

Protetik Diş Tedavisi: Teori, Metodoloji ve Uygulama

Editör
Doç. Dr. Melike Güleç

Protetik Diş Tedavisi:
Teori, Metodoloji ve Uygulama

Editör
Doç. Dr. Melike Güleç

İmtiyaz Sahibi
Platanus Publishing®

Editör
Doç. Dr. Melike Güleç

Kapak & Mizanpaj & Sosyal Medya
Platanus Yayın Grubu

Birinci Basım
Ekim, 2025

Yayımcı Sertifika No
45813

ISBN
978-625-8210-24-8

©copyright
Bu kitabın yayım hakkı Platanus Publishing'e aittir. Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin alınmadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Adres: Natoyolu Cad. Fahri Korutürk Mah. 157/B, 06480, Mamak,
Ankara, Türkiye.

Telefon: +90 312 390 1 118
web: www.platanuspublishing.com
e-mail: platanuskita@gmail.com



Platanus Publishing®

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1.....	5
Protetik Diş Tedavisinde Uygulanan Mekanik Testler ve Yüzey Analiz İşlemleri	
M. Burakcan Dobaç & Gökçe Soğancı Ünsal	
BÖLÜM 2.....	31
Temporomandibular Rahatsızlıkların Tedavisinde Dijital Olarak Tasarlanan ve Üretilen Splintlerin Kullanımı	
İrem Orhan & Meryem Erdoğan & Ali Rıza Tunçdemir	
BÖLÜM 3.....	41
4 Nesil Zirkonya	
Gözde Kaya Oğuz & Emine Begüm Büyükerkmen	
BÖLÜM 4.....	
Sabit Protezlerde Marjinal ve İnternal Uyum Ölçüm Yöntemleri	
Elif Yalçın & Eyyüp Altıntaş	



BÖLÜM 1

Protetik Diş Tedavisinde Uygulanan Mekanik Testler ve Yüzey Analiz İşlemleri

M. Burakcan Dobaç¹ & Gökçe Soğancı Ünsal²

DENTAL MATERYALLERE UYGULANAN TESTLER

A. MEKANİK ÖZELLİKLERİ BELİRLEMEDE KULLANILAN TESTLER

Restoratif materyallerin ağız ortamında uzun süre işlevini koruyabilmesi; fiziksel, kimyasal, biyolojik ve özellikle mekanik niteliklerinin yeterli olmasına bağlıdır. Bu nedenle, klinik başarı yalnızca tek bir özelliğin değerlendirilmesiyle değil, tüm parametrelerin birlikte incelenmesiyle anlaşılabilir (Wilson, 1990; Rekow ve ark., 2013).

Mekanik özellikler; yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü, aşınma direnci, yorulma, elastiklik modülü, bükülme dayanıklılığı ve çekme direnci gibi faktörleri kapsar. Tek başına hiçbir özellik materyalin performansı hakkında tam bilgi vermez; ancak bu parametreler bir arada incelendiğinde materyalin klinik uygunluğu değerlendirilebilir (Bayne, 2007; Wang ve ark., 2003).

Dental materyaller, çiğneme sırasında ortaya çıkan kuvvetlere maruz kalır. Zamanla bu stresler diş dokusu ve restorasyonlarda şekil değişikliklerine neden olarak dayanıklılığın azalmasına yol açabilir (Wang, 2003). Dolayısıyla, belirli test koşulları altında materyallerin davranışlarını incelemek, klinik ortamlarda karşılaşılabilecek olası durumların öngörülmesini sağlar. Çekme, basma, makaslama ve bükülme gibi farklı kuvvetlerin oluşturduğu deformasyonların değerlendirilmesi, materyallerin uzun dönem performansını anlamak açısından kritik öneme sahiptir (Craig, 1989).

A.1 GERİLME TESTLERİ

Gerilme, bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvetlerin, cismin içinde eşit büyüklükte fakat zıt yönde kuvvetler oluşturmasıyla tanımlanır. Uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak üç tip gerilme ortaya çıkar: çekme, sıkıştırma ve kesme (Craig, 1989; Çalikkocaoğlu, 2000).

¹ Arş. Gör., Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID : 0009-0006-9133-4322

² Doç. Dr., Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID : 0000-0000-0000-0000

A.1.1 Çekme Gerilmesi Testi

Çekme, bir cismin aynı eksen üzerinde iki zıt kuvvetle ayrılmaya çalışılması sonucunda oluşur. Bu kuvvete karşı gösterilen direnç, yani kopmadan önceki dayanıklılık, çekme dayanımı olarak adlandırılır (Wang, 2003). Kopma gerçekleşmeden önce meydana gelen boyca uzama ise “uzama miktarı” olarak ifade edilir. Özellikle metaller ve alaşımlar için bu test kritik öneme sahiptir çünkü malzemenin sünekliğini ortaya koyar.

Süneklik, bir malzemenin çekme gerilmesi altında kopma gerçekleşmeden önce plastik deformasyonu sürdürebilme kapasitesini ifade eder ve alaşımın işlenebilirlik derecesini ortaya koyar (Wang, 2003).

A.1.1.1. Makro Çekme Gerilmesi Testi

Makro ölçekte çekme testlerinde, uygulanan kuvvet makaslama testine kıyasla daha homojen dağıldığından test sonuçları daha güvenilir olur (Van, 1989). Ancak bağlanma yüzeyinin yükleme eksenine tam dik olmaması durumunda örneklerde bükülmeler meydana gelebilir (Kelly, 2012). Bu nedenle, cihazın dış yüzeyi ile adeziv materyal arasındaki hizalanmasının hassas biçimde korunması gerekir. Çekme testleri, makaslama testlerine göre daha fazla dikkat ve titizlik gerektirir (Elmas, 2021).

A.1.1.2. Mikro Çekme Gerilmesi Testi

Mikro çekme testleri, küçük yüzey alanlarına sahip örneklerin bağlanma kuvvetini ölçmek için geliştirilmiştir. Bu yöntemin avantajı, gerilimin çoğunun bağlanma kuvvetinden kaynaklanmasıdır (Elmas, 2021). Mikro ölçekte yapılan testler, makro testlere kıyasla genellikle daha yüksek değerler verir çünkü mikro yapılar daha küçük çatlaklara sahiptir (Sociedade, 2005). Mikro gerilim testlerinde en yaygın kullanılan şekil, literatürde "kum saati" formu olarak belirtilmiştir (Van, 1989).

Bu testte örneklerin hazırlanması oldukça zor, hassas ve zaman alıcıdır. Örneklerin hazırlanma sürecinde gereken hassasiyet sağlanmazsa, kesim sırasında oluşabilecek mikro çatlaklar kullanılamaz hale gelmesine ya da bağlanma dayanımının daha düşük ölçülmesine neden olabilir (Kelly, 2012). Mikro gerilim testlerinin avantajları arasında, daha küçük alanların test edilmesini mümkün kılması, daha az koheziv başarısızlık riski taşıması, tek bir dış için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi ve değişkenlerin analiz edilebilmesi yer almaktadır (Rekow, 2013; Çalikkocaoğlu, 2000). Ancak bu yöntemin bazı dezavantajları da bulunmaktadır; örneklerin kolayca dehidrate olması, hasara yatkınlık göstermesi, yoğun emek gerektirmesi ve yüksek düzeyde

mekanik gereksinim duyması, bu dezavantajlar arasında sayılabilir (Wang, 2003).

A.1.2. Kesme (Makaslama) Gerilmesi Testi

Makaslama gerilmesi, farklı düzlemlerde zıt yönlerde etki eden paralel kuvvetlerin bir cismi kaydırmaya zorlamasıyla ortaya çıkar. (Küçükkurt, 2019). Bu testler, çekme testleriyle birlikte bağlantı dayanımını değerlendirmek için kullanılır. Restorasyonların ağız içindeki gerilme koşullarını taklit ederek kullanılan materyalin direnç özellikleri hakkında bilgi sağlar.

Makaslama testlerinde, bağlantı dış dokusunun paralel kuvvet yardımıyla bozulması incelenirken; çekme testlerinde 90° açıyla uygulanan kuvvetin etkisi değerlendirilir. Böylece, farklı yüklenme tipleri altında materyalin davranışı karşılaştırılabilir. (Sociedade, 2005).

