuğun artırılması amaçlanmıştır. Livatidis ve Thompson perfore edilmiş alt yapıdan uzanan tutucu bölgenin, abrazyon, sızıntı ve artmış streslere maruz kaldıklarını öne sürmüş ve bunun da restorasyonun tutuculuğunu olumsuz etkilediğini kabul etmişlerdir. Metali asitledikleri bu protez tipine Maryland köprü adı vermişlerdir (Livaditis & Thompson, 1982).

Maryland Köprü Tasarımı



Kaynak: (de Sousa Callai & Valladares-Torres)

İskelet Döküm Sabit Parsiyel Protez

Modelaj mumunun içerisine retansiyon sağlayacak plastik ızgaralar yerleştirilerek tutuculuğun artırılması amaçlanmıştır.

Virginia Köprü

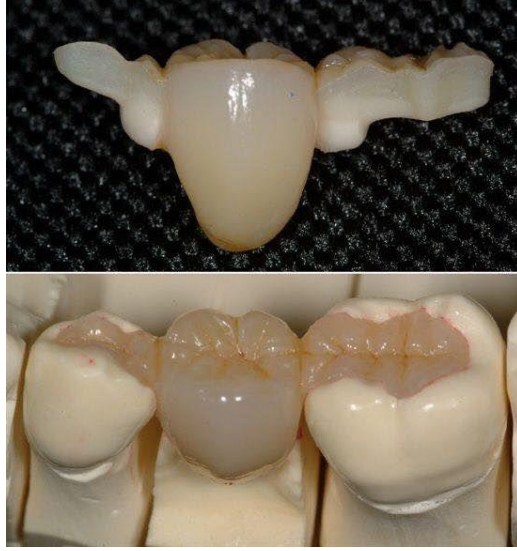
Retantif kanatların yapımında tuz kristalleri kullanılarak tutuculuğun artırılması amaçlanmıştır. Moon ve arkadaşları, i yüzeylerde pürüzlendirme amacıyla modelajların içine tuz kristalleri ekleyerek partikülle pürüzlendirilmiş dayanaklar oluşturmuşlardır.

Tam Seramik Adeziv Köprüler

Koruyucu nitelikte olması, metalin neden olduğu gri yansımalarının olmaması, korozyona uğramaması ve gelişen porselen sistemleriyle (Lava, Procera gibi) estetik başarının arttığı restorasyonlar retilbilmesi, bu restorasyonların tercih edilme oranını yükseltse de tam seramik restorasyonların laboratuvar aşamasının titizlik gerektirmesi ve kırılğan olması kullanım alanlarını sınırlar (Pospiech, Rammelsberg, Goldhofer, & Gernet, 1996).

Habibzadeh ve ark. yaptığı 2024'te yayınladıkları çalışmada 3-10 yıllık takipten sonra, tam seramik adeziv köprülerin sağkalım yüzdesi %76 ile %100 arasında değişmiştir. Aynı alışmada In-Ceram seramiklerinin sağkalım oranı (%85,3-%94,8), zirkonyum ve IPS e.max ZirCAD'den daha düşük bulundu (Habibzadeh, Khamisi, Mosaddad, Fernandes, & Heboyan, 2024).

Tam Seramik Adeziv Köprü Tasarımı



Kaynak: <https://phys.org/news/2006-12-fibers-bullet-proof-vests-quadruple-toughness.html>

Fiber ile Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler

Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler (FGK'lar) 1960'lı yıllarda araştırılmaya başlanmış ve geliştirilmiştir, ancak araştırmada atılımlar 1990'ların başlarında gerçekleşmiştir. Fiberler, tuğla ve binaları güçlendirmek için eski zamanlardan beri kullanılmaktadır. Modern FGK'ların hava sahası endüstrisi, spor endüstrisi ve otomobil endüstrisi gibi, özellikle ağırlıkla ilgili olarak yüksek statik ve dinamik mukavemet ve kırılma dayanıklılığı istenen durumlarda gerekli olduğu çeşitli uygulamaları bulunmaktadır. Dental ve tıbbi cihazlar tipik olarak çiğneme sistemi tarafından tekrarlanan yükleme döngülerine veya fiziksel egzersiz sırasında vücudun ağırlığına maruz kalmaktadır. FGK'lar tipik olarak, stres yönüne karşı mümkün olan en yüksek takviye verimliliğine sahip olacak şekilde tasarlanırlar ve bu düşünceyle, genellikle mekanik özellikleri bakımından anizotropik bir malzemeyi temsil ederler (Karaalioğlu & Duymuş, 2008). Ek olarak, optik, yüzey, kimyasal ve fiziksel, termal ve polimerizasyon kasılması gibi diğer bazı önemli klinik

özellikler FGK'daki liflerin yönü ve hizalanması ile ilgilidir. Malzeme bilimi açısından bakıldığında, FGK'lar diş ve tıbbi ihtiyaçlar için tercih edilen bir materyal grubudur. Şu anda FGK'lar sabit protezlerde, restoratif diş hekimliğinde, periodontolojide ve ortodontide çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır (Meiers & Freilich, 2001) (P. Vallittu, 1998).

Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprü Uygulanması



Kaynak: (Escobedo Martínez, Rodríguez López, Valdés Fontela, Olay García, & Mauvezín Quevedo, 2020)

Dental restoratif materyaller, yüzlerce yıldır metal gibi malzemelerden ve yirminci yüzyılda seramik ve rezin bazlı materyaller de dahil olmak üzere sentetik inorganik ve organik malzemelerden üretilmektedir. Doğal malzemelerdeki elemanların yapısal tasarımları büyük ölçüde lifli materyallere dayanmaktadır (P. K. Vallittu, 2004). Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin (FGK) sabit bölümlü protezlerde kullanımı 1990'lı yıllarda artmıştır ve estetik üstünlüklerinden dolayı tercih edilmektedirler. Marjinal uyum mekanik özellikleri iyi olduğu çok sayıda in vitro araştırma ile de belirtilmiştir. Günümüze kadar fiber ile güçlendirilmiş kompozitler ile ilgili birçok araştırma yapılmış ve rezin bağlantılı fiber ile

güçlendirilmiş kompozitler güçlendirilmiş köprüler (RBFGK) metal destekli rezin bağlantılı köprülerin yerini almaya başlamıştır. Geleneksel köprülerde diş preparasyonu yapılarak hazırlanırken, adeziv sistemlerdeki gelişmelere ve FGK'nın mekanik özelliklerinin gelişmesine bağlı olarak günümüzde, destek dişler üzerinde minimum intrakoronal preparasyon yapmak ya da preparasyon yapmadan çeşitli konservatif yaklaşımlar uygulanabilir (P. K. Vallittu, 1998).

Fiber ile Güçlendirilmiş Restorasyonlar

Fiberle güçlendirilmiş restorasyonlar rezin matriks ve fiber alt yapıdan meydana gelen materyal birleşimleridir. Çok sayıda yapısal ve estetik sorunları ortadan kaldırma potansiyeline sahip olan fiber ile güçlendirilmiş restorasyonlar, popülerliği fazla ancak uzun dönem klinik bilgisi az olan materyallerdir (P. K. Vallittu, 1998) .

Fiberlerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Temel Faktörler;

- Fiber ve polimer matriksin mevcut özelliklerine,
- Fiberlerin miktarı, yönü, yüzey genişlikleri ve pozisyonuna,
- Resin ile doyurulup doyurulmamalarına,
- Polimer matrikse olan adezyonuna,
- Fiber-matriks yapının su emilim miktarına bağlı olarak farklılıklar gösterebilir (LV Lassila & Vallittu, 2004) (Monaco, 2005) (P. K. Vallittu, 1996).

Fiberlerin ve Matriks Polimerin Özellikleri

FGK'ler, polimer matriks ve fiber yapısında güçlendirici kısımdan oluşmaktadır. Fiberle güçlendirmede, sadece çapraz kesit değil, aynı zamanda fiberin uzunluğu da önem taşımaktadır. Bu kompozitlerde, fiberler polimer matriks yapı içine gömülmüştür. Bu matriks,

fiberleri içine alıp bir arada tutarak devamlı bir yapı oluşturmaktadır (P. Vallittu, 1998). Yükler matriks aracılığı ile kompozit yapının en güçlü bileşeni olan fiberlere aktarılmaktadır. Bu matriks yapı, fiberleri nemin oluşturacağı etkiden de korumaktadır. Polimer matriks ve fiberlerin yapısı, mekanik özelliklerinin yanında, FGK'lerin diş-restorasyon arayüzündeki bağlanma kabiliyetini de etkilemektedir (Tezvergil, Lassila, & Vallittu, 2005).

Fiberlerin Miktarı, Yönü, Yüzey Genişlikleri ve Pozisyonu

Polimer matrikste bulunan fiber miktarı, ağırlık veya hacim yüzdesi olarak belirtilebilmektedir. Fiber miktarındaki artış, polimer matriksin darbe dayanımını arttırdığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (P. K. Vallittu, Lassila, & Lappalainen, 1994) (Zortuk, Kılıç, Uzun, Ozturk, & Kesim, 2008).

Rezin ile Doyurulma Uygulaması

Geçmiş dönemde, serbest fiber demetlerinin kullanım zorluğu sebebi ile, fiber ile güçlendirmenin, klinik kullanım alanı yaygın değildir. Rezin ile doyurma yönteminden önce, fiberleri uygulamak ve kesmek zordur. Fiberlerin rezin ile doyurulması konusu pek çok araştırmacı tarafından incelenmiş ve fiberlerin rezin ile yetersiz ıslatıldığı durumlarda, restorasyonlarda problem yaşanılabileceğini belirtmişlerdir.

Eksik doyurulma sonucu, su emilimi artacağı için, FGK'lerin yetersiz polimerizasyonu, artık monomer miktarının artması ve FGK'in dayanıklılığının azalması gibi mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Fiber ile güçlendirilmiş restorasyonlarda, restorasyona gelen kuvvetler rezin matriksten fibere doğru aktarılarak elimine edilir. Fiber ve rezin matriks arasındaki oluşan iyi bir adezyon, su emilimini ve restorasyonda oluşabilecek kırık ve çatlak riskini azaltır (P. K. Vallittu, 1998). Ek olarak, doyurulmanın eksik kaldığı bölgelerde, poröz yapı ve mikroorganizmaların penetre

olması sonucu renklenme meydana gelebilmektedir. Polimer matriks içerisindeki fiber miktarı ile gerilme direnci ve dayanıklılık arasında doğrusal bir oran vardır ancak bu oran fiberin ağırlık miktarından çok hacimsel miktarı ile orantılıdır (P. K. Vallittu et al., 1994) (P. K. Vallittu, 1999b).

Direkt veya indirekt kullanımdan önce fiberlerin doyurulması, FGK'lerin dayanıklılık özelliklerini geliştirmektedir. Rezin ile doyurma işleminin etkin bir şekilde yapılarak, rezinin her bir fiber ile temas etmesi sağlanır. Işık ile polimerize edilen dimetakrilat monomeri veya dimetakrilat monomer rezin ile lineer polimer kombinasyonu kullanılarak polimerizasyondan sonra yarı penetre polimer ağı (semi-IPN: semi-interpenetrating polymer network) oluşturulmaktadır (Garoushi & Vallittu, 2006) (Yalçın Çetin & NALBANT, 2024). Bu polimer matriksinin dimetakrilat sistemi üzerinde kullanılmasının amacı, dimetakrilat sistemin viskozitesinin fazla olması, böylece FGK'in uygulanabilme ve kompozitin FGK'e bağlanma özelliklerini geliştirmesidir. Dental kullanım için, iki farklı yarı penetre ağ mevcuttur. Bu uygulamalardan biri, "preimpregnated" olarak belirtilen, doyurulma işleminin önceden üretici tarafından yapılması (rezinin önceden uygulanması), diğeri ise "further-impregnation" olarak belirtilen, doyurulma işleminin daha sonra hekim veya laboratuvar teknikeri tarafından yapılmasını (rezinin daha sonra uygulanması) gerektirmektedir. Fiberin doyurulma işleminin üretici tarafından yapıldığı durumlarda, fiber demetleri tamamen polimerize olamamaktadır. Hekim veya teknisyen, fiberi yerleştirip restorasyonun tamamladıktan sonra, polimerizasyon tamamlanmaktadır (Uzun & Keyf, 2003).

Polimer Matrikse Olan Adezyon

Fiberlerin polimer matrikse olan bağlantısı, FGK'lerin dayanıklılığında önemli bir yer tutmaktadır. Polimer matriks ve fiberin arasındaki kimyasal bağ, kovalent bağdır. Adezyon ile

birlikte, oluşan stresler, matriksten fiberlere iletilmektedir. Polimer ve cam fiber arasındaki adezyon, silanlarla arttırılmaktadır. Cam fiberin silika yüzeyi ve silanol grupları arasında siloksan köprüleri meydana gelmektedir. Ardından silanol molekülleri, kondenzasyon reaksiyonu ile hidrojen bağları oluşturmaktadır. Silan uygulaması, yüzey ıslanma teorisi ile ilişkilidir. Fiberin yüzeyindeki silan, polimerin, yüzeydeki mikropürüzlü yapıya fiziksel olarak tutunmasını sağlar (P. Vallittu, 1998).

Fiberlerin Dağılım Yönü

Devamlı fiber kompozitler uzun fiberler, kısa fiber kompozitler ise kısa fiber içerir. Devamlı fiber kompozitlerde fiber demetleri, bükülmüş iplik (roving) şeklinde tanımlanır. Tek yönlü fiberler, yaklaşık 1.000-200.000 adet tek fiber içerir (Dyer, Lassila, Jokinen, & Vallittu, 2004) (PK Vallittu, 2002). Fiberler yapıyı tek yönde güçlendirir ise anizotropik, iki yönde güçlendirirse ortotropik, daha fazla yönde güçlendirirse izotropik olarak tanımlanmaktadır. Tek yönde güçlendirilmiş fiber, stresin en fazla gelebileceği yön bilindiği durumda kullanılabilir. İki yönlü ve örgü fiberler (bowen), iki yönde güçlendirme sağlarlar. İki yönlü fiber dokumaları, kullanım alanları fiberle güçlendirilmiş kronlar, hareketli bölümlü protezler ve periodontal splintlerdir (P. Vallittu, 1998). Ek olarak, kısa ve devamlı fiberler, polimer matriks içinde rastgele yayılabilir. Rastgele yayılan fiber içeren kompozitler (chopped), izotropik özellik göstermektedirler. Bu fiberler, günümüzde dental restorasyonlarda kullanılmamaktadır (P. K. Vallittu, 1996). Doğru bir şekilde yayılan fiberler, çatlak veya kırık oluşumunu durdurabilir (PK Vallittu, 2002). Fiberlerin dağılım yönleri, materyallerin termal özelliklerini de etkilemektedir. Fiber yönlerine bağlı olarak, termal katsayılar değişebilir ve sabit protetik restorasyonda kullanılan FGK alt yapısı ile kompozit veya diş bağlantısını etkileyebilmektedir. Partikül dolduruculu kompozit rezinler, örneğin restoratif kompozit rezinler ve veneer kompozit materyalleri izotropik yapıda olup, yapısındaki

doldurucularda spesifik bir dağılım bulunmamaktadır. Bu nedenle, mekanik ve termal özellikleri, kompozit yapının dağılım yönüne göre değişmemektedir. Yapıdan kaynaklanan bu mekanik problemlerin üstesinden gelmek amacıyla, spesifik dağılım yönü olan fiberler kompozit rezinlere eklenmiştir (Garoushi & Vallittu, 2006).

Fiberlerin Mekanik Özellikleri

Seramikler ve kompozit rezinler gibi dental alaşımlar homojen ve izotropik oldukları için, test edildikleri yön önemsenmeden her yönde aynı fiziksel ve mekanik özellikleri göstermektedir. FGK'ler ise heterojen ve anizotropik yapıda oldukları için mekanik ve fiziksel özellikleri fiberlerin yerleşimine göre farklıdır (Garoushi & Vallittu, 2006). FGK'ler dayanıklı ve rijit oldukları için protetik restorasyonlarda tercih edilmektedir. Yu ve ark. (Yu, Ahn, & Lee, 2009) akrilik rezini güçlendirmek için farklı fiber tiplerini farklı konsantrasyon ve kombinasyonlarda uygulamış, bunların sertlik, elastik modülü ve gerilme direncini incelemiş ve sonuçta aramid, polietilen ve cam fiberlerin akrilik rezinin dayanıklılığını arttırdığını belirtmişlerdir. Başaran ve ark. (Başaran, Ayna, Vallittu, & Lassila, 2013) ise CAD/CAM sistemi ile fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kompozit rezin bloklardan sabit köprü protezler üretmişler ve bunların yük taşıma kapasitelerini karşılaştırmışlar, sonuçta fiberle güçlendirilmiş bloklar ile üretilen örneklerin yük taşıma kapasitesinin diğerlerine göre en yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Fiber yapılarının önemli bir avantajı da, artmış yorulma dirençleridir. Vallittu (P. K. Vallittu, 1996) yaptığı bir çalışmada tek yönlü ve sürekli E-cam fiber içeren bir barı yuvarlak çelik tel ve yarım yuvarlak çelik tel içeren barlarla karşılaştırmış; sonuçta hiç güçlendirme yapılmayan ve metal tellerle güçlendirilen barların 13.000 ile 39.000 döngü aralığı sonucunda kırıldığını, cam fiberle güçlendirilen barların ise 100.000 döngü sonucunda kırılmadığını belirtmiştir. Mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyi

olmasına rağmen FGK'lerin elastik modülü veya restorasyonun sertliğine dikkat etmek gerekir. Metal alt yapılı porselenlerde olduğu gibi FGK'lerde de üst yapının gerilme direnci alt yapıdan düşüktür. Dolayısıyla mekanik problemler kompozit içerisinde veya kompozit - fiber arayüzünde oluşmaktadır (Y. Chen, Li, & Fok, 2011) . Yokoyama ve ark. (Yokoyama, Shinya, Gomi, Vallittu, & Shinya, 2012) adeziv rezin simanların mekanik özelliklerinin, FGK rezin köprülerdeki stres dağılımına olan etkisini sonlu eleman stres analizi ile incelemişler ve restorasyonların sağlıklı ve uzun ömürlü olması için uygun mekanik özellikleri olan adeziv rezin simanların seçilmesini önermişlerdir.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri

Diş hekimliğinde kullanılan fiberlerin sınıflandırılması;

Fiberin tipine göre	Fiberin oryantasyonuna göre	Fiberin monomer ile infiltrasyonunun önceden yapıp yapılamamasına göre
Karbon-grafit fiberler	Tek yönlü paralel fiberler	Preinfiltratör fiberler
Aramid fiberler	Ağ- örgü dokuma fiberler	Non-preinfiltratör fiberler
Polietilen fiberler	Kısa- parçacık(rastgele) fiberler	
Cam fiberler		

Kaynak: (Gürbulak, Çölgeçen, & Kesim, 2009) (Ergün, 2005).