A.1.2.1. Makro Makaslama Testi

Makro makaslama testlerinde, uygun boyutlarda hazırlanan örnekler test cihazına yerleştirilir. Kuvvet, bağlanma yüzeyine bıçak benzeri bir aparat yardımıyla sabit hızla uygulanır (Sano, 1994). Kopma gerçekleştiğinde kaydedilen maksimum kuvvet, yüzey alanına bölünerek bağlanma dayanımı hesaplanır. (Burrow, 1996 ; Elmas, 2021; Van, 1989; Kelly, 2012)

A.1.2.2. Mikro Makaslama Testi

Son yıllarda yaygınlaşan bu yöntemde, tek bir diştten elde edilen çok sayıda küçük örnek test edilir. Daha küçük örneklerin büyük kusurlar barındırma ihtimali düşük olduğundan, genellikle daha yüksek dayanım değerleri elde edilir (Phrukkanon, 1998).

Mikro makaslama testleri, 1 mm²'den daha küçük alanlarda yapılan ölçümlerle bağlanma dayanımını ortaya koyar (Shimada, 2005). Bu yöntemle, düzensiz yüzeyler de test edilebilir ve örnekler sonradan elektron mikroskoplarıyla incelenebilir (Yoshiyama, 1996 ; Armstrong, 2010; Sano, 1994; Burrow, 1996; Elmas, 2021).

A.1.3. Sıkıştırma Gerilmesi Testi

Sıkıştırma gerilmesi, aynı doğrultuda fakat zıt yönlü kuvvetlerin bir cismi sıkıştırmasıyla oluşur. Çiğneme sırasında sık görülen bu kuvvet türü, özellikle kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Porselen, amalgam ve siman gibi çekme dayanımı düşük materyallerde sıkıştırma testleri sıkça kullanılır. (Küçükkurt, 2019).

Kırılğan materyaller, sıkıştırma kuvvetlerine kıyasla çekme gerilmelerine daha az dayanıklıdır. Bu nedenle, kırılğan materyallerde çekme mukavemeti, çoğu

durumda daha anlamlı bir parametre kabul edilmektedir. Çekme mukavemeti genellikle çapsal gerilme testleriyle belirlenirken (Braga, 2005), son dönemlerde biaksiyal bükülme testleri de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (ISO, 2013).

A.2. BÜKÜLME DAYANIMI TESTLERİ

Bükülme dayanımı, iki uçtan desteklenen bir çubuğun ortasından yüklenmesi sırasında ortaya çıkan eğilme kuvvetlerine karşı malzemenin gösterdiği direnci tanımlayan mekanik bir özelliktir. Bu özellik, restoratif materyallerin ağız içindeki çiğneme kuvvetleri gibi karmaşık streslere karşı ne ölçüde dayanıklı olduğunu ortaya koyar. Dayanımı yüksek olan materyaller, kırılma riskine karşı daha güvenli kabul edilmektedir (Craig, 1989).

Dental materyallerin bükülme dayanımını belirlemek için farklı test yöntemleri kullanılır. **Tek eksenli bükme testleri** üç nokta ve dört nokta yükleme yöntemlerini kapsar. **İki eksenli bükme testleri** ise “halka üzerinde halka”, “halka üzerine top” ve “üç top–bir piston” gibi düzeneklerle gerçekleştirilir (Kelly, 1999). Seramik gibi kırılgan ve düşük süneklik (duktilite) gösteren materyaller, kopmadan önce çok az plastik deformasyona uğrar. Bu nedenle, seramiklerin mekanik özelliklerini belirlemek için gerilme testleri yerine bükülme testleri tercih edilir. Gerilme testleri ise genellikle metallerin değerlendirilmesinde kullanılır.

A.2.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri

A.2.1.1. Üç Nokta Yükleme Testi

Üç nokta yükleme testi, dental materyallerin mekanik dayanıklılığını incelemek için en sık başvurulmuş yöntemlerden biridir. Bu testte prizmatik şekilli numune, aralarında 20 mm mesafe bulunan iki destek üzerine yerleştirilir ve ortasına tek bir kuvvet uygulanır (Ersu, 2007).

Numune kırılıncaya kadar yük artarak devam eder ve kırılma anındaki maksimum kuvvet değeri kaydedilir. Bu değer, numunenin ölçülerine göre hesaplanarak megapascal (MPa) cinsinden bükülme dayanımı olarak ifade edilir (Dinçkal Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

A.2.1.2. Dört Nokta Yükleme Testi

Bu yöntemde örnek yine iki destek üzerine yerleştirilir, fakat kuvvet tek bir noktadan değil, birbirine paralel iki noktadan eşit olarak uygulanır (Della Bona, Anusavice, & Mecholsky, 2003). Böylece gerilim daha geniş bir alana dağılır ve materyalin davranışı daha gerçekçi şekilde yansıtılır. Çift tabakalı porselenler veya metal–seramik restorasyonların değerlendirilmesinde tercih edilen bu

yöntem, üç nokta testine kıyasla daha düşük fakat daha güvenilir sonuçlar vermektedir (Dinçkal Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

Kuvvetin uygulandığı iki nokta arasındaki mesafe, destekler arasındaki toplam mesafenin dörtte biri kadar olacak şekilde ayarlanır. Dört nokta yükleme testleri ile elde edilen dayanıklılık değerleri, üç nokta testlerinden elde edilen değerlerden genellikle %30–40 daha düşüktür (Zeng, Oden, & Rowcliffe, 1996).

A.2.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri

İki eksenli bükme deneyleri, özellikle kırılğan dental materyallerin mekanik özelliklerini incelemek için güvenilir bir yöntemdir. Bu testlerde, disk formundaki numuneler farklı noktalardan eş zamanlı kuvvet uygulanarak denir (Kansal, Rani, Kumar, Kumar, & Issar, 2018). Kuvvetin yüzeye homojen biçimde dağılması, kenar bölgelerde oluşabilecek kusurların etkisini azaltır ve ölçüm değerlerini daha güvenilir kılar. Bu nedenle, özellikle cam esaslı seramiklerin kırılma direncini değerlendirmede yaygın olarak kullanılmaktadır (Dinçkal Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

Halka üzerinde halka testi, genellikle cam materyallerin dayanıklılığını test etmek için kullanılırken, halka üzerinde top testi, seramik kronlar, tabakalama porselenleri ve iki tabakalı disklerin bükme dayanıklılığını ölçmek için uygulanmaktadır (Devatha, Lakshmi, Kumar, Erukala, Valluri, & Ealla, 2019).

A.3. SERTLİK TESTLERİ

Bir restoratif materyal üzerine yük uygulandığında, aşırı deformasyonun önlenmesi için materyalin mümkün olduğunca sert ve katı olması gerekmektedir. Sürekli uygulanan kuvvetler, yapısal değişikliklere yol açar. Başlangıçta bu deformasyon, tamamen geri dönebilir (elastik gerilme) (Ersoy, Özel, & Gökçe, 2007). Ancak, kuvvetin devamlı artmasıyla geri dönüşümsüz bir gerilme (plastik gerilme) oluşur ve kalıcı deformasyon meydana gelir (Taşveren, 2005). Plastik deformasyonun başladığı nokta, elastik limit olarak bilinir. Plastik gerilme daha da devam ederse, kırılma ve kopmalar meydana gelebilir (Türköz & Kansu, 1994; Roberson, Heymann, & Swift, 2011).

Klinik koşullarda restorasyon, fonksiyon sırasında döngüsel, kritik sınırın altındaki yüklere maruz kalır. Bu döngülerin her biri tek başına yıkıma neden olmaz fakat zamanla restorasyon yüzeyinde büyüyen çatlaklar oluşturarak marjinal bozulmaya ve restorasyonun kaybına neden olur (Roberson, Heymann, & Swift, 2011).

Bir sertlik testi genel olarak aşağıdaki prosedüre göre uygulanır. Standart bir kuvvet ya da ağırlık, penetre edilen noktanın ucuna uygulanır. Simetrik şekilli uca uygulanan kuvvet, materyalde bir girinti oluşmasına neden olur ve bu

girintinin derinliği, genişliği veya boyutları mikroskopla ölçölür (Ersoy, Özel, & Gökçe, 2007). Oluşan girintinin ölçümü, sertlik değerini belirler. Standart bir uca sabit bir kuvvet uygulandığında, girintinin boyutları, test edilen materyalin penetrasyon direnci ile ters orantılıdır (Taşveren, 2005). Bu, daha düşük kuvvetlerin daha yumuşak materyallere uygulanması gerektiği anlamına gelir (Türköz & Kansu, 1994; Roberson, Heymann, & Swift, 2011).

Sertlik, diş restorasyonlarının yüzey dayanıklılığını ve aşınmaya karşı direncini gösteren önemli bir parametredir. Sertlik testleri, yüzey pürüzlülüğüyle de yakından ilişkilidir çünkü daha sert materyaller genellikle daha pürüzsüz yüzeyler oluşturur. Sertlik testleri, American Dental Association (ADA) tarafından geliştirilen dental materyaller için çok sayıda spesifikasyon ve International Organization for Standardization (ISO) tarafından desteklenen standartlar bulunmaktadır. Birkaç çeşit yüzey sertliği testi vardır. Çoğu, malzeme yüzeyinin, belirli bir yük altında elmas uç veya çelik bilye tarafından kuvvet uygulanmasına dayanır (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Dental materyallerin sertliğini belirlemede en sık kullanılan testler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop isimleriyle bilinmektedir. Test seğımi, ölçülen malzemeye göre belirlenmelidir (Thompson & Luo, 2014). Sertlik testi seğımi, materyalin yüzeyine ve yüzey geometrisine bağlıdır. Genel olarak, Knoop sertlik testleri sert, kırılđan ve ince örnekler için uygun iken, Vickers sertlik test cihazı her türlü malzeme için kullanılabilir (Hosford, 2010). Vickers mikrosertlik testi, yüzey özelliklerinden daha az etkilenir ancak ölçüm hatalarına karşı daha hassastır (Thompson & Luo, 2014; Souder & Paffenbarger, 1942).

Mikro sertlik testlerinde genellikle Knoop ve Vickers yöntemleri tercih edilirken, makro sertlik değerlendirmelerinde Brinell, Rockwell ve yine Vickers yöntemleri kullanılmaktadır (Dinçkal Yanıkoğu & Sakarya, 2020).

A.3.1. Brinell Sertlik Testi:

Brinell sertlik testi, diş hekimliğinde kullanılan metaller ve alaşımlar gibi çeşitli malzemelerin mekanik özelliklerini değerlendirmede kullanılan en eski yöntemlerden biridir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Bu test, 1.6 mm çapında çelik veya tungsten karbid bir bilyenin 123 N'luk bir kuvvetle 30 saniye boyunca malzeme yüzeyine uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Uygulama sonrası bilyenin malzeme üzerinde oluşturduğu çentigin çapı ölçölerek sertlik değeri hesaplanır. Elde edilen sonuç, Brinell Sertlik Numarası olarak adlandırılır ve HB, BHN veya HBW kısaltmalarıyla ifade edilir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012).

Testin temel mantığı, çentik çapının malzeme sertliğiyle ters orantılı olmasıdır; çentik ne kadar küçükse, HB değeri o kadar düşük ve malzeme o kadar serttir. Ancak Brinell sertlik testi, nispeten büyük bir çentik oluşturması nedeniyle

daha çok ortalama sertlik değerlerini belirlemede kullanılır. Bu durum, yöntemi küçük ve daha lokalize sertlik değerlerini ölçmede daha az uygun hale getirir (Sakaguchi & Powers, 2012).

Brinell sertlik testi, geniş bir ölçüm alanına sahip olması ve nispeten kolay uygulanabilirliği nedeniyle diş hekimliğinde yaygın bir tercih olsa da yerel varyasyonların tespit edilmesindeki sınırlamaları nedeniyle bazı durumlarda tamamlayıcı yöntemlerle desteklenebilir (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012).

A.3.2. Rockwell Sertlik Testi:

Rockwell sertlik testi, özellikle viskoelastik materyallerin sertlik değerini ölçmek için kullanılır. Bu testte, uç olarak çelik koni veya küre kullanılır. Diğer testlerden farklı olarak, materyal üzerindeki izin çapı yerine derinliği ölçülür (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Görece yumuşak materyallerin sertlik ölçümünde genellikle bilye uç tercih edilirken, daha sert yapıllı materyallerde konik uçlar kullanılmaktadır. Burada kullanılan materyalin yüzeyini düzleştirmeye gerek yoktur. Test, kısa sürede birçok ölçüm yapılmasına olanak tanır ancak hassasiyeti diğer testlere kıyasla daha düşüktür. Rockwell sertlik testi, diş hekimliğinde genellikle 30 kg ağırlık ve 12,7 mm çaplı bir küre ile yapılır.

Testin başlangıcında, materyale 3 kg'lık bir ön ağırlık uygulanır, ardından 10 dakika boyunca 30 kg'lık asıl ağırlık uygulanarak materyaldeki derinlik ölçülür. Süre bitiminde, asıl ağırlık kaldırılıp sadece ön ağırlık bırakılır ve derinlik tekrar ölçülür. Materyaldeki iyileşme yüzdesi, asıl ağırlığın ve ön ağırlığın uyguladığı derinliklerin farkı ile hesaplanır.

$$\frac{A - B}{A} \times 100$$

A: Asıl ağırlığın 10 dakika süreyle materyalde oluşturduğu derinlik

B: Asıl ağırlık kaldırıldıktan sonra, sadece ön ağırlıkla oluşan derinlik

Rockwell testinin avantajları arasında sertlik değerinin doğrudan ölçülmesi ve viskoelastik materyaller için uygunluğu bulunur. Ancak ne Brinell testi ne de Rockwell testi kırılğan malzemeler için uygun değildir (Anusavice et al., 2012). Rockwell testinde ön ağırlığa ihtiyaç duyulması, uzun zaman alması ve asıl ağırlık kaldırıldıktan sonra izin kaybolması dezavantajları arasında yer alır (Armstrong et al., 2010; Sakaguchi & Powers, 2012; Souder & Paffenbarger, 1942).

A.3.3. Vickers Sertlik Testi:

Vickers sertlik testi, malzemenin plastik deformasyona karşı direncini tahribata neden olmadan ölçmek için yaygın olarak kullanılan uygun bir yöntemdir (Walden, Evans, & Mulville, 2017). Bu test, Brinell testindeki sertlik prensibine benzer şekilde çalışır, ancak çelik bilye yerine kare tabanlı bir piramit uç kullanılır. Oluşan çentik şekli yuvarlak yerine kare olsa da, Vickers Sertlik Numarası (HV veya VHN olarak kısaltılır) hesaplama yöntemi, yükün çentiğin öngörülen alanına bölünmesi bakımından Brinell Sertlik Numarası (BHN) ile aynıdır. Çentiğin köşegen uzunlukları ölçülerek ortalaması alınır.

Vickers testi, dental döküm altın alaşımları için standart sertlik testi olarak kullanılmıştır. Test aynı zamanda kırılğan malzemelerin sertliğini belirlemek için uygundur ve bu nedenle diş yapısı ile diğer döküm dental alaşımların sertliğini ölçmek amacıyla da tercih edilmiştir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Ayrıca, akrilik rezinlerin ve kompozitlerin yüzey sertliğini ve polimerizasyon derecelerini değerlendirmek amacıyla da kullanılabilir (Poskus, Placido, & Cardoso, 2004; Von Beetzen, Li, Nicander, & Sundström, 1993).

A.3.4. Knoop Sertlik Testi:

Knoop sertlik testi, geometrik olarak kesilmiş elmas bir uç kullanılarak gerçekleştirilen bir mikrosertlik testidir (Poskus, Placido, & Cardoso, 2004). Bu yöntemde oluşturulan çentik, eşkenar dörtgen şeklindedir ve en uzun köşegenin uzunluğu ölçülerek sertlik hesaplanır (Diaz-Arnold, Dunne, & Jones, 1999). Sertlik değeri, uygulanan kuvvetin çentik yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir ve Knoop Sertlik Numarası (HK veya KHN) olarak ifade edilir.