Fiberin Tipine Göre

Diş hekimliğinde kullanılan fiber sistemleri tiplerine dört grup olarak sınıflandırılır (Schreiber, 1971):

1. Karbon fiberler,
2. Aramid fiberler,
3. Polietilen fiberler,

4. Cam fiberler.

Karbon Fiberler

1970'lerde yapılan ilk çalışmada, protez kaide materyallerinin güçlendirilmesinde karbon fiberler kullanılmış ve PMMA'nın transvers dayanımını %50 arttırdığı rapor edilmiştir (Jagger, Harrison, & Jandt, 1999). Poliakrilonitrilin ilk olarak, 200-250°C'de, daha sonra 1200°C'de ısıtılmasıyla karbon fiberler elde edilmektedir. Hidrojen, oksijen, ve nitrojen atomlarını uzaklaştıran bu işlemin sonucunda karbon atom zinciri oluşur ve karbon fiberler meydana gelir (Schreiber, 1971) . Karbon fiberin yoğunluğu 1,8 g/cm³, bükülme direnci 565 MPa ve elastik modülüsü 272 GPa'dır (P. K. Vallittu, 1999b) .

Karbon/grafit fiberlerin biyoyumluluğu ile ilgili yapılan çalışmalarda karsinojenik ve sitotoksik etkinlik göstermediği bulunmuştur (Yazdanie & Mahood, 1985) (P. K. Vallittu, 1999b). Siyah renkte olan karbon fiberlerin, estetiği sağlamadaki zorluğu sebebi ile diş hekimliğinde kullanımı sınırlı kalmıştır (Yokoyama et al., 2012). Karbon/grafit fiber ile güçlendirmede, uygulama, rezin içerisine yerleştirilme ve protez kaidesinin cilalanmasında zorluklar yaşanabilmektedir (Jagger et al., 1999).

Aramid Fiberler

Poliparafenilen tereftalamid aramid yapıdaki aramid fiberler, sentetik bir organik bileşiktir ve piyasadaki marka ismi “Kevlar” dır. Kevlar'ın yoğunluğu 1,44 g/cm³, elastik modülüsü 50-98, 6 GPa ve çekme direnci 104,8 MPa'dır (Demircan, 2018). Aramid fiberler cam fiberden 20, naylondan ise iki kat fazla esneme kuvvetine sahiptir. Cam ve karbon fiberlerin, Kevlar'ın aramid fiberlere göre, termal stabilitesi ve ısısal iletim katsayısı daha yüksektir. Görünür ve ultraviyole ışığa maruz kaldığında, rengi ve mekanik özellikleri değişebilir [60] (Lee, Kelly, & Kennedy Jr, 1983).

Karbon fiberlere göre ıslatılabilirliği daha fazladır ve herhangi bir rezinle işlenmesi gerekmemektedir. Sarı renkli olduğu için, estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanımı sınırlıdır. Fiberlerin yüzeye çıktığı durumda, cilalanması zor bir pürüzlü yüzey oluşturur (Berrong, Weed, & Young, 1990) (Tanner, Robinson, Söderling, & Vallittu, 2005) .

Polietilen Fiberler

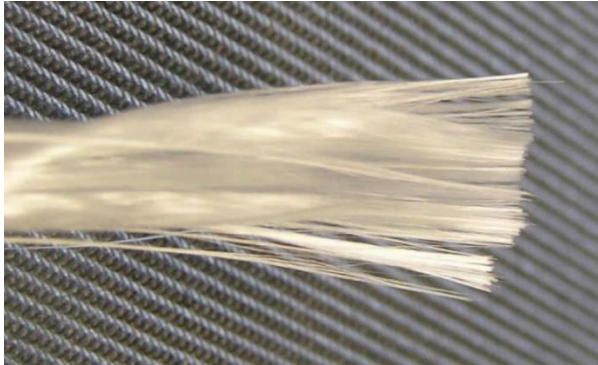
Polietilen fiberler, $0,97 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğa sahip, şekillendirilebilen ve biyoyouumlu olan materyallerdir. Kullanım şekline bağlı olarak örgü şeklinde veya tek yönlü olabilir. Cam fiberler ile kıyaslandıklarında, gerilme dayanımları daha yüksektir, şekillendirilebilmesi daha zordur ve yüzey enerjisi daha düşüktür. Kırılma direnci ve darbe dayanımı yüksektir. Polietilen fiberler, rezinin kırılması ile meydana gelen lokalize stres birikimlerini hafifleterek, PMMA'nın darbe dayanımını arttırabilmektedir (Lee et al., 1983) (Miller, Hakimzadeh, & Rudo, 1995). Piyasa ismi Ribbond (Ribbond, USA) olan polietilen fiberler, ortodontik retansiyon, geçici köprü yapımı, güçlendirilmiş sabit köprü yapımı, periodontal splint, hareketli protezlerin tamiri ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişleri güçlendirme işlemlerinde kullanılmaktadır (Miller et al., 1995).

Ribbond, farklı genişliklerde bulunan, şerit şeklinde, yüksek molekül ağırlığı, 3,00 GPa gerilme direnci ve 171 GPa elastik modülü olan bir polietilen fiberdir. Biyoyouumlu, renksiz ve translusent bir yapısı vardır. Bükülebilir ve yumuşak olduğu için uygulanabilmesi kolaydır, böylece restorasyonların direkt ve indirekt olarak uygulanabilmesini sağlar (Smith, 1989) (Freilich, Karmaker, Burstone, & Goldberg, 1998). Diğer bir polietilen fiber markası, Connect (Kerr, USA)'tir. Her iki marka (Connect ve Ribbond) polietilen fiberde, rezinle önceden doyurulmadığından, kullanılabilmeleri için rezinle doyurulmaları gereken polietilen fiberlerdir (L. V. Lassila et al., 2005).

Cam Fiberler

Cam fiberler, kullanım alanı en fazla olan fiber tipidir. Örgü, dağınık veya doğrusal şekilde fiber demetlerinden oluşur ve farklı formlarda dental polimerleri güçlendirirler. Tek yönlü cam fiberler, 1.000-200.000 adet tek cam fiberin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır ve cam içeriği, bileşimin %20'si oranında tutulmuştur. Cam fiberlerin yoğunluğu diğer (karbon, aramid, polietilen) fiberlerden daha yüksektir (P. K. Vallittu et al., 1994). Isı, nem ve yağa karşı dirençli olmaları, yüksek mekanik özelliklere sahip olmaları, ucuz olmaları, kolay bulunmaları, parlatılabilme özelliklerinin iyi olması ve beyaz renkli olduğu için estetik oluşu translusent özelliği ve dentine bağlanma kapasitesi nedeniyle kullanıma en uygun olan fiberin, cam fiberler olduğu belirtilmiştir. Cam fiber, biyomekanik olarak, dişlere ve alveol kemiğine benzerlik gösterir. Isısal genleşme katsayısı, kompozit rezinlere yakın değerdedir (Keyf, Uzun, & Mutlu, 2003). Isıtıldıklarında yumuşama gösterirler ancak tamamen erimezler. Yumuşama ısısı 850°C'dir. Ancak, dayanıklılığı ve modülleri 250°C'de azalma gösterir (Baysal & Ayyıldız, 2014).

Cam Fiber



Kaynak: (Dereims, 2013)

Cam fiber yapımında 5 farklı grup cam kullanılır ve karakteristik özelliklerine göre sınıflandırılırlar.

A-cam (nötral), yüksek alkali camdır ve %25 oranında soda ve kireç içermektedir, kimyasal maddelere karşı dirençlidir ve düşük elektriksel özellik göstermektedir. Diğer cam fiber materyallerine göre ekonomik olarak daha uygundur. Kısa dönemde, kimyasal yapısı su absorpsiyonuna bağlı düşüktür ve dayanıksızdır (Khan, Azam, Khan, Mian, & Rehman, 2015).

C-cam (kimyasal olarak dirençli), kimyasal direnci yüksek bir camdır. Mühendislik alanında daha çok kullanılmaktadır, Korozyona dirençlidir. E-cam, alkali içeriği düşük, elektriksel yapı gösterir. Neme karşı dirençlidir ve yalıtkan özelliktedir.

E-cam fiberler, güçlendirmede kullanılan cam fiberlerin %50'sini oluşturur. S-cam'ın içeriği %65 SiO₂, % 25Al₂O₃, % 10MgO'dir. Amorf yapıda olup, yüksek dayanıklılık gösterir. Gerilim dayanımı ve sertliği, E-cam fiberden daha fazladır. D-cam'ın mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar iyi değildir, elektriksel özellikleri üstündür (Pekka Vallittu & Özcan, 2017) (Richet, 2021) .

Deri ve göze temas ettiği zaman irritasyona sebep olur bu nedenle özenli kullanılmalıdır. Protezin içine yerleştirilirken yüzeye çıkmayacak şekilde dizilmelidir. Yüzeye çıktığı durumlarda, yoğun plak birikimine ve doku irritasyonlarına neden olmaktadır (Waltimo, Tanner, Vallittu, & Haapasalo, 1999). Piyasada yaygın olarak kullanılan cam fiber markaları Vectris (Ivoclar, Liechtenstein), Splint-It (Jeneric/Pentron, Germany), GlasSpan (Exton, USA), Fiber Kor (Jeneric/Pentron, Germany) Stick (Stick Tech, Finland), StickNet (Stick Tech, Finland) ve EverStick (Stick Tech, Finland) olarak söylenilebilir (Monaco, 2005).

Vectris ve Fiber Kor, sabit protez yapımında kullanılmaktadır. Isı ve ışık ile polimerize olan bisfenol A glisildil metakrilat (Bis-GMA) ile doyurularak üretilmektedir. Uygulanmaları sırasında özel ekipman gerektirir. Çapraz bağ sayısı fazla olan dimetakrilat monomer matriks, çok fazlı akrilik rezin ile bağlantı oluşturamaz. Bu nedenle

kaide rezinleri ile birlikte kullanılmaları mümkün değildir (Meiers & Freilich, 2001) (Waki et al., 2006).

Splint-It cam fiberlerin, fiber ağı örgü şeklinde ve tek doğrultuda üretilmiştir. Periodontal splint yapımında kullanılır ve önceden rezinle doyurulduğu için özel ekipman gerektirmez (Ergün, 2005). GlasSpan, post-core, periodontal splint ve geçici köprü uygulamalarında kullanılabilen bir örgü cam fiber sistemi olup, rezinle doyurulmamıştır ve özel ekipman gerektirmez (LV Lassila & Vallittu, 2004).

Stick fiberler, ağızda direkt yöntemle kullanılabilir. Stick fiberler, çapı 10-12 µm olan ve ortalama 100.000-180.000 cam lif, %45 oranında fiber içeren bir sistemdir. Silanlanıp poröz polimerler doyurularak yüzey işlemi yapılır. Bis-GMA matriksi çevreleyen, polimetil metakrilat (PMMA) zincirleri, matriksin ürüne bağlanma özelliği ve yerleştirilme özelliğini artırır (Tezvergil et al., 2005). Benzer şekilde üretilen StickNet materyaline ek olarak, aynı firmanın ürettiği en son materyal olan EverStick polimer monomer matriks içerisinde yoğun olarak sıkıştırılmış, bütün yapının PMMA kapsülle çevrelendiği, önceden silanlanmış cam fiber, %55 SiO₂ % 22 CaO, %15 Al₂O₃, % 6 B₂O₃ ve çok az oranlarda metal oksitler içeren bir kompozit malzemedir. Sabit bölümlü protez yapımında kullanılmak üzere 2x12cm'lik hazır çubuklar şeklinde üretilmektedir. Çapı 1,6 mm'dir fakat fiber demetleri açılarak çapı genişletilebilir. 800 MPa olan eğilme direnci, özellikleri geliştirilerek yaklaşık 1280 MPa'a yükseltilmiştir (Schreiber, 1971).

Önceden doyurulmuş cam fiberler ile sabit bölümlü protez restorasyonları için fiber alt yapının oluşturulmasında üç yöntem vardır. Birinci yöntem önceden doyurulmuş fiberlerin manuel olarak adaptasyonudur (Fiber Kor). İkinci yöntem liflerin modele vakum/pres yöntemi ile adaptasyonudur (Vectris). Bu yöntemin amacı lif içeriğini maksimum düzeye getirmek, iskelet yapıdaki

boşlukları azaltmak ve mekanik özellikleri arttırmaktır. Üçüncü yöntem ise, termoplastik adaptasyon (GlasSpan) yöntemidir (Michael Behr et al., 2005).

Cam ve polietilen fiberler transparan özellikte olduğu için estetiğin önemli olduğu bölgelerde başarılı bir şekilde kullanılırlar. Ancak bu iki fiberin bükülme dirençleri farklıdır. Polietilen fiberler; fiber demetlerini gerilim altında tutan kuvvete karşı yüksek dayanıklılık gösterirken, basınç ve sıkıştırma kuvvetine karşı dayanıksızdırlar. Cam fiberler ise yükleme yönünden bağımsız olarak aynı özelliklere sahip oldukları için gerilme kuvvetine karşı olan dirençleri polietilen fiberlerden daha yüksektir (Spyrides & Bastian, 2004).

Fiberin Oryantasyonuna Göre

Tek yönlü fiberler uzun, devamlılık gösteren ve birbirine paralel seyreden, 6- 7 µm kalınlığında tek fiberlerden oluşan, sayıları 1000 ile 200.000 arasında değişen fiber demetleri halinde bulunmaktadır. Tek yönlü fiberler kompozit yapıya anizotropik mekanik özellikler vermekte ve en yüksek gerilimin yönünün bilindiği durumlarda kullanımı uygun bulunmaktadır. Bu tip materyaller sabit bölümlü protezlerde destek alt yapı olarak bazı hareketli bölümlü protez şekillerinde ve kavite esasına dayanan periodontal splintlerde uygulanmaktadır.

İki ya da çok yönlü fiberler dokuma ve örgü tarzında yapılarıdır. Dokuma fiberler keten, saten ve çapraz dokunmuş kumaş tarzında farklı yüzey yapılar içermektedir. Dokuma ve örgü fiberler izotropik, başka bir deyişle ortotropik mekanik özelliklerine bağlı olarak kullanıldıkları kompozite her yönde dayanım sağlamaktadırlar. Bu nedenle kompozite uygulanacak en yüksek gerilimin yönünün bilinmediği durumlarda kullanımları uygun bulunmaktadır. Çok yönlü fiberlerin endikasyonları arasında kuron, diş üstü protez ve

yüzey tutuculuğu ile sağlanan periodontal splintler yer almaktadır (Göehring et al., 2001) (Chandra & Pandey, 2020) (Albrektsson et al., 1986).

Tek yönlü fiberlerle sağlanan bir diğer güçlendirme fiber-mat olarak tanımlanmaktadır. Güçlendirme kesilmiş fiber-mat olarak adlandırılan kısa tek yönlü fiberlerin rastgele yerleştirilmesi ile sağlanmaktadır. Bu fiber yapılar da kompozite izotropik mekanik özellikler vermesine karşın tek yönlü fiberle güçlendirme ile karşılaştırıldığında daha düşük germe dayanımı ve elastisite modülü göstermektedir. Bu nedenle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmamaktadır.

Fiberin Monomer ile İnfiltrasyonunun Önceden Yapılıp Yapılmamasına Göre

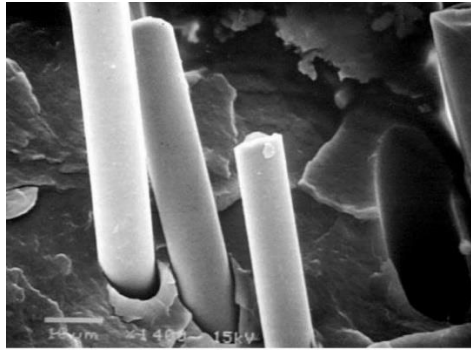
Doyurma veya ıslatılma işlemi, rezin matriksin her bir fiberin her bir yüzeyi ile kontakt haline geçmesi anlamına gelmektedir. Güçlendirmenin başarılı olabilmesi için rezin matrikse gelen kuvvetlerin fiber altyapıya iletilmesi gereklidir. Lifle güçlendirilmiş kompozitte yetersiz doyurulmuş bölgeler su emilimini artırır ve suyun zararlı hidrolitik etkisinden dolayı kompozitin mekanik özellikleri zayıflar. Diğer bir problem oluşan mikroboşluklara oral mikrofloranın invazyonu ve buna bağlı renk değişimidir (PK Vallittu, 1997). Etkili bir doyurma işlemi rezinin liflerin her yüzeyiyle sıkı bir kontakta gelmesine izin verir. Bir lifin doyurulmasının belirlenmesinde kriter liflerin polimer ile kaplanmasıdır. Rezinle doyurulma işlemi, 2 şekilde uygulanmaktadır:

Diş hekimi veya teknisyenin manuel olarak fiber bağları içine az viskoziteli rezin uygulaması işlemidir. Bu işlem sayesinde, fiber ve rezinin seçim tercihinde seçenekler fazlalaşmış, ancak işlem basamaklarının sayısı artmıştır. Bu işlem sırasında kullanılan fiberlere, doyurulma gerektiren fiber veya elde doyurulan fiber

denilmektedir (Freilich, 2000). Bu işlem sonuç yapıda liflerin istenilen düzeyde doyurulmasıyla sonuçlanır. Stick Tech firmasının ürünü olan Stick ve Stick-net bu amaçla üretilmiştir (P. K. Vallittu, 1998).

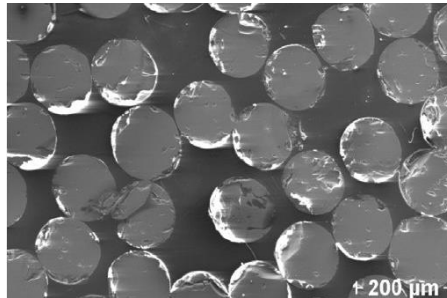
Üretim işlemi sırasında, malzeme içerisinde ön doyurulması yapılmış fiberlerin kullanılmasıdır. Bu tip fiberlere, ön doyurulmuş fiber denilmektedir (Freilich, 2000). Liflerin viskoz dental rezinlerle doyurulma problemini çözmek amacıyla liflerin poröz polimer rezinle üretim aşamasında önceden doyurulmasına dayalı (preimpregnated) yeni bir sistem ortaya konmuştur (P. K. Vallittu, 1999b).