Testin önemli bir avantajı, kullanılan elmas ucun şekli nedeniyle, uygulanan kuvvet sonucu oluşan çentiğin yalnızca kısa köşegeninde elastik deformasyon meydana gelmesidir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Bu durum, ölçülen sertlik değerinin malzemenin sünebilirliğinden neredeyse bağımsız olmasını sağlar. Ayrıca, Knoop testinde uygulanan kuvvet 0.1 kgf ile 1 kgf arasında değiştirilebilir, bu da yöntemi hem çok sert hem de çok yumuşak malzemelerin sertlik ölçümleri için uygun hale getirir. Bu sayede diş minesi gibi sert yapılar, altın, porselen ve diğer restoratif materyallerle karşılaştırılabilir.

Knoop sertlik testinin avantajı, çok geniş bir materyal yelpazesinde uygulanabilmesidir, çünkü düşük kuvvetlerle bile hassas mikrogirintiler elde edilebilir (Armstrong, Geraldini, Maia, Raposo, Soares, & Yamagawa, 2010). Ancak, bu testin dezavantajı, parlak ve düz yüzeylere ihtiyaç duyması ve test süresinin diğer yöntemlere kıyasla daha uzun olmasıdır (Sakaguchi & Powers, 2012).

Knoop ve Vickers testleri, Brinell ve Rockwell gibi makrosertlik testlerinden farklı olarak mikrosertlik testleri kategorisine girer. Her iki testte de 9.8 N'den daha az kuvvetler kullanılır ve oluşturulan çentikler küçük olup derinliği genellikle 19 µm'yi geçmez (ASTM C1421-01b, 2007). Bu nedenle, ince malzemelerin küçük alanlarında sertlik ölçümleri yapılabilir. Buna karşılık, Brinell ve Rockwell testleri, daha geniş alanlarda ortalama sertlik değerleri belirlemek için uygundur.

Knoop sertlik testi, yüksek hassasiyeti ve süneklikten bağımsız ölçüm avantajıyla özellikle ince ve hassas dental materyallerin değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar.

A.3.5. Shore Sertlik Testleri

Yumuşak materyallerin sertlik ölçümünde kullanılan yöntemler, metal ya da polimerlerin sertlik testlerinden farklıdır; çünkü elastik yapıli materyallerde yük kaldırıldığında oluşan deformasyon ortadan kalkar. Bu nedenle Shore sertlik testleri, özellikle kauçuk ve yumuşak plastiklerin değerlendirilmesinde tercih edilmektedir (Jepson, McCabe, & Storer, 1993). Elde edilen değerler 0 ile 100 arasında değişir: 100 değeri, cihazın yüzeye hiç nüfuz etmediğini ve malzemenin oldukça sert olduğunu; 0 değeri ise tam penetrasyon gerçekleştiğini ve malzemenin son derece yumuşak olduğunu ifade eder.

A.4. YORULMA TESTLERİ

Yorulma, bir malzemenin sürekli veya tekrarlayan yükler altında zamanla hasar görmesiyle ortaya çıkan bir olgudur. Bu testler, materyalin kırılmadan önce dayanabildiği tekrar eden stres döngülerinin sayısını belirleyerek yorulma direncini ortaya koyar (ASTM C1421-01b, 2007). Sürecin başlangıcında genellikle mikroskobik düzeyde çatlaklar meydana gelir; bu çatlaklar ilerledikçe büyür ve sonunda malzemenin kırılmasıyla sonuçlanır.

B. YÜZEY ANALİZ TESTLERİ

B.1. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin uzun ömürlü ve dayanıklı olması, klinik performansı doğrudan etkiler ve tedavinin başarısını belirler (Carrillo-Marcos, Salazar-Correa, Castro-Ramirez, et al., 2022). Bu materyallerin yüzey özellikleri, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık, aşınma direnci ve biyolojik uyumluluk açısından büyük önem taşır. Örneğin, bir dolgu veya kron materyali, çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlere direnç göstermeli ve renk değişimlerine karşı stabil kalmalıdır (Oral, 2022).

Diş hekimliğinde yüzey işlemleri, materyallerin biyomekanik özelliklerini iyileştirmek, estetik kalitesini artırmak ve biyolojik uyumluluğunu sağlamak için yapılır. Polisaj ve bitirme işlemleri ile elde edilen pürüzsüz yüzeyler, restorasyonların hem işlevselliğini hem de görünümünü iyileştirir. Ayrıca, bu işlemler sayesinde materyallerin ağız ortamındaki dirençleri artar, kırılganlıkları azalır ve biyomekanik özellikleri desteklenmiş olur.

Yüzey pürüzlülüğünün klinik etkilerini anlamak için şu ana başlıklar altında ele alınabilir:

Estetik Etkiler: Diş restorasyonlarının doğal dişlere benzer bir şekilde ışık yansıtması gerekmektedir. Pürüzlü yüzeyler ışık yansımalarını bozar ve doğal görünüme zarar verir. Bu durum, estetik kaygıları olan hastalar için büyük bir sorun oluşturabilir.

Biyolojik Etkiler: Yüzey pürüzlülüğü, plak birikimini artırabilir. Pürüzlü yüzeyler bakterilerin tutunmasına daha uygun bir ortam sağlar, bu da zamanla dişeti iltihaplarına ve çürük oluşumlarına yol açabilir. Yüzey pürüzlülüğü ne kadar düşükse, restorasyonun biyolojik uyumluluğu o kadar yüksek olur.

Mekanik Etkiler: Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonların aşınma direncini doğrudan etkiler. Pürüzlü yüzeyler, karşıt dişlerde daha fazla aşınmaya yol açabilir ve restorasyonun dayanıklılığını düşürebilir.

Yüzey Pürüzlülüğünü Etkileyen Faktörler

Diş seramiklerinin yüzey pürüzlülüğü, birkaç faktöre bağlı olarak değişebilir. Bu faktörler içsel ve dışsal olarak ikiye ayrılabilir:

- **İçsel Faktörler:**

- **Materyalin Kimyasal Bileşimi:** Seramik materyallerin içerdiği dolgular, monomer oranları ve partikül boyutları, yüzey pürüzlülüğünü etkileyen faktörlerdir. Örneğin, nanohibrit ve nano dolgulu kompozitlerin, mikro dolgulu kompozitlere kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler oluşturması beklenir (Yadav, Jindal, & Mathur, 2016). Yüzey pürüzlülüğüne etki ile ilgili yapılan çalışmalarda kompozit tipinin etkisi konusunda tartışmalar vardır. Örneğin bir çalışmada, parçacık boyutundaki önemli bir farkın yüzey pürüzlülüğünü etkilemediğini öne sürülmüştür. (Gönülol & Yılmaz, 2012).

Gönülol ve Yılmaz'a (2012) göre, daha küçük doldurucu boyutlarına sahip rezin kompozitler düşük yüzey pürüzlülüğü sergileyebilir. Başka bir çalışmada ise, hibrit ve mikrohhibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerinin nanohibrit kompozitlere benzer olduğu bulunmuştur.

Buna karşın, Avşar ve arkadaşlarının (2015) çalışmasında nano dolgulu kompozit rezinlerin, nanohibrit kompozit rezinlere göre daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu görülmüştür. Bu çelişkili sonuçlar, incelenen restoratif materyallerdeki farklılıklar (doldurucu boyutu/tipi) ve yüzey pürüzlülük ölçüm yöntemleri ile açıklanabilir (Babina, Polyakova, Sokhova, Doroshina, Arakelyan, & Novozhilova, 2020).

Polimerizasyon Prosedürü: Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oksijen inhibisyon tabakası oluşabilir. Bu tabaka, yüzey pürüzlülüğünü artırabilir ve restorasyonun mekanik özelliklerini zayıflatabilir (Ölmez & Kisbet, 2013).

Rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü sadece içsel faktörlere değil bitirme ve cilalama prosedürleri gibi dış faktörlere de bağlıdır. Restoratif materyallerin yüzey mikro morfolojisinin, kullanılan bitirme ve cilalama sisteminden etkilendiği de gösterilmiştir (Gönülol & Yılmaz, 2012; Ölmez & Kisbet, 2013).

Kompozitin polimerizasyonu sırasında oluşan serbest radikallerin havadaki oksijen ile birleşmesi sonucu restorasyon yüzeyinde toksik, mekanik kuvvetlere dirençsiz, düzensiz ve yapışkan bir tabaka oluşmaktadır. Bu tabakaya “oksijen inhibisyon tabakası” denir. Polimerizasyonunu tamamlamış kompozit restorasyonların yüzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakası, kompozit restorasyonların yüzey özelliklerini bozduğu için kaldırılması gerekmekte ve bu amaçla da bitirme ve polisaj işlemlerine tabi tutulmalıdırlar (Hoorizad & Tabatabaei, 2017).

Oluşan bu oksijen inhibisyon tabakasını elimine etmek ve sonradan lekelenmeleri, plak varlığını, tekrarlayan bozulmaları vb. önlemek için bazı bitirme ve cilalama tekniklerini uygulamayı gerekli kılar (Ölmez & Kisbet, 2013). Çok sayıda çalışma, farklı bitirme ve cilalama prosedürlerinin rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini araştırmıştır (Ferraris & Conti, 2014).

Dışsal Faktörler:

- **Bitirme ve Polisaj Sistemleri:** Bitirme ve polisaj tekniklerinin seçimi, yüzeyin pürüzlülüğünü doğrudan etkiler. Modern polisaj sistemleri, özellikle zirkonya ve lityum disilikat gibi sert materyallerin yüzeylerini pürüzsüzleştirmede etkili olmaktadır (Kulvarangkun, Panyayong, & Pumpaluk, 2022; Kurt & Turhan Bal, 2017).

- **Yaşlandırma Prosedürleri:** Restorasyonların, ağız ortamını taklit eden yapay yaşlandırma prosedürlerine tabi tutulması, yüzey pürüzlülüğünü artırabilir. Ancak bazı çalışmalarda, yaşlanmanın yüzey

pürüzlülüğü üzerindeki etkisi gözle görülür şekilde belirgin olmamıştır (Kurt & Turhan Bal, 2017).

Günümüzdeki kompozit malzemeler ve modern bitirme-cilalama sistemlerinin ilerlemesiyle, farklı cilalama yöntemlerinin yüzey kalitesine etkisinin düzenli olarak incelenmesi gereklidir. Restorasyonlara uygulanan bitirme ve cilalama işlemlerinin temel amacı, restorasyona uygun bir form, doğru oklüzyon ve pürüzsüz bir yüzey elde etmektir.

Küçükeşmen ve arkadaşları (2010), bitirme ve polisaj işlemleri sonrası elde edilen düzgün ve parlak restorasyon yüzeylerinde, zaman içerisinde meydana gelen yaşlanmaya bağlı yüzey pürüzlülüğünün azaldığını vurgulamışlardır.

Porselen restorasyonlarda, simantasyon öncesinde kenar uyumlamaları, estetik düzenlemeler, oklüzal ve kontur uyumlamaları yaygın olarak uygulanan klinik işlemlerdir. Restorasyonun başarılı bir şekilde klinik kullanımı için yüzey pürüzlülüğünü en aza indirmek önemlidir. Bu doğrultuda, simantasyondan önce yapılan düzenlemelerde bitirme aşamasını takiben uygulanan glaze işlemi, simantasyondan sonra ise ağız içi cilalama işlemleri büyük önem taşır (Thammajarak, Buranadham, Thanatvarakorn, Ferrari, & Guazzato, 2019).

Yılmaz ve arkadaşları, porselen yüzeylerde en pürüzsüz sonuçların sırasıyla overglaze, otoolaze ve manuel polisaj ile elde edildiğini, manuel polisaj sonrası yüzeylerin ise en pürüzlü olduğunu belirtmişlerdir (Çökük, 2009).

Çalışmalar, polisaj işlemi uygulanmış monolitik zirkonyanın, glaze işlemi uygulanmış monolitik zirkonyaya kıyasla karşıt dişlerde daha az aşındırıcı etki oluşturduğunu göstermiştir (Janyavula, Lawson, Cakir, Beck, Ramp, & Burgess, 2013). Sasahara ve arkadaşları (2006), düşük lösit içerikli dental seramiklerin, yüksek lösit içerikli seramiklere kıyasla önce kauçuk/disk, ardından elmas pastalar ile cilalandığında daha düşük pürüzlülük değerleri sergilediğini ve farklı seramik türlerinin farklı polisaj teknikleri gerektirdiğini belirtmiştir.

Klinik etkiler dışında da günlük hayatta tüketilen asitli yiyecek ve içecekler, doğal dişlerin yanı sıra dental protezlerde de tahribat oluşturabilir. Dental porselenlerde meydana gelen degradasyon, bu materyallerin sulu çözelti veya aşındırıcı maddelerle temas etmesi sonucu, cam fazında düşük stabiliteye sahip olan alkalın metal iyonlarının seçici olarak ayrışmasıyla gerçekleşir. Bu süreç, bir çözücünün eklenmesiyle bazı bileşenlerin ayrıştırılması (katı ya da sıvı karışımlardan birinin veya birkaçının çözeltiden ayrılması) şeklinde tanımlanır. Kimyasal stabilitedeki azalma, inorganik iyonların dental seramik yüzeyinden daha hızlı ayrışmasına yol açabilir. Ayrışan bu iyonlar, toksik etkiler oluşturma potansiyeline sahiptir. Örneğin, lityum cam seramiklerden serbest kalan lityum iyonları bu duruma örnek gösterilebilir. Çelakıl ve arkadaşları (2020), 168 saat

süreyle asidik maddelerde bekletildikten sonra inceledikleri tam porselenlerde (Vita VM 13 VITA Zahnfabrik, Germany; IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; ve IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) iyon öütlenmesi ve yüzey özelliklerinde değışiklikler olduğunu bildirmişlerdir.

Diş macunları ile ağız dokularına zarar vermeden azami bir temizlik sağlanabilse de, içeriğine bağılı olarak bir takım sorunlar oluşabilmektedir (Vicentini, Braga, & Sobral, 2007). Özellikle beyazlatma etkisi olan diş macunlarının içeriklerindeki aşındırıcı partiküller ya da enzimler ile ağızda bulunan diş dokusu ve restoratif materyallerin yüzeyinde değışiklik meydana getirdikleri literatürde belirtilmiştir (Özdoğan, Duymuş, İncesu, & Köseoğlu, 2019). Diş macunlarının aşındırma etkisi abraziv partiküllerin yapısına bağılı olarak farklılık göstermektedir. Aşındırma derecesi abraziv partiküllerin yapısının yanı sıra partikül şekli ve büyüklüğüne de bağılıdır.

Garza ve arkadaşları (2016), iki farklı tam seramik örneğe uyguladıkları 12 yıllık fırçalama işleminin, Empress (Ivoclar Vivadent) seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü etkilemediğini, e.max Press (Ivoclar Vivadent) seramiklerin pürüzlülüğünü ise artırdığını saptamışlardır. Özdoğan ve arkadaşları (2019) ise farklı kimyasal yapılara sahip diş macunlarının feldspatik porselenin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmalarında, bu yüzeylerin istatistiksel olarak anlamlı biçimde arttığını belirtmişlerdir.

Dişlerin renginin açılması, renklenmiş mine ve dentin dokularında bulunan organik pigmentlerin kimyasal ajanlar yardımıyla okside edilmesiyle sağlanır ve bu işleme “beyazlatma” denir. Vital beyazlatma teknikleri, klinikte uygulanan *power bleaching* yöntemi ile diş hekimlerinin kontrolünde evde uygulanan *nightguard vital bleaching* yöntemini kapsar (Özel, Özel, Attar, & Aksoy, 2007). Son yıllarda hidrojen peroksit ve karbamid peroksit, beyazlatıcı ajan olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Qasim, Ramakrishnaiah, Alkheriaf, & Zafar, 2016). Beyazlatma sırasında kullanılan ağartıcı maddelerin pH değerinin, restoratif materyallerde erozyon mekanizması ve oranı üzerinde etkili olabileceği belirtilmiştir. Ayrıca, bu maddelerin serbest radikalleri (H^+ , H_3O^+) seramik cam ağlarda çözünmeye neden olabilecek temas ve difüzyona yol açabilir (Ourique, Arrais, Cassoni, Ota-Tsuzuki, & Rodrigues, 2011).