Yeterli rezin ile doyurulmamış fiber



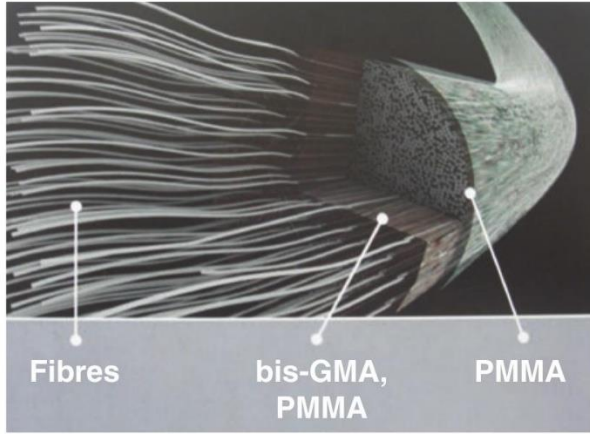
Kaynak: (Freilich et al., 1998)

Yeterli rezin ile doyurulmuş fiber



Kaynak: (Brauer, Rüssel, Vogt, Weisser, & Schnabelrauch, 2008)

Monomer ile doyurulmuş cam fiber



Kaynak: (Miletic, 2018)

Fiberle güçlendirilmiş protezlerde çoğunlukla önceden doyurulmuş 3 farklı sistem kullanılmaktadır.

- Vectris (Ivoclar, Schaan, FL)
- FiberKor (Jeneric/Pentron, Wallingford, CT)
- EverStick, (StickTech Ltd, Turku, Finland)

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Restoratif tedavilerde veya protetik restorasyonlarda veneer materyali gibi birçok kullanım alanına sahip olan kompozit rezinlerin içerisinde, kuartz veya cam rezin matriks partikülleri bulunmaktadır. Bu kompozit rezinlerin geliştirilmiş bir türü olan fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK) ise, rezin matriksle birlikte fiber materyallerinden meydana gelmektedir. Esneyebildikleri ve diğer mekanik özellikleri iyi olduğu için, protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılırlar (Freilich, 2000). Bu materyallerin bir diğer önemli avantajı, fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapı materyallerinden bazılarının, veneer kompozit ile

direkt kimyasal bağlantı oluşturmaya izin veren yapışkan, oksijen inhibe eden yüzey tabakasına sahip olmasıdır. Bu özellik sayesinde metal altyapılarda gereksinim duyulan mekanik retansiyon ihtiyacı ortadan kalkmaktadır (P. K. Vallittu, 1998). Bugün piyasa ürünlerine uygun tasarım, fiber oranı ve manüplasyon işlemleri takip edildiğinde bu materyaller başarılı performans göstermektedir (P. K. Vallittu & Sevelius, 2000) (P. K. Vallittu, 1996) (PK Vallittu, 2002).

Materyalin gelişim sürecine bakıldığında, fiberle güçlendirilmiş sabit protezlerin ilk tasarımları dış yüzün gerektiğinde tamir edilebilmesine gereksinim duymuş; ancak tamir metotları, bütün restorasyonun değiştirilme gereksinimini en aza indirgeyecek şekilde tanımlanmıştır (Malmstrom et al., 2015). Bu gelişmelere paralel olarak modern tedaviler daha konservatif yaklaşımları içermeye başlamıştır. Minimal invaziv tedaviler, restoratif ve protez diş hekimliğinde mine ve dentin bağlanma tekniklerinin geliştirilmesi ve restoratif materyallerin, özellikle rezin kompozitlerin geliştirilmesi yoluyla mümkün olmuştur. Bununla birlikte, yetersiz bükülme ve yorulma direnci, tek üyeli restorasyonlarda ve özellikle sabit protezlerde kuvvet gelen alanlarda kullanımlarını sınırlandırmıştır. Bu noktada FGK'ların mekanik özelliklerinin çeşitli isteklere göre uyarlanabilmesi önemli bir avantaj sağlamak ve FGK'ların kullanımı ile sabit bölümlü protezler (SBP) minimal invaziv teknikle yapılabilmektedir (Karaalioğlu & Duymuş, 2008).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile yapılan sabit bölümlü protezler ise aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır (Karaalioğlu & Duymuş, 2008):

- Geçici köprü olarak yapılan
- Daimi köprü olarak yapılan (Direkt, indirekt)
- Yüzey retansiyonu

- İnlay/onlay retansiyonlu
- Hibrit retansiyonlu.

Bu sınıflandırma içinde yer alan direkt ve indirekt olarak üretilen fiber ile güçlendirilmiş sabit protezler, çekimden hemen sonra da yapılabilir. Çekimden hemen sonra üretilen fiber ile güçlendirilmiş sabit protezlerle kemik rezorpsiyonu ve mukozanın devamlılığı korunmuş olur (PK Vallittu, 2002) (Özcan, Van Der Sleen, Kurunmäki, & Vallittu, 2006).

FGK'ların diş hekimliğindeki kullanım alanları oldukça geniş bir yelpazeye yayılmaktadır. Bu alanlar şu şekilde sıralanabilir (P. K. Vallittu & Sevelius, 2000) (Edelhoff et al., 2001):

- Tek tam (anterior ve posterior) kronlar,
- Laminate veneerler,
- Parsiyel kronlar (inlay, onlay),
- Teleskopik kronlar,
- Anterior ve posterior ekstrakoronal ve intrakoronal köprüler,
- İmmediat köprüler,
- Periodontal splintleme,
- Ortodontik tutucular,
- İmplant destekli sabit ve hareketli protezler,
- Overdenture protezlerin altyapısını güçlendirme,
- Akrilik protezlerin güçlendirilmesi,
- Post-kor uygulamaları.

Bu kullanım alanları içinde sabit protez yapımı özel bir öneme sahiptir. FGK altyapı materyalleri, metallere göre daha uygun estetik ve işlenme özellikleri göstermekte, böylece metal altyapılardaki estetik problemler büyük ölçüde ortadan kalkmaktadır. FGK polimerik yapıda olduğu için diş yapısına adeziv tekniklerle bağlanabilmektedir. Ayrıca FGK altyapı materyallerinin metalsiz olması alerjik reaksiyon riskini de oldukça azaltmaktadır (Freilich, 2000). Sabit protez uygulamalarına yönelik olarak fiberle güçlendirilmiş sabit bölümlü protezler ilk defa Vallittu tarafından sınıflandırılmıştır. Buna göre FGK ile yapılan sabit bölümlü protezler 4'e ayrılmaktadır (Freilich, 2000):

- Dalgalı ya da tek yönlü cam fiber ile alt yapısı hazırlanan tam kuronlar
- FGK alt yapı ile yüzey tutuculu rezin bağlı sabit parsiyel protezler (Maryland tarzı)
- FGK alt yapı ile inley ya da bölümlü kuron tutuculu inley protezler
- FGK alt yapı ile yüzey tutuculu ve tam kuron-inley bölümlü kuron tutuculu sabit protezlerin kombine kullanıldığı hibrit sabit bölümlü protezler.

Freilich ve arkadaşları ise FGK alt yapı ile sabit bölümlü protezleri materyalin hazırlanma şekline göre hasta başında yapılanlar ve laboratuvar da yapılanlar olmak üzere iki farklı grupta sınıflandırılmıştır (Freilich, 2000).

Hasta Başında Yapılan Sabit Bölümlü Protezler

FGK teknolojisinin en ideal uygulama şekillerinden birinin fiber destekli adeziv köprüler olduğu bildirilmektedir. Hem anterior grup dişlerde hem de posterior grup dişlerde uygulanabilen bu teknik hızlı ve estetikdir. Bu teknikte gövde olarak hastanın kendi dişi, prefabrike

akrilik rezin diş ya da kompozit rezinden hazırlanan bir diş gövde olarak kullanılmaktadır. Bu protezler uygulanmadan önce boşluğa komşu dişlerin lingual ve boşluğa bakan yüzeylerine 0,5 mm derinliğinde tutucu kaviteler yapıp, gingival duvarlar butt-joint bitecek şekilde hazırlanır, fiberler yardımıyla gövdeler, fiberler ve bunları çevreleyen kompozitlerle komşu destek dişlere bağlanmaktadır (P. K. Vallittu, 1998) (Belli & Özer, 2000).

Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprünün Hasta Başında Yapımı



Kaynak: (Escobedo Martínez et al., 2020).

Direkt yöntemle FGK köprü yapımında kullanılan fiberler rezin ile doyurulmalıdır veya rezinle doyurulmuş fiberler kullanılmalıdır. Bu uygulamalarda kullanılacak olan kompozitler hibrit ya da mikrofil doldurucuya sahip olmalıdır (Freilich, 2000) . Hasta başında yapılan FGK köprüler uygulanmadan önce eksik dişe komşu dişlerin oral yüzeylerine tutucu kaviteler açılarak (anterior restorasyonlarda lingual, posterior restorasyonlarda okluzal yüzeylere inley tarzında), eksik dişlerin yerine geçecek olan gövdeler ve bunları çevreleyen kompozitler fiberler yardımıyla komşu destek dişlere bağlanmaktadır. Bununla birlikte eğer restorasyon geçici amaçla kullanılacaksa işlemin geri dönüşü olması açısından yeterli interokluzal mesafe varsa preparasyon yapılmaması önerilir. Heumann ve ark. (van Heumen et al., 2010) yaptıkları çalışmalarda tutucu dişlere inley kavite, hibrit (bir dişe inley kavite-diğer dişe yüzey) ve sadece yüzeyden destek alan FGK rezin köprüler hazırlamışlar ve sonuçta ek mekanik retansiyonun anterior ve posterior FGK rezin köprülerin uzun dönem başarısını değiştirmedığını bildirmişlerdir. Bunun yanında Vallittu ve ark. (P. K. Vallittu, 1999b) birinci küçük azı dişi eksik olan hastaya, tutucu dişlerine preparasyon yapmadan sabit bölümlü protez yapmışlar ve vakanın 5 yıllık takibi sonucunda herhangi bir problem yaşanmadığını belirtmişlerdir. Tek diş eksikliğinde uygulanan fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile üretilen köprü restorasyonları, üç üyeli köprü veya kantilever şeklinde hazırlanabilir. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler ile yapılan restorasyonlarda yüzey tutuculu, inley tutuculuk ve hibrit tutuculuk olmak üzere üç farklı tutuculuk yöntemi kullanılmaktadır.

Destek dişlerde herhangi bir çürük veya restorasyon yoksa yüzey retansiyonu, çürüklerin ve/veya restorasyonların mevcut olduğu durumlarda inley tutuculu, destek dişlerde hem çürük ve/veya restorasyonun bulunduğu ek olarak dişin bukkalinden/lingualinden

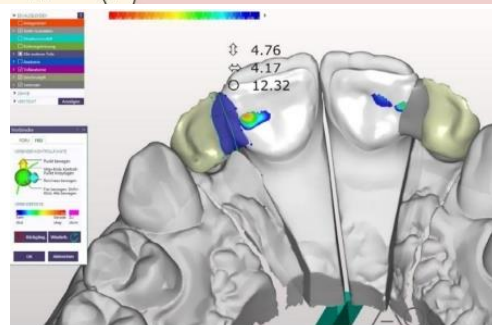
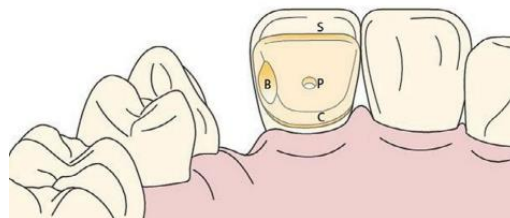
destek fiber yerleştirildiği durum hibrit tutuculu olarak tanımlanmıştır (P. K. Vallittu, 1999a).

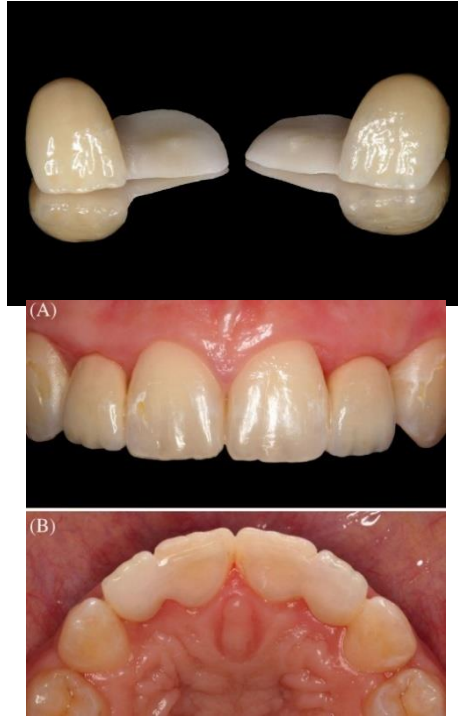
Laboratuvar Ortamında Hazırlanan Sabit Bölümlü Protezler

Laboratuvarda yapılan FGK sabit bölümlü protezlerin fabrikasyonunda ön doyurulmuş fiberler alt yapı materyali olarak kullanılırken, üst yapı materyali olarak da seramikle güçlendirilmiş restoratif kompozitler kullanılmaktadır (Freilich, 2000).

Son yıllarda yapılan klinik çalışmalarda başarılı sonuçları bildirilen polietilen fiberlere karşı ilgi artmıştır. Ticari olarak emdirilmemiş maddelerden polietilen dokuma (Ribbond: Ribbond ve Connect: Kerr) ve cam dokuma (GlasSpan: GlasSpan) şeklinde bulunmaktadır. Bu ürünler el ile şekillendirilmektedir. Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit köprülerde gövde direkt ve indirekt yöntem uygulanarak hastanın kaybetmiş olduğu diş, hazır akrilik diş veya kompozit rezinle şekillendirilip uygulanabilir (Gladwin & Bagby, 2000). FGK restorasyonlarda anterior ve posterior bölgelerde hazırlanan kavitelerde eski restorasyonlar ve mevcut olan çürükler tamamen kaldırılmalıdır. Preparasyon kenarları supragingival olmalıdır. FGK restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de sıvı kontrolünün sağlanabilmesidir. Bu nedenle rubber-dam kullanılması ve supragingival preparasyonlar yapılması önerilir (Freilich, 2000) (Ergün, 2005).

Laboratuvar Ortamında Hazırlanmış 12-22 Sabit Bölümlü Protezler





Kaynak: (Kern, Passia, Sasse, & Yazigi, 2017)

FGK Adeziv Köprülerin Endikasyonları ve Kontraendikasyonları

Endikasyonlar	Kontraendikasyonlar
Destek dişte koruyucu preparasyonlar yapılması amacıyla	Dişeti sıvısının kontrolünün iyi bir şekilde sağlanamadığı özellikle akut veya kronik gingival enflamasyonu olan hastalar ya da restorasyon marjinlerinin sulkusun içinde derin bir şekilde konumlandırılması gereken durumlarda
Metal alerjisi olan bireylerde, metal içermeyen bir protez yapılması amacıyla	Diş eksikliğinin fazla olduğu, iki veya daha fazla gövde konulması gereken uzun köprülerin yapılması gereken durumlarda
Pulpa odasının geniş olduğu genç hastalarda diş doku kaybının az olması amacıyla	Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar

Destek dişlerin prognozunun belirsiz olduğu ve final restoratif tedavi daha ileri bir tarihe ertelenecekse, uzun süreli geçici protez olarak	Karşıt dentisyonda uygun şekilde yapılmamış porselen veya hareketli bölümlü protezin iskelet parçası varsa
Çene gelişiminin devam ettiği gelişme çağındaki hastalarda	Alkol kullanan hastalarda
Abrazyonun fazla olduğu hastalarda sabit protez yapılması gerekiyorsa karşıt dentisyonu porselenin aşındırıcı etkisinden koruma amacıyla	Destek dişlerin kron boyu 5mm'den az ise
Diş çekimi veya implant yerleştirilmesi sonrasında geçici protez olarak	Oral hijyeni kötü olan hastalarda

Kaynak: (Freilich, 2000).

Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Restorasyonların Avantajları ve Dezavantajları

Avantajları	Dezavantajları
Konservatif bir restorasyondur, minimum diş preparasyonu gerektirebilir.	Dişsiz boşluğun uzun olduğu durumlarda, uygulanması hakkında literatürde belirtilen uzun dönem klinik sonuçları yoktur. Çok üyeli köprülerde dişsiz boşluk arttıkça köprünün mekanik kuvvetlere karşı direnci azalır.
FGK restorasyonların bünyesinde oluşabilecek küçük kırık ve kopmalar kompozitlerle ağız içinde kolayca restore edilebilir ve polisajı tekrar tekrar yapılabilir.	Klinik kron boyu yetersiz ise, bağlantı bölgelerinde sorun oluşabilir.
Biyouyumludur ve metallerin mekanik özelliklerine yakınlığı yanında rezinlerin estetik görünümüne sahiplerdir ve manipulasyonları kolaydır.	Uygulanan kompozit rezin, aşınabilir ve renklenebilir.

Herhangi bir mumlama, revetmana alma ve döküm işlemi olmadığı için laboratuvar safhaları karmaşık değildir.	Bireyin parafonksiyonel alışkanlıkları varsa restorasyonlarda sorun oluşabilmektedir.
Yapımları tek veya en fazla iki seansta tamamlanır.	Ağız sıvılarının yeteri seviyede kontrol altına alınamadığında uygulanması zordur.
Ekonomiktir.	Ağız içinde açıkta kalan fiber lokal doku reaksiyonuna neden olabilir.
Rezin simanla FGK restorasyon arasındaki bağlantı gücü, rezin simanla metal arasındaki bağlantı gücünden %50 ile %100 daha fazladır. Adeziv bonding kullanımı marjinal sızıntıyı azaltır, retansiyonu artırır.	Kompozitin tabakalar halinde uygulanmasına bağlı olarak tam polimerize olamayan bölgelerde fiber materyali ve kompozit arasında ayrılmalara neden olabilir.
FGK sistemle elde edilen protezler kompozitin mekanik özelliklerine bağlı olarak, karşıt diş minesini aşındırma riskini içermedikleri gibi kompozit sistemlerdeki yeni gelişmelere paralel olarak yeterli aşınma direnci ve sertlik gösterirler.	Fiber materyali radyoopasitesi yetersiz olduğu için radyografik olarak sekonder çürük teşhisi koymak zorlaşır.
Korozyon ve metal alerjisi nedeniyle hastada; metal alaşımları ile çalışılmasından ötürü de laboratuvar çalışanlarında ortaya çıkan akut ve kronik rahatsızlıklar FGK restorasyonlarda ortadan kalkar. Ağızda direkt teknik ile uygulanarak, restorasyon kısa sürede tamamlanmaktadır.	