Souza ve arkadaşlarının (2020) yaptığı deneysel çalışmada, kullanılan ağartma maddelerinin (%15 Karbamid Peroksit, pH=6.5; %38 Hidrojen Peroksit, pH=6.5), feldspatik porselenin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı tespit edilmiş ve bu bulguların önceki çalışmalarla uyumlu olduğu belirtilmiştir (Ban & Anusavice, 1990). Turker ve Biskin’in yüzey spektral analizi üzerine yaptıkları çalışmada, tüm ağartma maddeleri için hem feldspatik porselen hem de mikro dolgulu kompozit gruplarında SiO_2 içeriğinde azalma gözlemlenmiştir. Bu çalışmada,

aynı feldspatik porselene ait SiO_2 ve K_2O_2 içeriklerinde ağartma işlemi sonrasında sırasıyla %4.82 ve %1.89 oranında bir azalma olduğu rapor edilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü, protetik rehabilitasyonun klinik dayanıklılığı, optik performansı, karşıt dişlerdeki aşınma ve çatlak oluşumu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Dental seramiklerin ağız ortamındaki stabilitesi ise bu materyallerin polisaj kalitesi, kritik çatlakların yayılma direnci ve kimyasal kararlılığı ile doğrudan ilişkilidir. Bu özellikler, seramiklerin ağız içi koşullara karşı dayanıklılığını da güçlendirir. Seramik materyallerin uzun vadeli dayanıklılığı, tükürükteki suyun cam yapılarla etkileşimi sonucu oluşan çatlak ilerlemesi ve gerilme korozyonuna bağlıdır. Bu süreç, cam içeren sistemlerde çatlak yayılımını artırarak cam yapılarının ayrışmasına yol açabilir.

Çökük'ün (2009) yaptığı çalışmada, beş farklı metal desteksiz seramik sistemine [IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan / Liechtenstein), IPS Empress-II (Ivoclar-Vivadent, Schaan / Liechtenstein), In-Ceram (VITA Zahnfabrik Sackingen / Germany), Vita Mark II (VITA Zahnfabrik Sackingen / Germany) ve Finesse (Dentsply Ceramco, USA)] dört farklı yüzey bitim ve polisaj işlemi uygulanmış ve frez ile aşındırılan grupların en pürüzlü yüzeylere sahip olduğu bildirilmiştir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri ile yapılan restorasyonlarda yüzey inceleme değerlendirmeleri henüz kısıtlıdır. Şahin ve arkadaşlarının (2020) iki farklı CAD/CAM bloktan [Cerec bloc (Sirona, Bensheim, Germany) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany)] elde edilen 4 farklı bitim yüzeyin (Feldspatik, Feldspatik+glaze, Nano seramik+bond, Nano seramik+glaze) pürüzlülüğünü profilometre cihazı (Time TR100, Phynix GmbH & Co., Köln, Germany) kullanarak inceledikleri çalışmada, en yüksek pürüzlülük değerleri nanoseramik bloklardan elde edilen bonding işlemi uygulanmamış örneklerde ($1,073 \pm 0,014 \mu$) gözlenmiştir. En düşük pürüzlülük değerleri ise feldspatik bloklardan elde edilen, glaze uygulanan örneklerde bulunmuştur. Nanoseramiklerin yüzey pürüzlülüğünün yüksek çıkmasının sebebi, farklı tipte ve boyutta doldurucu içermesine bağlanmıştır. Feldspatik gruplarda örnekler glaze uygulanmasıyla elde edilen bu farklılığın nedeni olarak ise glazesiz yüzeylerde örnek hazırlarken kullanılan karbon separeden kopan partiküllerin yüzeye tutunması gösterilmiştir.

B.1.1. Yüzey Pürüzlülüğünü Ölçme Yöntemleri

Restoratif materyallerin *in-vitro* şartlarda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için taramalı elektron mikroskobu, kontakt profilometre, lazer temassız profilometre, optik profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu gibi çeşitli yöntemler kullanılabilir. Bu değerlendirme yöntemlerinden yalnızca birine

dayanmak, yeterli olmayabilir. Bir yöntemle elde edilen sonuçların, diğer bir yöntemle karşılaştırılması, daha güvenilir ve doğru bulgulara ulaşılmasını sağlayabilir. Bu yöntemler arasında taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) teknikler ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi kantitatif (sayısal) metotlar yer alır. Ayrıca, son yıllarda yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için yeni bir teknik olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) da kullanılmaya başlanmıştır.

B.1.1.1. Profilometreler

Mekanik (Kontak Uçlu) Profilometre

Kontak uçlu profilometre, yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için elmas uçlu bir kalemle tarama yapar. Uçlar genellikle 1.5 ile 2.5 μm çapında olup, Chisel tip uçları (0.25×0.25 μm) belirleyici darbeler için kullanılabilirken, konik uçlar mikro pürüzlülük ölçümleri için kullanılmaktadır (Eliades, Gioka, Eliades, & Makou, 2004). Cihaz, yüzeydeki düzensizliklere çapraz yönde hareket ederken titreşimleri büyütür ve bu verilerle pürüzlülük hesaplanır. İzleyici uç, yüzey üzerinde 0.05 ile 100 mg arasında bir basınç uygular (Çökük, 2009).

Cihazla elde edilebilen değerler; **Ra**, **Rz** ve **Rpm**'dir. Ra değeri yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü, Rz değeri ard arda gelen beş yüzeydeki en yüksek sivri uçların ortalamalarını, Rpm değeri ise ard arda gelen beş yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değeri sivri ve keskin kenarlı yüzeyleri gösterir. **Rpm/Rz oranı**, profil şekli hakkında önemli bilgiler verir. Bu oran 0,5 değerinin üzerinde ise keskin kenarlı profili, 0,5 değerinden daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir.

Optik Profilometreler:

Optik profilometreler, yüzeye temas etmeden ölçüm yapar ve genellikle lazer ışınları kullanarak yüzeydeki düzensizlikleri hassas bir şekilde belirler. Bu tür profilometreler, özellikle yüksek çözünürlük gerektiren diş seramiklerinde kullanılır (Filiz, Ertürk Avunduk, & Cengiz Yanardağ, 2023; Türel, 2015). Optik profilometreler, yüzey topografyasını 3D olarak gösterir ve yüzeyin doğal karakterini yansıtır. Ayrıca, mikroskobik düzeydeki pürüzlülükleri çok daha hassas bir şekilde ölçer (Türel, 2015).

Lazer Profilometreler:

Lazer profilometreler, yüzeye temas etmeden lazer ışınıyla ölçüm yapar ve mekanik profilometrelerin dezavantajlarını aşabilir (Xiaoqing et al., 2015). Bu yöntemde, 100 μm çapında bir ışık spotu kullanılarak yüzey topografyası lazer ışınının sapmasıyla belirlenir (Rodriguez, Curtis, & Bartlett, 2009). Dişin sert

dokularında yapılan taramalarda ise sonuçlar, renk ve şeffaflıktan etkilenebilir (de Groot, 1991).

B.1.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AKM), diş hekimliğinde son yıllarda oldukça popülerlik kazanmış bir yöntemdir (Türel, 2015). AKM, nanometre çözünürlüğünde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu, ayrıntılı topografik görüntülerini elde etme kapasitesine sahiptir. Bu teknikte, numuneler çok ince bir kol aracılığıyla taranır ve AKM, yüzeyle etkileşim halinde olan nokta ile yüzey arasındaki kuvvetleri kaydederek ölçüm yapar (Çelik, 2011).

AKM'nin en büyük avantajı, yalıtkan numunelerin özelliklerini bozmadan inceleme yapılabilmesidir. Ayrıca, bu mikroskop sıvı ortamda da çalışabildiğinden, biyolojik dokuların kendi doğal ortamlarında incelenmesini mümkün kılar. AKM'nin çözünürlük kapasitesi, moleküler ölçekte bile detaylı inceleme yapmaya olanak verir, ancak çözünürlük ile tarama boyutu (S) arasında bir denge kurulması gerekmektedir. Tarama boyutu, yüzeyin ölçülme alanıdır ve bu değer, elde edilebilecek çözünürlüğü doğrudan etkiler (Salerno, Giacomelli, Derchi, Patra, & Diaspro, 2010).