Kaynak: (P. K. Vallittu, 1996) (P. K. Vallittu et al., 1994) (Zortuk et al., 2008) (Gürbulak et al., 2009) (Baysal & Ayyıldız, 2014).

Tartışma

Tek diş replasmanı tedavilerinin başarı oranları karşılaştırıldığında, 93 makalenin meta-analizinin yapıldığı çalışmada tek üye implant restorasyonlarının 60 aylık başarı oranı %95,1 olarak bulunmuştur. Sabit bölümlü protezlerin ve adeziv bağlı sabit protezlerin kümülatif başarı oranı %84,0'tür. Ancak geleneksel sabit bölümlü protezler adeziv köprülerden bağımsız olarak değerlendirildiğinde, sabit bölümlü protezler için 60 aylık başarı oranı %94,0'tür. Adeziv köprüler için kaydedilen daha yüksek başarısızlık/komplikasyon oranı, Pjetursson ve meslektaşlarının 2008'de bildirdiği oran ile uyumludur; 5 yıl sonra adeziv köprüler için tahmini sağkalım oranının %87,7 olduğu bildirilmiştir (Fugazzotto, 2009). Başka bir meta-analiz sonuçlarına göre metal çerçeveli adeziv köprüler için tahmini 5 yıllık başarı oranının %88,18, metal olmayan çerçeveli adeziv köprüler için %84,41 olduğu gösterilmiştir. Analize göre 5 yıllık başarı oranı zirkonyum için %92,07, In-Ceram alümina için %94,26 ve fiber takviyeli kompozit için %84,83'tür (Alraheam, Ngoc, Wiesen, & Donovan, 2019) . Daha düşük başarı oranına rağmen rezin ile bağlanmış sabit kısmi protezler (adeziv köprüler), nispeten düşük maliyetli, doku tasarrufu sağlayan bir tedaviye ihtiyaç duyulduğunda geleneksel sabit protezlere alternatif olarak son otuz yıldır kullanılmaktadır. Adeziv köprülerle ilgili yapılan bir derleme araştırmasında 11 çalışma değerlendirmeye alınmış, bu çalışmaların gözlem dönemleri 10 ay ile 5,7 yıl arasında değişmiş ve bildirilen 4,5 yıllık sağkalım oranı ortalama %73,4'tür (Van Heumen, Kreulen, & Creugers, 2009).

Hem tam seramik adeziv köprüler hem de fiber takviyeli kompozit adeziv köprüler kabul edilebilir bir estetik ve mekanik sonuç sunmaktadır; ancak in vitro çalışmalar, tam seramik adeziv köprülere kıyasla FGK'nın daha iyi kırılma direncine ve kenar adaptasyonuna sahip olduğunu göstermektedir (Loose, Rosentritt, Leibrock, Behr, & Handel, 1998). Kompozit rezin içeren tedavi çözümlerinin diğer restoratif materyallere göre önemli bir avantajı, estetik veya mekanik

performansı değiştirme riski olmadan ağız içinde onarılabilirdir (Magne & Belser, 2003).

2014 yılında Frese ve ark. yaptığı 2 yıl takip süreli klinik çalışmada, 31 adeziv köprüden 2'si takip süresi boyunca (7 ve 9. ayda) ayrılmıştır. Adeziv köprüler %93'lk bir sağkalım oranı göstermiştir (P. K. Vallittu & Sevelius, 2000) . Başka bir çalışmada bölümlü fiber destekli adeziv köprülerin sağkalım oranları incelenmiş ve 24-63 aylık bir takip süresinin ardından %75'lik bir genel sağkalım oranı ve %93'lk bir fonksiyonel sağkalım (tamir edilebilirlik) oranı kaydedilmiştir (P. K. Vallittu, 2004) . Ayrıca fiber hacminde artış sağlandığında da adeziv köprüler için 2,8-4,3 yıllık bir süre içinde %95'lik çok daha yüksek bir sağkalım oranı bildirilmiştir (Shi & Fok, 2009). Cenci ve ark. yaptığı çalışmanın sonuçları, değerlendirilen posterior lifle güçlendirilmiş sabit parsiyel protezlerin klinik performansının 8 yıla kadar bir süre sonra kabul edilebilir olduğunu ve inley köprülerin tek bir eksik dişin değiştirilmesi için uygulanabilir bir alternatif olabileceğini önermektedir. Aynı alışma genel tahmini sağkalım ortalamasını restorasyonlar için 84 ay (7 yıl) ve genel sağkalım yüzdesini %81,8 olarak bulunmuştur (Cenci, Rodolpho, Pereira-Cenci, Del Bel Cury, & Demarco, 2010) .

Heumen ve ark. yaptığı bir çalışmada, üç niteli posterior kompozit adeziv köprüler 4,5-8,9 yıllık bir gözlem süresi boyunca %71'lik bir başarı oranı göstermiştir. Onarılan adeziv köprüler başarılı performans gösteren yapılar olarak dâhil edilirse, sağkalım oranı %78 olmuştur. Posterior adeziv köprüler için gözlenen %78'lik sağkalım oranı, 5 yıl sonra anterior adeziv köprüler için bulunan %63'lk sağkalım oranından daha yüksektir (van Heumen, van Dijken, et al., 2009). Mandibulaya yerleştirilen rezinle bağlanmış bölümlü adeziv köprülerin maksillaya yerleştirilenlerden daha düşük prognoza sahip olduğunu bildiren çalışmalar literatürde mevcuttur. Ancak mandibulada veya maksillada bulunan adeziv köprülerin

prognozu açısından bir fark olmadığını gösteren raporlar da vardır (Albrektsson et al., 1986) (Brånemark et al., 1983) (Iqbal & Kim, 2008).

Kumbuloğlu ve ark. yaptığı, ortalama gözlem süresi 58 ay olan bir çalışmada 63 kompozit adeziv köprü üst çeneye, 112 tanesi alt çeneye yerleştirilmiştir. Ortalama 58 aylık takipte 13 başarısızlık gözlemlenmiş (sağkalım oranı: %97,7), restore edilen dişlerin hiçbirinde ikincil çürük, endodontik komplikasyon veya diş kırığı görülmemiştir. Yaşanan başarısızlıkların genel olarak restorasyonun diştten ayrılması veya pontik kompozitinin delaminasyonundan kaynaklandığı öne sürülmüştür (Kumbuloğlu & Özcan, 2015) .

Direkt fiber destekli kompozit köprüler üzerine yapılan bir çalışmada, Perrin ve ark. tek bir özel pratikte yerleştirilmiş 100 doğrudan fiber destekli adeviz köprüleri ortalama 53 aylık takipte değerlendirmiş (Perrin, Meyer-Lückel, & Wierichs, 2020); kümülatif sağkalım oranını %93, başarı oranını ise %69 olarak bildirmiştir. Ana başarısızlık modu kompozit kırığı olup, çok değişkenli analizde belirgin bir klinik belirleyici saptanmamıştır. Bu çalışmanın 14 yıla uzatılmış izlemine sunan Rocuzzo ve ark. 2025'te (Rocuzzo, Perrin, Meyer-Lueckel, & Wierichs, 2025), 153 adet geniş örneklemde ortalama 82 aylık takip sonunda kümülatif sağkalımı %88, başarıyı %60 olarak bildirmiş; yıllık başarısızlık oranını sağkalım için %1,7, başarı için %7,1 olarak hesaplamıştır. Bu çalışmada ayrıca bruksizmin restorasyon başarısızlığı için güçlü bir belirleyici olduğu gösterilmiştir.

Direkt FRC köprülerin uzun dönem klinik davranışını destekleyen bir diğer çalışma, Escobedo Martínez ve ark.'na aittir (Escobedo Martínez et al., 2020). Ortalama yaşı yaklaşık 59 olan 21 hastada 21 restorasyonun 9 yıl izlendiği bu seride, yalnızca 1 total debonding ile 3 pontik veneer kırığı bildirilmiş ve Kaplan-Meier analizine göre 9 yıllık sağkalım %95,2 olarak hesaplanmıştır. Yazarlar,

embrazürleri serbest bırakan çerçeve tasarımını periodontal bakım ve interproksimal temizlenebilirlik açısından avantajlı bulmuştur(Escobedo Martínez et al., 2020). Benzer şekilde Karabekmez ve Aktas (Karabekmez & Aktas, 2020), üç olguluk vaka serilerinde doğrudan fiber destekli adeziv köprünün özellikle anterior tek diş eksikliklerinde minimal invaziv ve uygulanabilir bir çözüm olduğunu vurgulamıştır.

Güncel literatürdeki en yüksek kanıt düzeyine sahip çalışma, Gotfredsen ve ark.'nın randomize klinik çalışmasıdır (Gotfredsen, Alyass, & Hagen, 2021). Bu çalışmada 50 genç erişkinde toplam 62 rezin bağlı sabit protez (RBFDP) değerlendirilmiş; 3 üyeli fiber takviyeli grupların 5 yıllık kümülatif sağkalımı (bir alt grupta %23, diğerinde %36), 2 üyeli kantilever metal-seramik tasarımın %91'lik performansının oldukça gerisinde kalmıştır. Ayrıca oral hijyen erişilebilirliği de 2 üyeli tasarım lehine bulunmuştur. Bu sonuç, modern adeziv protokol ve fiber kullanımına rağmen uzun açıklıklı, iki retainerlı anterior FRC tasarımlarında dayanıklılık sorununun devam ettiğini ve "her FRC adeziv köprünün klinik olarak eşdeğer olduğu" yaklaşımının savunulamayacağını; tasarımın en az malzeme kadar belirleyici olduğunu göstermektedir.

Posterior ve inley tutuculu (inlay-retained) tasarımlarda tablo daha olumludur. Kasem ve ark.'nın (2023) biyomekanik çalışması (Kasem, Elsherbiny, Abo-Madina, Tribst, & Al-Zordk, 2023), kırılma yükünün zirkonyumda daha yüksek olduğunu; buna karşılık FRC restorasyonların diş yapısına daha düşük stres ilettiğini ve lingual kaplama (lingual coverage) tasarımının daha avantajlı olduğunu sonlu elemanlar analiziyle desteklemiştir. Aynı araştırma hattının klinik izlemi olan 36 aylık prospektif çalışmasında, 32 hastada 40 tek retainerlı posterior kantilever inley tutuculu adeziv köprü değerlendirilmiş; 36 ayda sağkalım %97,5, başarı %96,6 olarak bildirilmiş ve FRC ile monolitik zirkonyum arasında anlamlı klinik fark bulunmamıştır (Kasem, Tribst, Abo-Madina, & Al-Zordk,

2025). Bu bulgular, uygun endikasyon ve dikkatli adeziv protokol ile FRC'nin posterior tek diş boşluklarında zirkonyuma ciddi bir alternatif olabileceğini düşündürmektedir.

İndirekt posterior FRC köprülerin uzun dönem performansına ilişkin değerli bir veri, Barabanti ve ark.'nın 2024'te yayınlanan prospektif çalışmasıdır (FDPs, 2024). Vectris tek yönlü E-cam fiber, Signum veneer kompoziti ve Variolink II adeziv siman kombinasyonunun kullanıldığı bu çalışmada, 58 hastadaki 65 indirekt posterior FRC köprü 15 yıla kadar izlenmiş ve ortalama 180 ayda %89,2 sağkalım bildirilmiştir. Bu sonuç, iyi tasarlanmış indirekt posterior FRC sistemlerinin uzun dönemde de değerlendirilebileceğiyle birlikte, olguların yerleştirildiği dönemin eski olması nedeniyle bulguların güncel CAD/CAM/FRC jenerasyonlarına doğrudan taşınamayacağını da göstermiştir.

Koepe ve ark.'nın uzun dönem gözlemsel çalışması (Koepe, Soliman, Krastl, Krug, & Hahn, 2025), fiber destekli adeziv köprülerin kısa-orta dönem restorasyonlar olarak kabul edilmesi gerektiğini, 5 yılda yaklaşık %80 sağkalımın beklenebileceğini ve en yaygın komplikasyonların onarılabilir defektler olduğunu ortaya koymuştur. Bu çalışmada periodontal sağlık analizinde hasta yaşının restorasyon yaşından daha belirleyici olması, biyolojik başarımın yalnızca materyale değil hasta yönetimine de bağlı olduğunu vurgulamaktadır.

Laboratuvar ve biyomekanik kanıtlar, tasarım optimizasyonunun performans üzerindeki belirleyici rolünü tutarlı biçimde ortaya koymaktadır. Lassila ve ark. (Lippo Lassila, Mangoush, Vallittu, & Garoushi, 2023), beş farklı materyal grubuyla yaptıkları çalışmada deneysel kısa fiberli CAD/CAM blokların hem yaşlandırma öncesi hem de sonrası en yüksek yük taşıma kapasitesini sergilediğini göstermiş; SEM bulguları kısa/sürekli fiberlerin çatlak ilerlemesini saptırıp durdurabildiğini ortaya koymuştur. Chen ve ark. (Y.-C.

Chen, Fok, Wang, & Wang, 2024), şekil-optimizasyonlu (shape-optimized) 2 üyeli kantilever inley tutuculu FRC tasarımının geleneksel tasarıma göre daha yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu doğrulamış; bu da FRC köprülerdeki başarısızlığın çoğu zaman yalnızca malzemeden değil geometriden kaynaklanabileceğini düşündürmüştür. Szabó ve ark.'nın (Szabó et al., 2023) 2023 tarihli pilot çalışması farklı FRC sistemleri arasında yük taşıma kapasitesi farkları bulunduğunu gösterirken, aynı araştırma hattının 2026 tarihli çalışması fiber tipinin yorulma performansını belirgin biçimde etkilediğini ortaya koyarak malzeme-mimari eşleşmesinin önemini vurgulamıştır (Szabó et al., 2026).

Bahsi geçen fiber destekli adeziv köprüler üzerine yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalar, bu restorasyonların uzun vadeli definitif çözümden çok, minimal invaziv, tamir edilebilir ve seçilmiş olgularda orta vadede tatmin edici restorasyonlar olduğu yönünde bir tablo ortaya koymaktadır. Özellikle dikkat çeken nokta, çalışmaların büyük çoğunluğunda sağkalım (survival) oranı ile başarı (success) oranı arasında belirgin bir farkın bulunmasıdır; bu da restorasyonların önemli bir bölümünün ağızda kalabildiğini ancak takip süresince tamir/bakım gerektirdiğini göstermektedir.

Sonuç

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler; anterior veya posterior bölgede tek diş eksikliklerinde, preparasyon yapılarak veya yapılmaksızın uygulanabilen, diş ve çevre dokuların sağlığını koruyan, estetik başarısı yüksek, minimal invaziv bir tedavi seçeneğidir. Güncel klinik çalışmalar, bu restorasyonların kısa-orta vadeli sağkalım oranlarının yüksek, ancak tamir gerektirmeyen başarı oranlarının daha düşük olduğunu göstermekte; bu nedenle söz konusu köprüler uzun vadeli çözümden çok, tamire uygun ve biyolojik olarak koruyucu restorasyonlar olarak

konumlandırılmalıdır. En sık komplikasyon ağız içinde onarılabilen kompozit kırığı olup, klinik başarıda tasarım en az materyal kadar belirleyicidir; şekil-optimizasyonu, uygun fiber tipi/yerleşimi ve retainer geometrisi restorasyon ömrünü belirgin biçimde artırmaktadır. Oklüzyon, brüksizm, hasta yaşı ve temizlenebilirlik gibi faktörler özenle değerlendirilmeli, implant için uygun olmayan hastalarda çekim sonrası geçici veya uygun endikasyonlarda orta vadeli kalıcı çözüm olarak güvenle kullanılabilen bu restorasyonlar doğru tasarım ve dikkatli adeziv protokolle başarılı bulunmuş olsa da, çok merkezli klinik prospektif çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kaynakça

- AKALTAN, K. F., KESKİN, Y., & ÖZKAN, Y. (1999). Kompozit rezinlerde görünür ışıkla polimerizasyonun renk değişikliğine etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 281-287.
- Alani, A., Austin, R., & Djemal, S. (2012). Contemporary management of tooth replacement in the traumatized dentition. *Dental Traumatology*, 28(3), 183-192.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Alraheam, I. A., Ngoc, C. N., Wiesen, C. A., & Donovan, T. E. (2019). Five-year success rate of resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 40-50.
- Başaran, E. G., Ayna, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2013). Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(2), 88-94.

- Baysal, N., & Ayyıldız, S. (2014). SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİN KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 315-325.
- Behr, M., Rosentritt, M., Leibrock, A., Schneider-Feyrer, S., & Handel, G. (1999). In-vitro study of fracture strength and marginal adaption of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *Journal of dentistry*, 27(2), 163-168.
- Behr, M., Rosentritt, M., Taubenhansl, P., Kolbeck, C., & Handel, G. (2005). Fracture resistance of fiber-reinforced composite restorations with different framework design. *Acta Odontologica Scandinavica*, 63(3), 153-157.
- Belli, S., & Özer, F. (2000). A simple method for single anterior tooth replacement.
- Berrong, J. M., Weed, R. M., & Young, J. M. (1990). Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *International Journal of Prosthodontics*, 3(4).
- Bowen, R., & Rodriguez, M. S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 64(3), 378-387.
- Brånemark, P., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lundkvist, S., & Rockler, B. (1983). Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, 4(1), 25-28.
- Brauer, D. S., Rüssel, C., Vogt, S., Weisser, J., & Schnabelrauch, M. (2008). Degradable phosphate glass fiber reinforced polymer matrices: mechanical properties and cell response. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(1), 121-127.
- Briggs, P., Ray-Chaudhuri, A., & Shah, K. (2012). Avoiding and managing the failure of conventional crowns and bridges. *Dental update*, 39(2), 78-84.

- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
- Carlsson, G., & Persson, G. (1967). Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontologisk revy*, 18(1), 27-54.
- Cenci, M. S., Rodolpho, P. A. d. R., Pereira-Cenci, T., Del Bel Cury, A. A., & Demarco, F. F. (2010). Fixed partial dentures in an up to 8-year follow-up. *Journal of Applied Oral Science*, 18, 364-371.
- Chandra, P., & Pandey, L. M. (2020). *Biointerface Engineering: Prospects in Medical Diagnostics and Drug Delivery*: Springer Nature Singapore.
- Chen, Y.-C., Fok, A., Wang, S.-C., & Wang, J. C.-Y. (2024). Validation of a shape-optimized 2-unit cantilevered inlay-retained fiber-reinforced resin-bonded dental prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(4), 792-800.
- Chen, Y., Li, H., & Fok, A. (2011). In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dental materials*, 27(12), 1229-1237.
- Copeland, L. B., Krall, E. A., Brown, L. J., Garcia, R. I., & Streckfus, C. F. (2004). Predictors of tooth loss in two US adult populations. *Journal of public health dentistry*, 64(1), 31-37.
- Creugers, N. H. J. (1987). *Clinical performance of adhesive bridges*: [Sl: sn].
- Çetin, G. Y., & Nalbant, A. D. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler Ve Uygulama Yöntemleri. *Current Research in Dental Sciences*, 34(1), 66-71.
- de Sousa Callai, V., & Valladares-Torres, A. C. A. AARTETERAPIA COMO EXPRESSÃO E SUPORTE DE SENTIMENTOS

DE CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DOENÇAS CRÔNICAS.

- Demircan, G. (2018). *Al₂O₃ nanopartikül katkılı aramid elyaf takviyeli epoksi kompozitlerin mekanik özellikleri/Mechanical properties of Al₂O₃ nanoparticles filled aramid fiber reinforced epoxy composites.*
- Dereims, A. (2013). Industrial simulation of composite part manufacturing processes by resin infusion: interaction between fluid and low permeability porous solid undergoing large deformations.
- Dyer, S. R., Lassila, L. V., Jokinen, M., & Vallittu, P. K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental materials*, 20(10), 947-955.
- Edelhoff, D., Spiekermann, H., & Yildirim, M. (2001). Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence International*, 32(4).
- Ergün, G. (2005). Restoratif kompozitlerin, farklı ışık kaynakları kullanılarak, cam fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaline bağlantı dirençlerinin incelenmesi.
- Escobedo Martínez, M. F., Rodríguez López, S., Valdés Fontela, J., Olay García, S., & Mauvezin Quevedo, M. (2020). A new technique for direct fabrication of fiber-reinforced composite bridge: a long-term clinical observation. *Dentistry journal*, 8(2), 48.
- FDPs, R.-b. (2024). Clinical survival of indirect, posterior fiber-reinforced composite fixed dental prosthesis: up to 15 years of prospective clinical follow up. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 32, 398-402.
- Freilich, M. A. (2000). Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. (No Title).

- Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J., & Goldberg, A. J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 311-318.
- Fugazzotto, P. A. (2009). Evidence-based decision making: replacement of the single missing tooth. *Dental Clinics of North America*, 53(1), 97-129.
- Ganz, S. (1992). An implant restoration as the primary treatment alternative replacing a maxillary first bicuspid tooth. *The Implant Society:[periodical]*, 3(4), 2-5.
- Garber, D., & Belser, U. (1995). Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 16(8), 796, 798-802, 804.
- Garoushi, S., & Vallittu, P. (2006). Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*, 1(1), 73-82.
- Garoushi, S., & Vallittu, P. K. (2007). Chairside fabricated fiber-reinforced composite fixed partial denture. *Libyan Journal of Medicine*, 2(1), 40-42.
- Gladwin, M. A., & Bagby, M. D. (2000). Clinical aspects of dental materials. (*No Title*).
- Goldberg, A., & Burstone, C. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental materials*, 8(3), 197-202.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(1), 31-41.
- Gotfredsen, K., Alyass, N. S., & Hagen, M. M. (2021). A 5-year, randomized clinical trial on 3-unit fiber-reinforced versus 3- or 2-unit, metal-ceramic, resin-bonded fixed dental prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 34(6).

- Göehring, T. N., Peters, O. A., & Lutz, F. (2001). Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(1), 81-92.
- GÜLER, A., Bülent, B., KÖPRÜLÜ, H., & GÜLER, E. (2004). İki farklı değersiz metal alaşımının adeziv rezin siman ile mine ve restoratif materyallere bağlantısının incelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(3).
- GÜNGÖR, H., BARAN, İ. T., & KEÇELİ, H. G. Fiber reinforced adhesive bridges: report of three cases.
- Gürbulak, A., Çölgeçen, Ö., & Kesim, B. (2009). Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. *Dicle Diş Hek Derg*, 10, 55-62.
- Habibzadeh, S., Khamisi, F., Mosaddad, S. A., Fernandes, G. V. d. O., & Heboyan, A. (2024). Full-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 22, 22808000241250118.
- Hemmings, K., & Harrington, Z. (2004). Replacement of missing teeth with fixed prostheses. *Dental update*, 31(3), 137-141.
- Iqbal, M. K., & Kim, S. (2008). A review of factors influencing treatment planning decisions of single-tooth implants versus preserving natural teeth with nonsurgical endodontic therapy. *Journal of Endodontics*, 34(5), 519-529.
- Jagger, D., Harrison, A., & Jandt, K. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 185-194.
- Karaalioğlu, A. G. D. O., & Duymuş, Z. Y. (2008). FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ YAPIMINDA KULLANIMLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(2), 70-77.

- Karabekmez, D., & Aktas, G. (2020). Single anterior tooth replacement with direct fiber-reinforced composite bridges: A report of three cases. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23(3), 434-436.
- Kasem, A. T., Elsherbiny, A. A., Abo-Madina, M., Tribst, J. P. M., & Al-Zordk, W. (2023). Biomechanical behavior of posterior metal-free cantilever fixed dental prostheses: effect of material and retainer design. *Clinical Oral Investigations*, 27(5), 2109-2123.
- Kasem, A. T., Tribst, J. P. M., Abo-Madina, M., & Al-Zordk, W. (2025). Fiber-reinforced composite or zirconia in cantilever fixed dental prosthesis? 36-month follow-up clinical study. *Journal of dentistry*, 156, 105705.
- Kemppainen, P., Eskola, S., & Ylipaavalniemi, P. (1997). A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: a preliminary report of 102 implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(4), 382-387.
- Kern, M., Passia, N., Sasse, M., & Yazigi, C. (2017). Ten-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors. *Journal of dentistry*, 65, 51-55.
- Keyf, F., Uzun, G., & Mutlu, M. (2003). The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *Journal of oral rehabilitation*, 30(11), 1142-1148.
- Khan, A. S., Azam, M. T., Khan, M., Mian, S. A., & Rehman, I. U. (2015). An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Materials Science and Engineering: C*, 47, 26-39.
- Koepe, S., Soliman, S., Krastl, G., Krug, R., & Hahn, B. (2025). Long-term Observational Study of the Longevity, Clinical Quality, and Periodontal Health Impact of Fiber-reinforced

- Composite Fixed Dental Prostheses. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 27, 163.
- Kumbuloglu, O., & Özcan, M. (2015). Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis: up to 7.5-years follow-up. *Journal of dentistry*, 43(6), 656-663.
- Lassila, L., Mangoush, E., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2023). Fracture behavior of discontinuous fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial denture before and after fatigue aging. *Journal of Prosthodontic Research*, 67(2), 271-277.
- Lassila, L., & Vallittu, P. K. (2004). The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract*, 5(2), 14-26.
- Lassila, L. V., Tezvergil, A., Lahdenperä, M., Alander, P., Shinya, A., Shinya, A., & Vallittu, P. K. (2005). Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 63(4), 196-204.
- Lee, K., Kelly, D., & Kennedy Jr, G. (1983). Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicology And Applied Pharmacology*, 71(2), 242-253.
- Livaditis, G., & Thompson, V. (1982). The Maryland bridge technique. *Tic*, 41(11), 7-10.
- Loose, M., Rosentritt, M., Leibrock, A., Behr, M., & Handel, G. (1998). In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 6(2), 55-62.
- Magne, P., & Belser, U. C. (2003). Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(6).

- Malmstrom, H., Dellanzo-Savu, A., Xiao, J., Feng, C., Jabeen, A., Romero, M., . . . Yunker, M. (2015). Success, clinical performance and patient satisfaction of direct fibre-reinforced composite fixed partial dentures—a two-year clinical study. *Journal of oral rehabilitation*, 42(12), 906-913.
- Meiers, J. C., & Freilich, M. A. (2001). Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence International*, 32(2).
- Miletic, V. (2018). *Dental composite materials for direct restorations*: Springer.
- Miller, T. E., Hakimzadeh, F., & Rudo, D. N. (1995). Immediate and indirect woven polyethylene ribbon--reinforced periodontal-prosthetic splint: a case report. *Quintessence International*, 26(4).
- Monaco, C. (2005). Clinical and scientific aspect of inlay fixed partial denture. *University of Siena, School of Dental Medicine*.
- Özcan, M., Van Der Sleen, J. M., Kurunmäki, H., & Vallittu, P. K. (2006). Comparison of repair methods for ceramic-fused-to-metal crowns. *Journal of prosthodontics*, 15(5), 283-288.
- Perrin, P., Meyer-Lückel, H., & Wierichs, R. J. (2020). Longevity of immediate rehabilitation with direct fiber reinforced composite fixed partial dentures after up to 9 years. *Journal of dentistry*, 100, 103438.
- Pospiech, P., Rammelsberg, P., Goldhofer, G., & Gernet, W. (1996). All-ceramic resin-bonded bridges A 3-dimensional finite-element analysis study. *European journal of oral sciences*, 104(4), 390-395.
- Priest, G. F. (1996). Failure rates of restorations for single-tooth replacement. *International Journal of Prosthodontics*, 9(1).

- Richet, P. (2021). *Encyclopedia of Glass Science, Technology, History, and Culture*: Wiley.
- Roccuzzo, A., Perrin, P., Meyer-Lueckel, H., & Wierichs, R. J. (2025). Long-term outcomes on direct fiber reinforced composite fixed partial dentures: A 14-year practice-based study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., Fujimoto, J., & Cockerill, J. (2001). Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis. *Mosby, Inc, 2001*, 380-416.
- Rosentiel, S., Land, M., & Fujimoto, J. (2006). Fiber reinforced composite fixed prostheses. *Dolan J. 4th ed. Elsevier Mosby. St. Louis, Miss*, 830-840.
- Salinas, T. J., Block, M. S., & Sadan, A. (2004). Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62, 2-16.
- Sato, Y., Shindoi, N., Hosokawa, R., Tsuga, K., & Akagawa, Y. (2000). Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *Journal of oral rehabilitation*, 27(10), 842-845.
- Scheller, H., Urgell, J. P., Kultje, C., Klineberg, I., Goldberg, P. V., Stevenson-Moore, P., . . . Engquist, B. (1998). A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2).
- Schreiber, C. (1971). Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *British dental journal*, 130(1), 29-30.
- Sclar, A. G. (2004). Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62, 90-105.

- Shi, L., & Fok, A. S. (2009). Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge. *Dental materials*, 25(6), 791-801.
- Silva-Junior, M. F., Batista, M. J., & de Sousa, M. d. L. R. (2017). Incidence of Tooth Loss in Adults: A 4-Year Population-Based Prospective Cohort Study. *International journal of dentistry*, 2017(1), 6074703.
- Smith, B. (1989). A longitudinal study of the value of a spatial relations test in selecting dental students. *British dental journal*, 167(9), 305-308.
- Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., & Richter, J. (1995). *Atlas de implantología*: Masson.
- Spyrides, S., & Bastian, F. (2004). In vitro comparative study of the mechanical behavior of a composite matrix reinforced by two types of fibers (polyethylene and glass). *Materials Science and Engineering: C*, 24(5), 671-677.
- Szabó, V. T., Mészáros, C., Szabó, B., Braunitzer, G., Palkovics, D., Geretovszky, Z., . . . Fráter, M. (2026). Influence of fiber type on fatigue performance of fiber-reinforced inlay-retained dental prostheses. *international dental journal*, 76(2), 109360.
- Szabó, V. T., Szabó, B., Barcsayné-Tátrai, N., Mészáros, C., Braunitzer, G., Szabó, B. P., . . . Fráter, M. (2023). Fatigue resistance of dissected lower first molars restored with direct fiber-reinforced bridges—An in vitro pilot study. *Polymers*, 15(6), 1343.
- Tanner, J., Robinson, C., Söderling, E., & Vallittu, P. (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clinical oral investigations*, 9, 154-160.
- Tezvergil, A., Lassila, L., & Vallittu, P. (2005). The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *Journal of dentistry*, 33(6), 509-516.

- Torabinejad, M., Anderson, P., Bader, J., Brown, L. J., Chen, L. H., Goodacre, C. J., . . . Patel, R. (2007). Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(4), 285-311.
- Uzun, G., & Keyf, F. (2003). The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *Journal of biomaterials applications*, 17(4), 277-286.
- Vallittu, P. (1997). Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate–glass fibre composite. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 8(8), 489-492.
- Vallittu, P. (1998). The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(2), 125-130.
- Vallittu, P. (2002). Use of woven glass fibres to reinforce a composite veneer. A fracture resistance and acoustic emission study. *Journal of oral rehabilitation*, 29(5), 423-429.
- Vallittu, P., & Özcan, M. (2017). An overview of fixed dental prostheses and the dynamic treatment approach. *A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry*, 59-64.
- Vallittu, P. K. (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of prosthodontics*, 5(4), 270-276.
- Vallittu, P. K. (1998). Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of prosthodontics*, 7(3), 170-176.
- Vallittu, P. K. (1999a). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(3), 318-326.

- Vallittu, P. K. (1999b). Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 132-135.
- Vallittu, P. K. (2004). Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(3), 241-246.
- Vallittu, P. K., Lassila, V. P., & Lappalainen, R. (1994). Acrylic resin-fiber composite—Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(6), 607-612.
- Vallittu, P. K., & Sevelius, C. (2000). Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(4), 413-418.
- Van Heumen, C. C., Kreulen, C. M., & Creugers, N. H. (2009). Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *European journal of oral sciences*, 117(1), 1-6.
- van Heumen, C. C., Tanner, J., van Dijken, J. W., Pikaar, R., Lassila, L. V., Creugers, N. H., . . . Kreulen, C. M. (2010). Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dental materials*, 26(10), 954-960.
- van Heumen, C. C., van Dijken, J. W., Tanner, J., Pikaar, R., Lassila, L. V., Creugers, N. H., . . . Kreulen, C. M. (2009). Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dental materials*, 25(6), 820-827.
- Waki, T., Nakamura, T., Nakamura, T., Kinuta, S., Wakabayashi, K., & Yatani, H. (2006). Fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures reinforced with fiber-reinforced composite. *Dental materials journal*, 25(1), 1-6.

- Waltimo, T., Tanner, J., Vallittu, P., & Haapasalo, M. (1999). Adherence of *Candida albicans* to the surface of polymethylmethacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 12(1).
- Weinberg, L. A. (2003). *Atlas of tooth-and implant-supported prosthodontics*: Quintessence Publishing Company Chicago, Ill.
- Yalçın Çetin, G., & NALBANT, A. (2024). Fiber-Reinforced Resin-Bonded Fixed Partial Dentures and Application Methods Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler ve Uygulama Yöntemleri. *Current Research in Dental Sciences*, 34(1).
- Yazdanie, N., & Mahood, M. (1985). Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent*, 54(4), 543-547.
- Yokoyama, D., Shinya, A., Gomi, H., Vallittu, P. K., & Shinya, A. (2012). Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dental materials journal*, 31(2), 189-196.
- Yu, B., Ahn, J.-S., & Lee, Y.-K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.
- Zaimoğlu, A., & Protezler, C. G. S. (2004). Ankara Üniversitesi Basımevi. *Baskı Yayın*(31), 139-282.
- Zitzmann, N. U., & Berglundh, T. (2008). Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of clinical periodontology*, 35, 286-291.
- Zitzmann, N. U., Krastl, G., Hecker, H., Walter, C., Waltimo, T., & Weiger, R. (2010). Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(2), 80-91.

Zortuk, M., Kılıc, K., Uzun, G., Ozturk, A., & Kesim, B. (2008). The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. *European journal of dentistry*, 2(03), 185-190.

BÖLÜM 3

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİNDE DİŞETİ ESTETİĞİ VE PEMBE ESTETİK

FEHİME AKYILDIZ¹
VAHTİ KILIÇ²

Giriş

Estetik, farklı disiplinler tarafından açıklanmaya çalışılan ve günümüzde hâlen üzerinde görüş birliği sağlanamamış bir kavramdır. 18. yüzyıl filozoflarından Alexandre Gottlieb Baumgarten estetik alanının kurucusu olarak kabul edilmektedir. Baumgarten, *Aesthetica* adlı eserinde estetiği, “duyusal algı yoluyla edinilen bilginin bilimi” şeklinde tanımlamıştır. Günlük yaşamda yaygın olarak kullanılmasına rağmen, estetik kavramının kapsamı ve sınırları kesin biçimde belirlenmemiştir (Beiser, 2009).

Artan sosyoekonomik düzey ve yüz estetiğine yönelik beklentilerin artmasıyla birlikte, simetri, denge ve yumuşak doku uyumu gibi yüz kozmetik uygulamalarına özgü kavramlar diş

¹ Arş. Gör., Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0004-5276-3656

² Doç. Dr., Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid:0000-0003-4653-3729

hekimliği alanında giderek daha fazla benimsenmektedir (Ahmad, 2021). Bu artan beklentiler doğrultusunda, pembe bileşenler olarak tanımlanan diş eti ve mukozanın, beyaz bileşenleri oluşturan dişlerle estetik açıdan uyumlu bir bütünlük içinde değerlendirilmesini esas alan “pembe estetik” kavramı ortaya çıkmıştır (Mehl et al., 2011).

Dental estetik , gülümsemeye odaklanan geniş bir terimdir. Beyaz estetik (dişlerle ilgili), pembe estetik (diş etleriyle ilgili) ve yüz estetiği (ağız dışı özellikler, özellikle dudaklarla ilgili) olmak üzere üç bileşenden oluşur (Ahmad, 2021). Bu durumda dental estetik, yalnızca kozmetik beklentilere yönelik bir yaklaşım değil; bireyin psikososyal durumu, özgüveni ve yaşam kalitesi üzerinde doğrudan etkili olan bir sağlık göstergesi olarak değerlendirilmektedir (Mehl et al., 2011).