AKM, diş minesindeki erozyonun değerlendirilmesinde ve demineralizasyonun erken evrelerini ölçmek için de etkili bir araç olarak kullanılmıştır (Karan, Kırçelli, & Taşdelen, 2010). Ayrıca, kompozit rezin sonrası mine yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için de uygundur.

B.1.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), dünya çapında çeşitli bilimsel alanlarda yaygın olarak kullanılan bir tekniktir ve nanometreden mikrometreye kadar olan ölçekte organik ve inorganik malzemelerin analizinde oldukça etkilidir (Salerno, Giacomelli, Derchi, Patra, & Diaspro, 2010). SEM, 300.000x ile 1.000.000x arasında yüksek büyütme kapasitesine sahip olup, yüksek enerjili elektronlar üreten bir kaynak, elektromanyetik mercekle, tarama bobinleri, elektron detektörü, numune odası ve görüntüleme ekranı gibi bileşenlerden oluşur (Karan, Kırçelli, & Taşdelen, 2010).

SEM, yüzeydeki çizik ve defektleri incelemek için sıkça kullanılır, ancak üç boyutlu yüzey görüntüleme yapamaması, vakum ortamına ihtiyaç duyması ve örneklerin özel işlemlerden (örneğin, altın-palladyum ile kaplama) geçirilmesi gibi bazı sınırlamalara sahiptir. SEM'nin üstün özelliklerinden biri, odak derinliği ve ayırım gücü bakımından diğer mikroskoplara göre büyük avantaj sağlamasıdır. Görüntüleme ve analiz yetenekleri sayesinde mikroskobik ölçekte detaylı veriler

toplanabilir. Ayrıca, bilgisayar ve mikro işlemcilerin mikroskopla entegre edilmesi, veri toplama ve analiz işlemlerini hızlandırarak zaman kazandırır.

Bansal ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 30 insan üst-çene kesici dişi kullanılarak yapılan restorasyonlar, farklı polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirmek için SEM ve profilometre ile incelenmiştir. Çalışma, Sof-Lex polisaj sisteminin en düşük yüzey pürüzlülük değerlerini sağladığını, Shofu polisaj sisteminin ise en yüksek pürüzlülük değerlerine yol açtığını bulmuştur. Araştırmacılar, Sof-Lex sisteminin daha esnek yapısı ve düzlemsel hareketler sırasında konturlara daha iyi uyum sağlamasının, yüzeyde daha pürüzsüz bir sonuç elde edilmesine olanak tanıdığını belirtmişlerdir (Çökük, 2009).

KAYNAKÇA

- Wilson, N. H. F. (1990). The evaluation of materials: Relationships between laboratory investigations and clinical studies. *Operative Dentistry*, 15(3), 149–155.
- Rekow, E. D., Bayne, S. C., Carvalho, R. M., & Steele, J. G. (2013). What constitutes an ideal dental restorative material? *Advances in Dental Research*, 25(1), 18–23. <https://doi.org/10.1177/0022034513502206>
- Bayne, S. C. (2007). Dental restorations for oral rehabilitation – Testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(12), 921–932. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01812.x>
- Wang, L., D’Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572003000300002>
- Craig, R. G. (1989). *Restorative dental materials* (8th ed.). St. Louis: Mosby.
- Çalikkocaoğlu, S. (2000). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (metal olmayan maddeler)*. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- Küçük Kurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701–710.
- Xiaoqing, X., et al. (2015). Improvement of the adhesive strength between silicone-based soft liner and thermocycled denture base with plasma treatment. *Journal of Oral Health and Dentistry*, 5(12). <https://doi.org/10.4172/2161-1122.1000351>
- Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C., & Cardew, G. A. (1989). Critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*, 17(2), 61–67.
- Kelly, J. R., Benetti, P., Rungruangnunt, P., & Bona, A. D. (2012). The slippery slope: Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*, 28(1), 41–51.
- Elmas, S., Başaran, E., & İzgi, A. (2021). Bonding strength test methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283–288.
- Cardoso, P. E., Braga, R. R., & Carrilho, M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6), 394–398. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(99\)00012-3](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(99)00012-3)
- Samsfi, S., & Van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(1), 57–67.

- Thammajaruk, P., Buranadham, S., Thanatvarakorn, O., Ferrari, M., & Guazzato, M. (2019). Influence of glass ceramic coating on composite zirconia bonding and its characterization. *Dental Materials*, 35(1), 105–113.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, 76(6), 1298–1307.
- Wang, R., Shi, Y., Li, T., Pan, Y., Cui, Y., & Xia, W. (2017). Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry*, 62, 72–80.
- Sociedade Brasileira de Engenharia Mecânica. (2005). Geometrical aspects on bi-material microtensile tests. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 27(3). <https://doi.org/10.1590/S1678-58782005000300014>
- Valletta, R., Prisco, D., De Santis, R., Ambrosio, L., & Martina, R. (2007). Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems. *European Journal of Orthodontics*, 29(6), 571–577. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjm056>
- Devatha, A. B., Lakshmi, M. N., Kumar, N. B., Erukala, S., Valluri, R., & Ealla, K. K. R. (2019). A comparative study of shear bond strength of direct bonding system with and without a liquid primer: An in vitro study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), 515–522.
- Kansal, R., Rani, S., Kumar, M., Kumar, S., & Issar, G. (2018). Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (RelyX Ultimate and RelyX U200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(4), 601–606.
- Ghassemieh, E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, 24(4), 536–547.
- Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 93(4), 329–334.
- Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M. F., Nakaoki, Y., & Tagami, J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry*, 27(4), 403–409.
- Pamato, S., do Valle, A. L., de Andrade, G. H., Vidotti, H. A., Só, M. V., & Pereira, J. R. (2016). Does hybridized dentin affect bond strength of self-adhesive resin cement? *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 8(4), e409–e414.

- Sadr, A., Ghasemi, A., Shimada, Y., & Tagami, J. (2007). Effects of storage time and temperature on the properties of two self-etching systems. *Journal of Dentistry*, 35(3), 218–225.
- Flury, S., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2015). Two pre-treatments for bonding to non-carious cervical root dentin. *American Journal of Dentistry*, 28(6), 362–366.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50–e62.
- Ezaji, F., Tabari, K., Jaberi Ansari, Z., Torabzadeh, H., & Kharrazi Fard, M. J. (2016). Shear bond strength of a resin cement to different alloys subjected to various surface treatments. *Journal of Dentistry (Tehran)*, 13(1), 29–39.
- Bresciani, E., Barata, T. de J. E., Fagundes, T. C., Adachi, A., Terrin, M. M., & Navarro, M. F. de L. (2004). Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science*, 12(4), 344–348. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572004000400017>
- Ban, S., & Anusavice, K. J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1791–1799. <https://doi.org/10.1177/002203459006901202>
- Craig, R. G. (1989). *Restorative dental materials* (8th ed., pp. 89–90). St. Louis: Mosby.
- Anusavice, K. J. (2003). Dental ceramics. In *Phillips' science of dental materials* (pp. 655–719). Philadelphia: Saunders.
- Ersu, B., Yenigül, M., & Tulunoğlu, I. (2007). Three point bending strength of In-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 71–78.
- Dinçkal Yanıkoğlu, N., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720–9734. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.06.049>
- Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–700.
- Zeng, K., Oden, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 434–439.
- Ersoy, M., Özel, E., & Gökçe, K. (2007). Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17(1), 28–31.

- Taşveren, S. (2005). İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(2), 94–97.
- Türköz, Y., & Kansu, G. (1994). Sabit protezlerde kullanılan iki estetik materyalin aşınma özelliklerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(2), 109–114.
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift, E. J. (2011). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (5th ed., pp. 138–149). Ankara: Ostim.
- Thompson, G. A., & Luo, Q. (2014). Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 638–648.
- Hosford, W. F. (2010). *Mechanical behavior of materials*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: Elsevier Health Sciences.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials* (13th ed.). St. Louis: Elsevier Health Sciences.
- Walden, S. J., Evans, S. L., & Mulville, J. (2017). Changes in Vickers hardness during the decomposition of bone: Possibilities for forensic anthropology. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65, 672–678.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726–732.
- Von Beetzen, M., Li, J., Nicander, I., & Sundström, F. (1993). Microhardness and porosity of class II light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand. *Operative Dentistry*, 18(3), 103–109.
- Diaz-Arnold, A. M., Dunne, J. T., & Jones, A. H. (1999). Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(5), 525–528.
- Souder, W. H., & Paffenbarger, G. C. (1942). *Physical properties of dental materials*. Washington, DC: U.S. Government Printing Office.
- Chun, K. J., & Lee, J. Y. (2014). Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *Journal of Dental Biomechanics*, 5, 1–6. <https://doi.org/10.1177/1758736014555246>
- Jepson, N. J., McCabe, J. F., & Storer, R. (1993). Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining materials. *Journal of Dentistry*, 21(4), 171–178.