İdeal Gülüş Bileşenleri

Yüz Kompozisyonu

Hönn ve Göz , ideal ve estetik yüz özelliklerine yönelik yaptıkları araştırmalar sonucunda, yüz güzelliğinin evrensel bir algıya sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Çalışmalarında, simetri ve ortalama yüz görünümünün yüz çekiciliğini belirleyen temel unsurlar arasında yer aldığını ortaya koymuşlardır. Bununla birlikte, güzellik algısının cinsiyete özgü özellikler ile dönemsel moda eğilimlerinden etkilenebileceği de vurgulanmıştır (Hönn & Göz, 2007).

Yüz simetrisinin değerlendirilmesinde referans noktası genellikle gözbebekleri arası çizgidir (Allen, 1993). Yüz yüksekliği genellikle yüzün üçte birine bölünmesiyle analiz edilir. Üst üçte birlik kısım, hastanın saç stiline bağlı olarak genellikle oldukça değişkendir. Yüzün orta ve alt üçte birlik kısımları, diş hekimi için estetik hususlarla daha çok ilgilidir. Dinlenme halindeyken ölçüldüğünde, yüzün orta üçte birinin uzunluğu, alt üçte birinin uzunluğuna eşit olmalıdır (Robbins, 1999).

Gülüş Tasarımının Dış Bileşenleri

Dış Orta Hattı

İdeal estetik değerlendirmede dış orta hattının yüz orta hattı ile örtüşmesi beklenmektedir, ancak klinik gerçeklikte toplumun yalnızca yaklaşık %70'inde maksiller dış orta hattının yüz orta hattıyla uyumu gözlenmektedir. Bununla birlikte, diş hekimliği literatürü, estetik parametreler arasında dış orta hattına ait sapmaların algılanma düzeyi en düşük olan düzensizlikler arasında yer aldığını ortaya koymaktadır. Özellikle 2 mm'nin altındaki maksiller dış orta hattı tutarsızlıklarının çoğu durumda fark edilmediği bildirilmektedir (Johnston et al., 1999).

Dış orta hattı uyumsuzluğunu değerlendirmek ve düzeltmek için protez tedavileri sırasında güvenilir referans noktalarıyla yüz orta hattının doğru yönlendirilmesi zor olabilir (Alarabi et al., 2019; Ntovas et al., 2024). Filtrum, asimetri riskinin daha az olduğu yüz orta hattını değerlendirmek için güvenilir bir anatomik oluşum olarak belirtilmiştir (Grimes et al., 2023; Kaur et al., 2021; Singh et al., 2016).

Dış Boyutları

Restoratif tedavilerde başarıya ulaşmak için, ilk olarak 1979'da Magne ve Belser tarafından hazırlanan ve 2002'de revize edilen estetik parametreleri içeren liste, klinisyenler için önemli bir rehber olabilir. Bu liste, dış ve dış eti estetiğini içeren ve ayrıca bireyler için özel gülümseme estetiği sağlayan ve bireyin gülümsemesinin yüze entegrasyonunu sağlayan çeşitli objektif ve sübjektif parametreleri içerir (Magne & Belser, 2002).

Bu listedeki en önemli objektif dış kriterleri "dişlerin göreceli boyutları"dır. Her bir dişin genişlik/uzunluk oranı ve çenedeki ön diş boyutlarının oranı, diş estetiği ve uyumlu diş hizalaması için önemli bir faktör olarak kabul edilir (Ward, 2001). Santral dişlerin oranları

estetik ve matematiksel olarak doğru olmalıdır. Santral dişlerin genişlik-uzunluk oranı yaklaşık 4:5 (0,8-1,0) olmalıdır; genişliklerinin uzunluklarının %75-80'i aralığında olması en kabul edilebilir olanıdır (Bhuvaneshwaran, 2010)

Eksenel Eğimler

Üst çene kesici dişlerinin doğru kesici kenar pozisyonunu ve orta hat ilişkisini belirledikten sonra, bir sonraki adım üst çene ön dişlerinin labiolingual eğimini değerlendirmektir (Littlefield, 1992). Üst çene santral kesici dişlerinin labial yüzeyi maksimum doğrudan ışık yansımaya izin verir ve bu da estetik görünümünü artırır (Rufenacht, 1990).

Diş eğimleri, gülümseme çizgisinde görünen üst çene dişlerinin dikey hizalanmasını merkezi dikey çizgiyle karşılaştırır. Eksenel eğimin değerlendirilmesi, ön dişlerin önden görünüm fotoğrafı üzerinde yapılabilir. Her dişte, kesici kenarın orta çizgisinden dişin diş eti arayüzündeki orta çizgisine kadar bir çizgi çizilir. Eksenel eğim, herhangi bir referans düzlemindeki devrilme derecesini de ifade edebilir (Bhuvaneshwaran, 2010).

Eksenel eğim gülümseme çizgisinde bakıldığında üst çene ön dişlerinin uzun eksen hizalamasını , santral kesici dişlerin dikey miyeline göre karşılaştırır.Sadece santral diştan kanin dişine kadar , her sonraki ön dişin mezial eğiminde doğal ve kademeli bir artış olmalıdır (Blitz et al., 2001).

Dişler Arası Temas Alanı ve Noktası

Maksiller dişlerin temas noktaları, yüksek gülümseme çizgisine (veya görünür servikal kenarlara) sahip hastalar için optimal “pembe estetik” sağlamak açısından önemlidir (Ahmad, 2005).

Tarnow *ve ark.* tarafından yapılan bir çalışma , temas noktasından interproksimal kemik tepesine olan mesafe 5 mm veya

daha az olduğuunda, diş eti aralıklarının interdental papilla ile tamamen dolduğunu belirtmektedir. 5 mm'nin üzerindeki her 1 mm için, tam dolma olasılığı kademeli olarak %50 oranında azalır. Geniş temas noktalarına sahip kare şekilli dişlerde, dar, daha insizal konumlu temas noktalarına sahip üçgen dişlere kıyasla “siyah üçgen” olasılığı minimaldir (Tarnow et al., 1992).

Dişler Arası Temas Alanı : İki bitişik dişin temas ettiği geniş bölge olarak tanımlanır. Üst çene merkezi kesici dişine göre 50:40:30 kuralını izler. Artan dişler arası temas alanı , daha geniş olmasıyla daha uzun dişler yanılması yaratmaya yardımcı olur ve ayrıca siyah üçgen alanları ortadan kaldırmak için apikal yönde uzanır (Bhuvaneswaran, 2010).

Dişler Arası Temas Noktası : Genel bir kural olarak , dişler arası kontak , orta çizgiden ne kadar posteriora doğru hareket ederse apikal yönde de o kadar artar (Bhuvaneswaran, 2010).

Restoratif diş hekimi, dişlerin yeniden şekillendirilmesi sırasında proksimal temasın boyutunu, formunu ve yerini tam anlamıyla belirleyebilir. Bu nedenle, ister anterior ister posterior bölgede olsun, yapılan restorasyonun ağız ortamına uyumunda titiz ve dikkatli bir yaklaşım gereklidir. Temas alanı, interdental bölgede konumlanarak bukkal ve palatal papillaların oluşumuna katkı sağlar. Eğer temas alanı gereğinden geniş olur ve kemik seviyesine 5 mm'den daha yakın yerleşirse, interproksimal biyolojik genişlik ihlal edilir; bunun sonucunda papilla büyümesi ve diş eti inflamasyonu ortaya çıkabilir. Buna karşılık temas alanı 5 mm'den daha uzak konumlanırsa, papillalar çekilebilir ve bu durum “siyah üçgen” olarak adlandırılan boşlukların oluşmasına yol açabilir (Gracis et al., 2023).

İnsizal Embrüşürler

Maksiller anterior dişlerin kenarları ve aralarındaki boşlukların, ağız içinin daha koyu arka planına karşı oluşturduğu

silüet deseni, estetik bir gülüşün tamamlanmasına yardımcı olur. Dişlerin kenarları arasındaki bu boşluklar embraşür boşlukları olarak adlandırılır ve santral kesici dişler arasında başlayan, ardından laterale doğru ilerleyen bir patern izler. İnsizal embraşürlerin boyutu ve hacmi, orta hattan uzaklaştıkça artar (Hunt & Turk, 2005).

Başka bir ifadeyle, lateral kesici ile santral kesici arasındaki insizal embraşür boşluğu, iki santral kesici arasındaki insizal embraşürden daha büyük olmalıdır. Kanin ile lateral kesici arasındaki embraşür ise, lateral ile santral kesici arasındaki embraşürden daha büyük olmalıdır (Morley & Eubank, 2001).

Altın Oran

Üst çenedeki altı ön dişin birbirleriyle olan oransal ilişkileri, estetik analiz açısından önemli bir değerlendirme kriteridir. Pek çok klinisyen, diş hekimliğinde Altın Oran ilkesini dikkate almakta ve tedavi planlamasında bu prensipten yararlanmaktadır (Rufenacht, 1990). Altın Oran, 1:1.618 değerine dayanan ideal bir matematiksel oranı ifade eder. Diş hekimliğinde bu oran, frontal açıdan değerlendirildiğinde üst çenedeki altı anterior dişin görünen genişlikleri arasındaki ilişkiyi tanımlamak için kullanılmaktadır. Bu açıdan , lateral kesici diş referans alındığında, santral kesici dişin yaklaşık 1.618 kat daha geniş, kanin dişin ise yaklaşık 0.618 kat daha dar olması öngörülmektedir (Gürel, 2004). Ancak görünen genişlik ile dişlerin gerçek (anatomik) genişliği aynı değildir. Bu farklılık, dişlerin maksiller arkın eğriliği boyunca konumlanmasından kaynaklanır. Yani dişler düz bir hat üzerinde değil, ark formu boyunca yer aldıkları için, önden bakıldığında algılanan genişlikleri gerçek ölçümlerinden farklılık gösterebilir (Blitz et al., 2004).

Bukkal Koridorlar

Gülümsemede potansiyel olarak önemli bir diğer özellik ise bukkal koridorlarının varlığı veya yokluğudur. 1958'de Frush ve Fisher , bukkal koridorlarını, hastanın gülümsediği sırada arka

dişlerin yüzeyleri ile dudak köşeleri arasındaki boşluklar olarak tanımlanmışlardır (Frush & Fisher, 1958).

Bukkal koridorları, tam gülümseme esnasında arka dişlerin bukkal yüzeyleri ile ağız köşeleri arasında kalan negatif alanlar olarak tanımlanır. Aşırı geniş ya da belirgin bukkal koridorları; dar bir diş arkı veya posterior diş eksikliği izlenimi oluşturarak gülümsemenin daha sönük ve dar algılanmasına yol açabilir (Tjan et al., 1984).

Çok fazla bukkal koridor, büyük boşluklara neden olurken, çok az olması yapay görünür ve kötü protez estetiğine sebep olarak kabul edilir (McNamaraa, 2000).

Cinsiyet ve Yaş

Kadınlarda maksiller kesici dişler yuvarlak, düzgün ve yumuşak hatlı bir görünüme sahip olurken, erkeklerde küboidal, sert ve güçlü bir görünüm sergiler. Genç dişlerde insizal kenar aşınmamış, insizal embraşür belirgin, chroma düşük ve value yüksekken; yaşlı dişler daha kısa olduğundan gülüşte daha az diş görünür, insizal embraşür minimaldir, chroma yüksek ve value düşüktür (Kamath et al., 2016).

Gülüş Tasarımının Yumuşak Doku Bileşenleri

Dişeti Sağlığı

Diş eti dokularının sağlığı ve yapısı, dişlerin kendisi kadar önemlidir. Aksi takdirde mükemmel bir restorasyon, iltihaplı, asimetrik veya kötü şekillendirilmiş dişetleri tarafından çerçevelenirse estetik bir başarısızlık olabilir (Fradeani, 2004).

Periodonsiyum; dişleri çevreleyen ve destekleyen, yumuşak dokular (diş eti ve periodontal ligament), sert doku olan sement ile alveoler kemikten oluşan, özel ve karmaşık bir yapıdır. Bu yapıyı oluşturan her bir bileşen, kendine özgü konum, mimari ve

biyokimyasal özelliklere sahiptir ve bu özellikler yapının fonksiyonel gereksinimlerine uyum sağlar. Diş eti temel olarak epitel ve bağ dokusu olmak üzere iki ana tabakadan oluşur; anatomik konumuna göre marjinal diş eti, yapışık diş eti ve alveoler mukoza şeklinde sınıflandırılır. İnterdental papilla ise alveoler tepenin koronalinde yer alır ve komşu dişlerin temas noktaları arasındaki boşluğu dolduran marjinal diş eti uzantısıdır (Prato et al., 2004).

Periodontal dokular, dişlerin doğru estetiği, fonksiyonu ve konforu için temel oluşturur. Tüm protetik ve restoratif tedaviler, başarılı bir sonuç için ön koşul olarak sağlıklı bir periodonsiyuma ihtiyaç duyar. Periodontoloji ile restoratif diş hekimliği arasındaki etkileşim; restoratif marjinlerin konumu, kron konturları ve gingival dokuların restoratif preparasyonlara verdiği yanıt dâhil olmak üzere birçok alanda kendini gösterir (Padbury Jr et al., 2003).

Estetik restorasyonlar planlanırken uyum ve simetri değerlendirilmesi gereken temel faktörlerdir. Diş etlerinin düzensiz konturu, estetik olmayan bir gülümsemeye yol açan asimetrik bir görünüm yaratabilir. Herhangi bir restoratif estetik işleme başlamadan önce sağlıklı bir periodonsiyumun oluşturulması gerekir. İltihaplı periodonsiyum tedavi edildiğinde diş eti küçülür ve diş-restorasyon arayüzü açığa çıkabilir. Son estetik sonuca elverişli bir diş eti topografisinin de önceden planlanması gereken bir diğer amaçtır. Estetik açıdan, gingival zenith ve diş eti kenarının kontur yüksekliği önemli parametrelerdir. Düzensiz bir diş eti konturu, hem doğal dentisyonun hem de protetik restorasyonların estetik görünümünü önemli ölçüde etkileyebilir (Bennani et al., 2017).

Biyolojik Genişlik

Biyolojik genişlik terimi çoğu klinisyene tanıdık gelse de anlamı ve klinik prosedürlerle ilgisi konusunda hala kafa karışıklığı mevcuttur. Bu terim, alveolar kemik tepesine komşu olan ve dişin koronal kısmına tutunan yumuşak doku yüksekliğini ifade eder.

Genellikle, epitel ataşmanı ile bağ dokusu ataşmanının toplamından oluşan bu mesafe ortalama yaklaşık 2,04 mm olarak kabul edilir. Ancak, özellikle 1,0 ila 9,0 mm arasında değişen epitel ataşmanında olmak üzere boyutlarda önemli varyasyonların gözlemlendiği unutulmamalıdır. Diğer yandan bağ dokusu ataşmanı nispeten sabittir (Gargiulo et al., 1961).

Restoratif kenarların biyolojik genişlik içerisine yerleştirilmesinin sıklıkla dişeti iltihabına, klinik ataşman kaybına ve kemik kaybına yol açtığı konusunda genel bir fikir birliği vardır. Bunun, derin yerleşmiş restoratif kenarlarda bulunan mikrobiyal plağa karşı yıkıcı inflamatuvar yanıtın kaynaklandığı düşünülmektedir. Klinik olarak bu değişiklikler derinleşmiş periodontal cepler veya dişeti çekilmesi olarak kendini gösterir (Padbury Jr et al., 2003).

Restorasyon kenarlarının ataşman içine uzanmasına bağlı biyolojik genişlik ihlalinin güçlü bir göstergesi, restorasyon kenar düzeyleri periodontal prob ile değerlendirilirken hastanın dişeti dokuları çevresinde hassasiyet veya ağrıdan şikâyet etmesidir. Biyolojik genişlik ihlalinin belirtileri arasında klinik ataşman kaybı, alveoler kemik kaybı, dişeti çekilmesi, cep oluşumu, restore edilmiş diş çevresinde gingivanın kronik inflamasyonu ve sondalamada kanama ile birlikte, minimal kemik kaybının bulunduğu bölgelerde lokalize gingival hiperplazi yer alır. Gingival hiperplazinin en sık görüldüğü bölgeler genellikle pasif erüpsiyon alanları ve dişeti altına yerleştirilmiş restoratif sınırlardır (Jorgić-Srdjak et al., 2000).

Ortodontik ekstrüzyon veya kron boyu uzatma cerrahisi gibi tekniklerle gerekli olduğunda restoratif alanın biyolojik sınırları yeniden oluşturulmalıdır (Brägger et al., 1992).

Dişeti Biyotipi

Diş eti biyotipleri, restoratif tedavi sonuçlarını etkileyen bir faktör olarak öne sürülmüştür (Pontoriero & Carnevale, 2001). “Diş

eti biyotipi” terimi, diş etini bukkal-lingual boyutta tanımlamak için yaygın olarak kullanılırken, “periodontal biyotip”, “diş eti morfotip” ve “diş eti fenotipi” terimleri sadece diş eti kalınlığı ve keratinize doku genişliğindeki klinik varyasyonları değil, aynı zamanda kemik morfotipleri, diş şekli ve diş eti ile periodonsiyumun morfolojik özellikleri gibi diğer özellikleri de ifade eder (Müller & Eger, 1997; Olsson et al., 1993; Shah et al., 2016; Zweers et al., 2014).

Klinik sınıflamada genellikle “ince-dantela,” “kalın-dantela” ve “kalın-düz” profilleri tanımlanmıştır ve bu ayrım, fenotipin estetik, cerrahi ve restoratif tedavilerdeki başarısını önceden belirlemede kritik öneme sahiptir (Tarnow et al., 1992).

Periodontal fenotipin ölçümünün standart ve tekrarlanabilir şekilde değerlendirilmesi için periodontal sond kullanılması önerilmektedir. Bu amaçla periodontal sond sulkusa yerleştirilir ve gingival dokunun transparanlığı gözlemlenir. Buna göre periodontal fenotip ince (≤ 1 mm) ise sond görünür; kalın (> 1 mm) ise görünmez kabul edilir (Malpartida-Carrillo et al., 2021).

Çalışmalar, diş şekilleri ile dental fenotip arasında bir ilişki olduğunu bildirmiştir. Özellikle uzun klinik kronlara ve kısa temas yüzeylerine sahip dişler ince gingival mimari ve maksiller alveolar kemik ile ilişkiliyken; kare formda kronlara ve uzun temas yüzeylerine sahip dişler kalın gingival mimari ve maksiller alveolar kemik ile ilişkilidir (Stellini et al., 2013).

Dişeti Seviyeleri ve Uyumu

Maksiller lateral kesici dişlerin dişeti seviyesi, maksiller santral kesiciler ve kaninlerin doku yüksekliğine göre yaklaşık 1–2 mm daha insizal konumdadır; bu, santral kesiciler ile kaninlerin dişeti zenithleri arasında bir çizgi çizildiğinde görülür. Gingival embraşürler (dişeti aralıkları) iki taraflı simetrik olmalı ve

interdental papilla yapısının oluşumuna izin vermelidir (Feigenbaum, 1991).

Amerikan Kozmetik Diş Hekimliği Akademisi'nin akreditasyon kriterlerine göre, "üst çene yan kesici dişlerinin ve alt çene kesici dişlerinin şekli simetrik ve yarım ovaldir. Üst çene santral dişlerinin ve kanin dişlerinin şekli ise daha elips şeklinde ve asimetriktir (Daniel & Kumar, 2024).

Dişler Arası Embraşür

İnterproksimal papillanın varlığı veya yokluğu periodontistler, restoratif diş hekimleri ve hastalar için büyük bir endişe kaynağıdır. Papilla kaybı kozmetik deformitelere (siyah üçgen alanlar), fonetik sorunlara (boşluk hava veya tükürük geçişine izin verir) ve lateral gıda sıkışmasına yol açabilir. Papilla kaybı genellikle dişeti iltihabı, ataşman kaybı ve interproksimal kemik yüksekliği rezorpsiyonu nedeniyle periodontal hastalığın bir sonucudur. Yumuşak dokuların iyileşme sürecinde kontraksiyona uğrama eğilimi göstermesi nedeniyle, periodontal cerrahi tedaviler sonrasında interdental papilla kaybı gelişebilmektedir (Singh et al., 2013). Ağız boşluğunda, diş eti ile temas alanı arasındaki interproksimal bölgede yer alan üçgen şeklindeki karanlık boşluk görünmemelidir. Bu durumu önlemek amacıyla yapılacak restorasyonun temas alanı bazen servikal bölgeye doğru daha fazla uzatılarak genişletilebilir. Böylece, çoğu zaman “siyah üçgen” olarak adlandırılan künt doku görünümü yerine, sağlıklı ve sivri bir papilla oluşumu desteklenmiş olur (Chu et al., 2009). Tersine, uygun olmayan aşırı geniş restorasyonlar uygunsuz servikal embraşür, uygunsuz çıkış profili ve enfekte dişeti dokuları ile sonuçlanacaktır (Tarnow et al., 1992).

Zenith Noktaları

Zenith noktaları, klinik kronların en apikal seviyedeki en yüksek kontur noktalarını temsil etmektedir. Bu noktaların konumu;

kök morfolojisi, mine-sement sınırı (CEJ) ve alveolar kemik kretinin morfolojik özellikleri tarafından belirlenmektedir. Zenith noktaları çoğunlukla her bir anterior dişin orta hattından geçen dikey eksenin hafif distalinde konumlanmaktadır. Bununla birlikte, lateral keser dişler bu genellemenin istisnasını oluşturmakta olup, söz konusu dişlerde zenith noktası kronun orta hattına daha yakın veya bu hat üzerinde yer alabilmektedir (Wagle et al., 2010).

Gingival zenith , gülüş analizi ve estetik değerlendirmede önemli bir unsurdur. Zenithlerin konumları her ne kadar küçük bir detay gibi görünse de dişlerin çıkış profilini ve aksiyal eğimini büyük ölçüde etkileyebilir ve diş eti içerisinden çıkan kronun uzun ekseninin hat açısını değiştirerek tüm yumuşak doku sistemine doğru simetri katabilir (Goodlin, 2003; Smallwood, 2003).

Zenith pozisyonunun küçük cerrahi konturlama (gingivoplasti) yoluyla manipüle edilmesi, örneğin diastema kapatma vakalarında, dişlerin daha az üçgen görünmesini ve daha ideal bir şekilde hizalanmasını sağlamak için güçlü bir araçtır (Fradeani, 2004).

Gülümseme Çizgisi

Gülümseme hattı, doğal, zorlanmamış bir gülümseme sırasında dudakların pozisyonu ile belirlenir. Üst dudak, üst kesici dişin uzunluğunu ve gülümseme sırasında dişeti kenarlarının dikey pozisyonunu belirler (Vig & Brundo, 1978). Üst kesici dişlerin kesici kenarlarından geçen hayali bir çizgi, gülümseme çizgisi eğriliğini doğru bir şekilde takip ettiğinde uyumlu bir gülümseme elde edilebilir (Alikhasi et al., 2022).

Ackerman ve ark., bir gülümsemenin görünümünü değerlendiren ve nicelendiren gülümseme indeksini tanıtmıştır. Bu indeks, tipik olarak sosyal bir gülümseme olarak kullanılan bir gülümsemede dudak köşeleri arası genişlik ile dudaklar arası mesafe arasındaki oranı içerir. Genç ve uyumlu bir gülümsemede, üst kesici

dişlerin %70 ile %100'ünün görünür olması ve üst dudak tarafından açığa çıkarılmış olması gerekir (Ackerman & Ackerman, 2002).

Gingival Problemler ve Estetik Bozukluklar

Pembe estetiği tehlikeye atan temel yumuşak doku faktörleri arasında lokalize dişeti çekilmesi, dişler arası papilla kaybından kaynaklanan siyah üçgen alanlar ve gülümseme sırasında aşırı dişeti veya mukoza görünümü (genellikle diş eti gülümsemesi olarak adlandırılır) yer alır (da Silva et al., 2025; Marques et al., 2023).

Gummy Smile (Dişeti Gülümsemesi)

Gülümserken, üst dudağın alt kenarının dişler ve diş eti dokularıyla ilişkisine dudak çizgisi denir. Ortalama bir dudak çizgisi, maksiller dişleri ve sadece interdental papillaları gösterir. Yüksek bir dudak çizgisi, dişleri ve diş eti kenarlarının üzerindeki diş eti dokularını tamamen gösterir. Düşük bir dudak çizgisi ise gülümserken hiçbir diş eti dokusunu göstermez. Çoğu durumda, dudak çizgisi, maksiller santral dişlerdeki diş etinin yüksekliğinin 2 mm apikal aralığında ise kabul edilebilir (Blitz et al., 2004).

Diş eti gülüşü , üst çene dişlerinin servikal kenarlarının apikalinde aşırı üst çene diş eti görünümü ile ilişkilidir. Rahat (doğal) bir gülümseme sırasında, serbest dişeti marjininin apikalinde yer alan diş etinin 3 mm'ye kadar görünmesi normal ve estetik açıdan kabul edilebilir. Ancak, bu sınırın ötesinde, pembe estetik ciddi şekilde bozulur. Aşırı diş eti görünümünün düzeltilmesi, iskelet, kas veya dentogingival anormallikler de dahil olmak üzere nedene bağlıdır; bunlar arasında uzamış üst çene, kısa ve/veya hipertonic üst çene dudakları, dentoalveolar kompensasyon, Angle'ın Sınıf II veya Sınıf III oklüzyonları , değişmiş pasif sürme veya bu faktörlerin bir kombinasyonu yer alır. Bu durumları düzeltmek için bazı prosedürler ortognatik cerrahi, ortodontik hareket ve estetik kron uzatma (ostektomi ve osteoplasti ile veya olmadan gingivektomi) dır (Ahmad, 2021).

Dişeti Çekilmeleri

Dişeti çekilmesi , gingival marjinin mine-sement sınırının apikalinde konumlanarak kök yüzeyinin ağız ortamına açılması şeklinde tanımlanır. Dişeti çekilmesi , alveolar kemik dehiscensi varlığında görülebileceği gibi, dişeti çekilmesinin periodontal dokuların sağlıklı olması durumunda da ortaya çıkabileceği bildirilmiştir (Tugnait & Clerehugh, 2001).

“Periodontal ve Peri-implant Hastalık ve Durumların Sınıflandırılması üzerine düzenlenen 2017 Dünya Çalıştayı” dişeti çekilmesini , farklı patolojik durumlar nedeniyle gingival marjinin apikale göçü olarak tanımlamıştır. Bu konsensusda yapılan sınıflamada dişeti çekilmesinin ağız ve diş sağlığına etkileri; estetik bozukluklar, dentin hassasiyeti ve diş çürüğü/çürüksüz servikal lezyonlar'a neden olmaları şeklinde belirlenmiştir (Jepsen et al., 2018).

Periodontal tedavi, dişeti kusurlarını düzeltmede büyük rol oynar ve tutuculuk için faydalı olan hazırlanmış diş yüzeyini artırır. Normal anatomiye göre uyumlu bir dişeti mimarisi ve doğru Zenith konumu yeniden oluşturma fırsatı sağlar (Miller Jr, 1985).

Miller'in dişeti çekilmesi defektlerinin sınıflandırması (Tugnait & Clerehugh, 2001).

Sınıf I: Marjinal doku çekilmesi, mukogingival birleşime kadar ulaşmaz. İnterdental kemik veya yumuşak doku kaybı yoktur.

Sınıf II: Marjinal doku çekilmesi, mukogingival birleşime kadar veya ötesine ulaşır. İnterdental kemik veya yumuşak doku kaybı yoktur.

Sınıf III: Marjinal doku çekilmesi, mukogingival birleşime kadar veya ötesine ulaşır. İnterdental kemik veya yumuşak doku kaybı vardır ancak bu kayıp sement–mine birleşiminin apikalinde değil, koronalinde yer alır (marjinal doku çekilmesinden daha azdır).

Sınıf IV: Marjinal doku çekilmesi, mukogingival birleşime kadar veya ötesine ulaşır. İnterdental kemik kaybı, marjinal doku çekilmesinin düzeyine kadar veya daha apikaline uzanır.

Siyah Üçgen Alan

İnterdental papilla kayıplarının yeniden oluşturulmasına yönelik geliştirilen rekonstrüktif tekniklerin büyük bölümü, estetik kusurların interproksimal bölgede “siyah üçgenler” şeklinde belirginleştiği maksiller anterior bölgeye odaklanmaktadır. Bu durum hem hastalar hem de klinisyenler açısından kabul edilebilir değildir. Ayrıca fonasyon bozuklukları ve dişlerde gıda birikimi gibi sorunlar da bu tabloya eşlik edebilir. Estetik açıdan kritik bölgelerde interproksimal defektlerin önlenmesi için periodontal tedavi sürecinde inflamatuvar süreçlerin kontrol altına alınmasına özen gösterilmelidir. Bu yaklaşım, diş taşı temizliği ve kök yüzeyi düzleştirilmesi gibi cerrahi olmayan periodontal işlemler için de geçerlidir (Blatz et al., 1999).

Cerrahi müdahalenin gerekli olduğu durumlarda ise, aşırı doku kaybını önlemek ve doğal diş eti konturlarını koruyabilmek amacıyla uygun flep tasarımlarının tercih edilmesi önem taşır. Literatürde, interdental papillayı hem damak hem de dudak flebine bağlı bırakan ya da fleplerden yalnızca birine tutunan çeşitli flep tasarımları tanımlanmıştır (Blatz et al., 1999).

Cerrahi olmayan papilla oluşturma yöntemleri diastemaya bağlı olarak interdental papillanın bulunmadığı olgularda, ortodontik boşluk kapatma genellikle tercih edilen tedavi seçeneğidir. “Sürünen papilla” oluşumu, dişler arasındaki boşluğun kapatılması ve bir temas alanının oluşturulması sonucunda meydana gelen papiller doku gelişimi olarak tanımlanmaktadır. Bazı vakalarda bu etki, uygun restoratif yaklaşımlar ve komşu dişlerin mezial konturlarının yeniden şekillendirilmesiyle de sağlanabilmektedir (Blatz et al., 1999).

Pembe Estetikte Klinik Müdahaleler

Kron Boyu Uzatma

Klinik kron boyu uzatma işlemi restoratif/fonksiyonel ve estetik endikasyonlar olmak üzere iki ana başlıkta değerlendirilebilir.

Restoratif ve fonksiyonel açıdan uygulanan kron boyu uzatma işlemi; yetersiz retansiyonun giderilmesi, dişeti seviyesinin altında bulunan çürük veya kırıkların restoratif olarak ulaşılabilir hale getirilmesi, kök perforasyonlarının onarılmasına olanak sağlanması ve biyolojik genişlik ihlallerinin düzeltilmesi amacıyla yapılmaktadır. Bu tür durumlarda temel hedef, gerçekleştirilecek restoratif tedavilerin periodontal dokularla biyolojik uyum içinde olmasını sağlamak ve restorasyon sınırlarının sağlıklı bir şekilde yerleştirilebileceği uygun bir ortam oluşturmaktır (Ergin & Ergin, 2025).

Hastanın estetik görünümünü olumsuz etkileyebilecek sorunlardan biri de aşırı diş eti görünümü veya diş eti gülüşüdür (Levine & McGuire, 1997; Silberberg et al., 2009). Aşırı diş eti görünümünün altında yatan neden, değişmiş pasif sürme veya diş eti büyümesinden kaynaklanıyorsa, periodontal cerrahiler etkili bir düzeltme sağlayabilir (Rossi et al., 2008).

Anatomik kronun yüksekliği sement-mine birleşim yerinden kesici kenara kadar ölçülürken, klinik kronun yüksekliği diş eti kenarından kesici kenara kadar ölçülür. Bu iki ölçümün karşılaştırılması, kısa klinik kronların kesici aşınmadan mı yoksa diş eti kenarının koronal konumundan mı kaynaklandığını belirleyecektir. Aşırı kesici diş aşınması meydana gelmişse, parafonksiyonel alışkanlıklar araştırılmalı ve uygun şekilde ele alınmalıdır. Kesici diş aşınmasının nedeni belirlenip kontrol altına alındıktan sonra, kaybedilen diş yapısını yerine koymak için restoratif işlemler planlanabilir (Coslet et al., 1977).

Gingivektomi ve Gingivoplasti

Diş eti konturlarının düzeltilmesi, klinik kronları kaplayan fazla diş etinin uzaklaştırılması ve dişlerin görünümünün iyileştirilmesine, ayrıca diş eti konturlarının ve şeklinin düzeltilmesine yardımcı olur. Bu işlem gingivektomi prosedürü ile gerçekleştirilir (Daniel & Kumar, 2024).

Gingivoplasti ise periodontal cebin bulunmadığı durumlarda dişetinin fizyolojik konturlarının düzenlenmesi olarak tanımlanmaktadır (Goldman, 1950). Dişetilerindeki şekil bozukluklarının giderilmesi ve dişeti formunun oluşturularak dişetinin yeniden şekillendirilmesini sağlamaktadır (Newman et al., 2011).

Lazer teknolojisi, gingivektomi işlemlerinde konvansiyonel cerrahi tekniklere alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir. Periodontal cerrahide lazer kullanımının sağladığı başlıca avantajlar arasında etkili hemostaz sağlaması, işlem süresini kısaltması, daha az miktarda anestezi gerektirmesi ve operasyon sonrasında görülen ağrı ile ödemin daha sınırlı olması bulunmaktadır. Günümüzde gingivektomi uygulamalarında diyet lazerlerin yanı sıra Karbondioksit (CO₂) lazer, Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd:YAG) lazer ve Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG) lazer gibi farklı lazer sistemlerinden yararlanılmaktadır (Taşkan, 2015).

Dişeti Greftleri (Bağ Dokusu, Serbest Greft vb.)

Kök yüzeyinin örtülmesine yönelik uygulanacak cerrahi yöntemin seçimi, öncelikle dişeti çekilmesinin bulunduğu bölgenin anatomik özelliklerine ve hastanın estetik ile fonksiyonel beklentilerine bağlıdır. Bu seçim sürecinde kök yüzeyinin açığa çıkma miktarı (derinlik ve genişlik), komşu dişlerde benzer defektlerin bulunup bulunmadığı, servikal abrazyon ya da kök çürüğü varlığı dikkate alınmalıdır. Ayrıca çekilmenin çevresindeki

keratinize dokunun kalınlığı, rengi ve yüksekliği ile interdental papilin seviyesi de değerlendirilmesi gereken önemli faktörler arasındadır. Bununla birlikte vestibül derinliği ve bölgede yüksek kas ataçmanlarının bulunup bulunmaması da uygun cerrahi yaklaşımın belirlenmesinde rol oynar (De Sanctis & Zucchelli, 2007).

Dişeti çekilmesinin koronalinde, kök yüzeyinin kapanması ve dişeti miktarının artırılması için uygulanan cerrahi işlemler şu şekilde özetlenmiştir:(Carranza & Cochran, 2012)

- Saplı Greftler: Koronale kaydırılan flep (KKF), Semilunar koronale kaydırılan flep, Laterale kaydırılan flep (LKF), Çift papil tekniği
- Serbest Greftler: Serbest dişeti grefti (SDG), Bağ doku grefti (BDG) (Langer, Zarf, Tünel Teknikleri)
- Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu: Rezorbe olmayan membran, Rezorbe olabilen membran
- İlave Tedaviler: Kök yüzeyi biyomodifikasyonu, Mine matriks proteinleri (MMP), Aselüler Dermal Matriks (ADM), Büyüme faktörleri

Günümüzde açık kök yüzeylerinin kapatılmasında birçok yöntem ve materyal kullanılmasına rağmen bağ doku grefti halen altın standart olarak kabul edilmektedir (Chambrone & Tatakis, 2015).

Mukogingival cerrahi teknikler arasında koronale pozisyonlandırılmış flep , özellikle bağ dokusu grefti ve/veya mine matriks türevleri ile birlikte uygulandığında en sık tercih edilen yöntemlerden biri olarak öne çıkmakta ve yüksek başarı oranları ile dikkat çekmektedir (Tavelli et al., 2018).

Dişeti çekilmelerinin tedavisinde kullanılan yumuşak doku greftleri operasyonlarında uzun birleşim epiteli ile yeniden tamir olmaktadır (Caffesse et al., 1984). Kayıp periodontal dokuların gerçek mimarisine uygun olarak yeniden oluşturulması YDR Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu yöntemleriyle gerçekleşmektedir (Periodontology, 1992).

Dişeti Renginde Materyaller

Diş eti çekilmesi, çürük, periodontal hastalık, aşırı duyarlılık, abfraksiyon lezyonları ve estetik sorunlar riskini artırabilir. Yumuşak doku greftleri ve diğer cerrahi periodontal işlemler diş eti çekilmesini tedavi etmek için kullanılmış olsa da, tüm hastalar cerrahi müdahaleyi kabul etmeyebilir. Diş eti çekilmesini hem estetik hem de restoratif açıdan ele almak için seçilmiş vakalarda kullanılan bir alternatif, diş eti renginde kompozit ve seramik malzemelerin kullanılmasıdır (Fahl Jr & Ritter, 2022).

Diş eti renginde pembe porselen uygulamaları, sert ve yumuşak doku kayıplarının cerrahi girişim gerektirmeden restorasyonuna olanak sağlar. Bu yaklaşım, uyumlu mukogingival konturların ve interproksimal papillaların yeniden şekillendirilmesini desteklerken, özellikle kompleks vakalarda ek cerrahi işlemlere duyulan gereksinimi azaltır. Böylece tedavi süreci daha kısa, daha ekonomik ve daha kolay yönetilebilir hale gelir (Coachman et al., 2009; Hannon et al., 1994; Malament & Neeser, 2004; Priest & Lindke, 1998).

Pembe porselenin kullanımındaki sınırlama, gülümseme çizgisinin genişliğine bağlı olabilir ve bu teknik özellikle düşük ila orta dereceli gülümseme çizgilerinde uygundur. Hastanın yüksek bir gülümseme çizgisi olduğunda, geçişi gizlemek zordur (Papaspnyridakos et al., 2018).

Yapay dişeti dokusu olarak pembe kompozit rezinin kullanımı, ilk olarak Zalkind ve Hochman (1997) tarafından servikal bir defektin tedavisinde tanımlanmıştır (Zalkind & Hochman, 1997).

Yumuşak doku restorasyonunda kullanıldığında, servikal kontur plak birikimini önleyecek şekilde tasarlanmalıdır. Bu durum; uygun uygulama aletlerinin kullanımı, yeterli nem kontrolü ve doğru polimerizasyon ile sağlanabilir. Optimal estetik için, restorasyon sınırı boyunca önceki serbest dişeti marjini ile uyumlu olacak şekilde yalancı (pseudo) bir gingival sulkus oluşturulabilir (Wahbi et al., 2013).

Pembe porselene kıyasla kompozit rezin kullanımının avantajı doğrudan uygulanabilmesidir. Diş etinin restorasyonunda pembe kompozit kullanımı, potansiyel cerrahi sonrası iyileşme komplikasyonları olmadan nispeten düşük maliyetle anında sonuçlar sağlar (Wahbi et al., 2013).

Sonuç

Restoratif diş tedavisinde dişeti estetiği ve pembe estetik yaklaşımı; estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumun bir bütün olarak değerlendirilmesini gerektirir. Günümüzde gülüş tasarımı yalnızca beyaz estetikle sınırlı değildir; diş eti konturları, papil varlığı, biyolojik genişliğin korunması ve yumuşak dokuların sağlığı tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır.

Modern restoratif diş hekimliğinde hedefimiz, mümkün olduğunca minimal invaziv uygulamalarla maksimum estetik ve dayanıklılık elde etmektir. Daha az diş dokusu kaybı ile daha fazla fonksiyon ve estetik sağlamak; dikkatli teşhis, detaylı analiz ve doğru tedavi planlaması ile mümkündür. Bu nedenle kozmetik diş hekimliği; ortodonti, periodontoloji ve cerrahi işlemlerle entegre çalışan multidisipliner bir yaklaşımı zorunlu kılar.

Pembe estetik; form, fonksiyon ve estetik arasındaki hassas dengenin titizlikle kurulmasını temsil eder. Yumuşak doku yönetiminin doğru yapılması, yalnızca periodontal sağlığın korunmasını değil, aynı zamanda restorasyonların uzun dönem başarısını da belirler.

Restoratif uygulamalarda; aşırı konturlu restorasyonlardan ve açık interproksimal temaslardan kaçınılmalı, restoratif kenarlar mümkün olduğunca supragingival konumlandırılmalı, subgingival yerleşim kaçınılmaz ise sulkus minimum düzeyde etkilenmeli ve biyolojik genişlik mutlaka korunmalıdır.

Sonuç olarak, pembe estetik yalnızca bir estetik kaygı değil; biyolojik prensiplere dayalı, uzun dönemli başarıyı hedefleyen bilimsel bir yaklaşımdır. Başarılı bir restoratif tedavi; sağlıklı periodontal dokular, doğru materyal seçimi, uygun kenar yerleşimi ve multidisipliner planlama ile mümkündür. Amaç, hastalarımıza hem doğal görünümlü hem de biyolojik olarak uyumlu, fonksiyonel ve kalıcı gülüşler kazandırmaktır.

Kaynakça/References

- Ackerman, M. B., & Ackerman, J. L. (2002). Smile analysis and design in the digital era. *Journal of clinical orthodontics*, 36(4), 221-236.
- Ahmad, I. (2005). Anterior dental aesthetics: gingival perspective. *British dental journal*, 199(4), 195-202.
- Ahmad, I. (2021). An introduction to aesthetic dentistry. *BDJ Team*, 8(5), 26-32.
- Alarabi, A. M., Revie, G. F., & Bearn, D. R. (2019). Quantification of maxillary dental midline deviation in 2D photographs: methodology trial. *International orthodontics*, 17(2), 312-323.
- Alikhasi, M., Yousefi, P., & Afrashtehfar, K. I. (2022). Smile design: Mechanical considerations. *Dental Clinics of North America*, 66(3), 477-487.
- Allen, E. P. (1993). Surgical crown lengthening for function and esthetics. *Dental Clinics of North America*, 37(2), 163-179.
- Beiser, F. C. (2009). *Diotima's children: German aesthetic rationalism from Leibniz to Lessing*. Oxford University Press.
- Bennani, V., Ibrahim, H., Al-Harthi, L., & Lyons, K. M. (2017). The periodontal restorative interface: esthetic considerations. *Periodontology 2000*, 74(1), 74-101.
- Bhuvaneswaran, M. (2010). Principles of smile design. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 13(4), 225-232.
- Blatz, M. B., Hürzeler, M. B., & Strub, J. R. (1999). Reconstruction of the lost interproximal papilla--presentation of surgical and nonsurgical approaches. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 19(4).

- Blitz, N., Steel, C., & Willhite, C. (2001). Diagnosis and treatment evaluation in cosmetic dentistry. *A guide to accreditation criteria. american academy of cosmetic dentistry.*
- Blitz, N., Steel, C., & Willhite, C. (2004). *Diagnosis and treatment evaluation in cosmetic dentistry: a guide to accreditation criteria.* American Academy of Cosmetic Dentistry.
- Brägger, U., Lauchenauer, D., & Lang, N. (1992). Surgical lengthening of the clinical crown. *Journal of clinical periodontology*, 19(1), 58-63.
- Caffesse, R. G., Kon, S., Castelli, W. A., & Nasjleti, C. E. (1984). Revascularization following the lateral sliding flap procedure. *Journal of periodontology*, 55(6), 352-358.
- Carranza, F., & Cochran, D. (2012). Periodontal Plastic and Esthetic Surgery, Clinical Periodontology. *USA: Elsevier Saunders*, 11(4), 595-600.
- Chambrone, L., & Tatakis, D. N. (2015). Periodontal soft tissue root coverage procedures: a systematic review from the AAP Regeneration Workshop. *Journal of periodontology*, 86, S8-S51.
- Chu, S. J., TAN, J. H. P., Stappert, C. F., & Tarnow, D. P. (2009). Gingival zenith positions and levels of the maxillary anterior dentition. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(2), 113-120.
- Coachman, C., Salama, M., Garber, D., Calamita, M., Salama, H., & Cabral, G. (2009). Prosthetic gingival reconstruction in a fixed partial restoration. Part 1: introduction to artificial gingiva as an alternative therapy. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(5).
- Coslet, J., Vanarsdall, R., & Weisgold, A. (1977). Diagnosis and classification of delayed passive eruption of the dentogingival junction in the adult. *The Alpha Omegan*, 70(3), 24-28.

- da Silva, D. M., Castro, F., Martins, B., Fraile, J. F., Fernandes, J. C. H., & Fernandes, G. V. O. (2025). The influence of the gingival phenotype on implant survival rate and clinical parameters: A systematic review. *Evidence-Based Dentistry*, 1-10.
- Daniel, J., & Kumar, A. (2024). Smile Esthetics in Orthodontics-Review of Literature. *J Dentistry*, 14, 701.
- De Sanctis, M., & Zucchelli, G. (2007). Coronally advanced flap: a modified surgical approach for isolated recession-type defects: three-year results. *Journal of clinical periodontology*, 34(3), 262-268.
- Ergin, M. O., & Ergin, N. Z. (2025). Protetik Restorasyonlarda Periodontal Dokuların Yönetimi. *Periodontolojide Güncel Uygulamalar I*, 79.
- Fahl Jr, N., & Ritter, A. V. (2022). GINGINEERS: An Innovative Direct-Indirect Approach to White-Pink Esthetics. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 38(1).
- Feigenbaum, N. (1991). Aspects of aesthetic smile design. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 3(3), 9-13.
- Fradeani, M. (2004). *Esthetic analysis: a systematic approach to prosthetic treatment*. Quintessence Publishing.
- Frush, J. P., & Fisher, R. D. (1958). The dynesthetic interpretation of the dentogenic concept. *The Journal of prosthetic dentistry*, 8(4), 558-581.
- Gargiulo, A. W., Wentz, F. M., & Orban, B. (1961). Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *The Journal of Periodontology*, 32(3), 261-267.
- Goldman, H. M. (1950). The development of physiologic gingival contours by gingivoplasty. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 3(7), 879-888.
- Goodlin, R. (2003). Gingival Aesthetics-A Critical Factor in Smile Design. *Oral Health*, 93(4), 10-28.

- Gracis, S., Llobell, A., & Chu, S. J. (2023). Contemporary concepts on periodontal complications from prosthetic and restorative therapies. *Periodontology 2000*, 92(1), 159-196.
- Grimes, K., Fleming, P. S., & Sharma, P. K. (2023). The influence of nasal deviation on the perception of maxillary dental centreline and smile aesthetics. *Journal of Orthodontics*, 50(1), 18-27.
- Gürel, G. (2004). Porselen laminat venerler bilim ve sanatı. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, s, 32*, 63-112.
- Hannon, S. M., Colvin, C. J., & Zurek, D. J. (1994). Selective use of gingival-toned ceramics. *Quintessence international*, 25(4).
- Hönn, M., & Göz, G. (2007). The ideal of facial beauty: a review. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 68(1), 6-16.
- Hunt, K., & Turk, M. (2005). Correlation of the AACD accreditation criteria and the human biologic model. *The Journal*, 21.
- Jepsen, S., Caton, J. G., Albandar, J. M., Bissada, N. F., Bouchard, P., Cortellini, P., Demirel, K., de Sanctis, M., Ercoli, C., & Fan, J. (2018). Periodontal manifestations of systemic diseases and developmental and acquired conditions: Consensus report of workgroup 3 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of clinical periodontology*, 45, S219-S229.
- Johnston, C. D., Burden, D. J., & Stevenson, M. R. (1999). The influence of dental to facial midline discrepancies on dental attractiveness ratings. *The European Journal of Orthodontics*, 21(5), 517-522.
- Jorgić-Srdjak, K., Plančak, D., Maričević, T., Dragoo, M. R., & Bošnjak, A. (2000). Periodontal and prosthetic aspect of biological width part I: Violation of biologic width. *Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine*, 34(2), 189-193.

- Kamath, R., Sharandha, L., & Ahanthem, V. (2016). Smile Design: A Literature Review. *Journal of Medical and Dental Science Research*, 3(2), 12-16.
- Kaur, U., Sandhu, G., & Kapila, H. (2021). Smile Designing: A Review. *International Journal of Health Sciences*, 164-171.
- Levine, R., & McGuire, M. (1997). The diagnosis and treatment of the gummy smile. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 18(8), 757-762, 764; quiz 766.
- Littlefield, K. (1992). *A review of the literature of selected cephalometric analyses*. St. Louis University. School of Dentistry.
- Magne, P., & Belser, U. (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Quintessence Publishing.
- Malament, K. A., & Neeser, S. (2004). Prosthodontic management of ridge deficiencies. *Dental Clinics*, 48(3), 735-744.
- Malpartida-Carrillo, V., Tinedo-Lopez, P. L., Guerrero, M. E., Amaya-Pajares, S. P., Özcan, M., & Rösing, C. K. (2021). Periodontal phenotype: A review of historical and current classifications evaluating different methods and characteristics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(3), 432-445.
- Marques, T. M., Santos, N. B., Montero, J., Correia, A., & Fernandes, G. V. (2023). The effect of the interproximal creeping attachment in aesthetic site after root coverage surgery with VISTA technique-A case report. *Indian Journal of Dental Research*, 34(1), 90-93.
- McNamara, J. A. (2000). Maxillary transverse deficiency. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 117(5), 567-570.

- Mehl, C. J., Harder, S., Kern, M., & Wolfart, S. (2011). Patients' and dentists' perception of dental appearance. *Clinical Oral Investigations*, 15(2), 193-199.
- Miller Jr, P. D. (1985). A classification of marginal tissue recession. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 5(2).
- Morley, J., & Eubank, J. (2001). Macroesthetic elements of smile design. *The Journal of the American Dental Association*, 132(1), 39-45.
- Müller, H. P., & Eger, T. (1997). Gingival phenotypes in young male adults. *Journal of clinical periodontology*, 24(1), 65-71.
- Newman, M. G., Takei, H., Klokkevold, P. R., & Carranza, F. A. (2011). *Carranza's clinical periodontology*. Elsevier health sciences.
- Ntovas, P., Karkazi, F., Ozbilen, E. O., Lysy, J., Gogolas, N., Yilmaz, H. N., Papazoglou, E., & Coachman, C. (2024). The impact of dental midline angulation towards the facial flow curve on the esthetics of an asymmetric face: Perspective of laypeople and orthodontists. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(5), 778-784.
- Olsson, M., Lindhe, J., & Marinello, C. (1993). On the relationship between crown form and clinical features of the gingiva in adolescents. *Journal of clinical periodontology*, 20(8), 570-577.
- Padbury Jr, A., Eber, R., & Wang, H. L. (2003). Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *Journal of clinical periodontology*, 30(5), 379-385.
- Papaspnyridakos, P., Amin, S., El-Rafie, K., & Weber, H. P. (2018). Technique to match gingival shade when using pink ceramics for anterior fixed implant prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 27(3), 311-313.

- Periodontology, A. A. o. (1992). *Glossary of periodontal terms*. American Academy of Periodontology.
- Pontoriero, R., & Carnevale, G. (2001). Surgical crown lengthening: a 12-month clinical wound healing study. *Journal of periodontology*, 72(7), 841-848.
- Prato, G. P. P., Rotundo, R., Cortellini, P., Tinti, C., & Azzi, R. (2004). Interdental papilla management: a review and classification of the therapeutic approaches. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(5), 476.
- Priest, G., & Lindke, L. (1998). Gingival-colored porcelain for implant-supported prostheses in the aesthetic zone. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 10(9), 1231-1240; quiz 1242.
- Robbins, J. W. (1999). Differential diagnosis and treatment of excess gingival display. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 11(2), 265-272; quiz 273.
- Rossi, R., Benedetti, R., & Isabel Santos-Morales, R. (2008). Treatment of altered passive eruption: periodontal plastic surgery of the dentogingival junction. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 3(3).
- Rufenacht, C. R. (1990). *Fundamentals of esthetics*. Quintessence Publishing.
- Shah, R., Sowmya, N., Thomas, R., & Mehta, D. S. (2016). Periodontal biotype: Basics and clinical considerations. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 6(1), 44-49.
- Silberberg, N., Goldstein, M., & Smidt, A. (2009). Excessive gingival display--etiology, diagnosis, and treatment modalities. *Quintessence international*, 40(10).
- Singh, A., Nagpal, A., Kaur, M., Kaur, B., & Mahajan, M. (2016). The relationship of facial and dental midlines with various anatomic landmarks of face and oral cavity. *Journal of Dentistry and Oral Hygiene*, 8(5), 23-31.

- Singh, V. P., Uppoor, A. S., Nayak, D. G., & Shah, D. (2013). Black triangle dilemma and its management in esthetic dentistry. *Dental research journal*, 10(3), 296.
- Smallwood, T. (2003). Contemporary Esthetics Platinum Paradigm. *Phoenix: Visual Smile Creations*, 2-20.
- Stellini, E., Comuzzi, L., Mazzocco, F., Parente, N., & Gobbato, L. (2013). Relationships between different tooth shapes and patient's periodontal phenotype. *Journal of periodontal research*, 48(5), 657-662.
- Tarnow, D. P., Magner, A. W., & Fletcher, P. (1992). The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *Journal of periodontology*, 63(12), 995-996.
- Taşkan, M. (2015). Kronik enflamatuvar dişeti büyümlerinin tedavisinde lazer ile gingivektomi teknikleri; derleme. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(4), 370-379.
- Tavelli, L., Barootchi, S., Nguyen, T. V., Tattan, M., Ravidà, A., & Wang, H. L. (2018). Efficacy of tunnel technique in the treatment of localized and multiple gingival recessions: A systematic review and meta-analysis. *Journal of periodontology*, 89(9), 1075-1090.
- Tjan, A. H., Miller, G. D., & The, J. G. (1984). Some esthetic factors in a smile. *The Journal of prosthetic dentistry*, 51(1), 24-28.
- Tugnait, A., & Clerehugh, V. (2001). Gingival recession—its significance and management. *Journal of dentistry*, 29(6), 381-394.
- Vig, R. G., & Brundo, G. C. (1978). The kinetics of anterior tooth display. *The Journal of prosthetic dentistry*, 39(5), 502-504.
- Wagle, R. G., Shanbhag, C., & Pavaskar, R. S. (2010). Overcoming esthetic challenges in the smile zone using the "roll flap procedure". *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, 2(2), 98-102.

- Wahbi, M., Al Sharief, H., Tayeb, H., & Bokhari, A. (2013). Minimally invasive use of coloured composite resin in aesthetic restoration of periodontially involved teeth: Case report. *The Saudi dental journal*, 25(2), 83-89.
- Ward, D. H. (2001). Proportional smile design using the recurring esthetic dental (red) proportion. *Dental Clinics of North America*, 45(1), 143-154.
- Zalkind, M., & Hochman, N. (1997). Alternative method of conservative esthetic treatment for gingival recession. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(6), 561-563.
- Zweers, J., Thomas, R. Z., Slot, D. E., Weisgold, A. S., & Van der Weijden, F. G. (2014). Characteristics of periodontal biotype, its dimensions, associations and prevalence: a systematic review. *Journal of clinical periodontology*, 41(10), 958-971.