- ASTM C1421-01b. (2007). Standard test methods for determination of fracture toughness of advanced ceramics at ambient temperature. In *Annual book of standards* (pp. 627–660). West Conshohocken, PA: ASTM International.
- Carrillo-Marcos, A., Salazar-Correa, G., Castro-Ramirez, L., et al. (2022). The microhardness and surface roughness assessment of bulk-fill resin composites treated with and without the application of an oxygen-inhibited layer and a polishing system: An in vitro study. *Polymers*, 14(15), 3053. <https://doi.org/10.3390/polym14153053>
- Oral, F. (2022). Dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü [Surface roughness in dental ceramics]. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 103–107.
- Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77–82. <https://doi.org/10.17567/dfd.76859>
- Oral, F., & Yıldırım Bıçer, A. Z. (2022). Dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 103–107.
- Yadav, R. D., Jindal, D., & Mathur, R. (2016). A comparative analysis of different finishing and polishing devices on nanofilled, microfilled, and hybrid composite: A scanning electron microscopy and profilometric study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9(3), 201–208. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1364>
- Gönülol, N., & Yılmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of Dentistry*, 40, 64–70. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.005>
- Hoorizad, M., & Tabatabaei, S. F. (2017). Effects of wet and dry finishing and polishing on surface roughness and microhardness of composite resins, 14(2).
- Avşar, A., Yüzbaşıoğlu, E., & Saraç, D. (2015). The effect of finishing and polishing techniques on the surface roughness and the color of nanocomposite resin restorative materials. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 24(5), 881–890. <https://doi.org/10.17219/acem/23971>
- Babina, K., Polyakova, M., Sokhova, I., Doroshina, V., Arakelyan, M., & Novozhilova, N. (2020). The effect of finishing and polishing sequences on the surface roughness of three different nanocomposites and composite/enamel and composite/cementum interfaces. *Nanomaterials*, 10(7), 1339. <https://doi.org/10.3390/nano10071339>
- Ölmez, A., & Kisbet, S. (2013). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115–122. <https://dergipark.org.tr/en/pub/gaziaot/issue/6536/86666>

- Ferraris, F., & Conti, A. (2014). [Makale başlığı eksik]. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 9(1), 70–89. [Başlık eksik olduğu için tamamlanmalı]
- Kulvarangkun, A., Panyayong, W., & Pumpaluk, P. (2022). Experimental study of surface roughness of dental ceramics after polishing with three types of polishing systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 12(5), 540–546. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_107_22
- Kurt, M., & Turhan Bal, B. (2017). Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkileri. *Selçuk Dental Journal*, 4(2), 68–76.
- Küçükeşmen, H. C., Küçükeşmen, Ç., & Üşümez, A. (2010). Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. [Cilt, sayı, sayfa bilgisi eksik – eklenmeli]
- Eliades, T., Gioka, C., Eliades, G., & Makou, M. (2004). Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *European Journal of Orthodontics*, 26(3), 333–338. <https://doi.org/10.1093/ejo/26.3.333>
- Sulik, W. D., & Plekavich, E. J. (1981). Surface finishing of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(2), 217–221. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(81\)90397-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90397-2)
- Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258–269. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(97\)80038-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(97)80038-3)
- Haywood, V. B., Heymann, H. O., Kusy, R. P., Whitley, J., & Andreasson, S. (1988). Polishing porcelain veneers: An SEM and specular reflectance analysis. *Dental Materials*, 4(2), 116–121. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(88\)80055-4](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(88)80055-4)
- Çökük, D. (2009). Tam seramik sistemlerine uygulanan farklı polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (2), 98–104.
- Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22–29. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60005-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60005-4)
- Sasahara, R. M. C. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative Dentistry*, 31(5), 577–583. <https://doi.org/10.2341/05-79>

- Çökük, D. N. (2009). Tam seramik sistemlerine uygulanan farklı polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (2), 98–104.
- Çelakıl, T., & Evlioğlu, G. (2020). Asidik maddelerin farklı dental porselenlerin yüzey özellikleri ve iyon çözünürlüğü üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 41, 99–111.
- Vicentini, B. C., Braga, S. R. M., & Sobral, M. A. P. (2007). The measurement in vitro of dentine abrasion by toothpastes. *International Dental Journal*, 57(5), 314–318. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2007.tb00135.x>
- Özdoğan, A., Duymuş, Z. Y., İncesu, E., & Köseoğlu, M. (2019). Farklı kimyasal yapıları sahip diş macunlarının feldspatik porselenin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 44–48.
- Garza, L. A., Thompson, G., Cho, S.-H., & Berzins, D. W. (2016). Effect of tooth brushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 489–494. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.019>
- Zakir, T., Dandekeri, S., Suhaim, K. S., Shetty, N. H., Ragher, M., & Shetty, S. K. (2020). Influence of aerated drink, mouthwash, and simulated gastric acid on the surface roughness of dental ceramics: A comparative in vitro study. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 12(Suppl 1), 480–485. https://doi.org/10.4103/jpbs.JPBS_180_20
- Özel, Y., Özel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2007). Diş hekimliğinde beyazlatma. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(1), 33–40.
- Qasim, S., Ramakrishnaiah, R., Alkheriaf, A. A., & Zafar, M. S. (2016). Influence of various bleaching regimes on surface roughness of resin composite and ceramic dental biomaterials. *Technology and Health Care*, 24(2), 153–161. <https://doi.org/10.3233/THC-161091>
- Ouriq, S. A. M., Arrais, C. A. G., Cassoni, A., Ota-Tsuzuki, C., & Rodrigues, J. A. (2011). Effects of different concentrations of carbamide peroxide and bleaching periods on the roughness of dental ceramics. *Brazilian Oral Research*, 25(5), 453–458. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242011000500004>
- Souza, D. C. F. D., Gonçalves, L. A. C., Gasque, K. C. D. S., Moretti, A. B. D. S., Da Silva, B. F., & Moretti Neto, R. T. (2020). Dental bleaching gels do not alter the surface roughness and microhardness of feldspathic porcelain. *RGO – Revista Gaúcha de Odontologia*, 68. <https://doi.org/10.1590/1981-863720200005920190053>
- Turker, Ş. B., & Biskin, T. (2003). Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials. *The Journal of*

- Prosthetic Dentistry*, 89(5), 466–473. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00104-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00104-5)
- Şahin, C., & Uzun, G. (2020). CAD/CAM bloklardan elde edilen restorasyonlarda bitim işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve sitotoksisiteye etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(4), 633–638.
- Yanikoglu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720–9734. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.06.049>
- Filiz, H., Ertürk Avunduk, A. T., & Cengiz Yanardağ, E. (2023). Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: Derleme makalesi. *Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2(2), 28–35.
- Rodriguez, J. M., Curtis, R. V., & Bartlett, D. W. (2009). Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental Materials*, 25(4), 500–505. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.003>
- de Groot, P. (1991). Interferometric laser profilometer for rough surfaces. *Optics Letters*, 16(6), 357–359. <https://doi.org/10.1364/OL.16.000357>
- Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2–3), 87–97. <https://doi.org/10.1080/10520290600783143>
- V., T. (2014). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 77–82.
- Çelik, Ü. (2011). *Sıvıda çalışan atomik çözünürüklü yüzeye değmeyen atomik kuvvet mikroskobu* (Yüksek lisans tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Salerno, M., Giacomelli, L., Derchi, G., Patra, N., & Diaspro, A. (2010). Atomic force microscopy in vitro study of surface roughness and fractal character of a dental restoration composite after air-polishing. *BioMedical Engineering OnLine*, 9(59), 1–11. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-59>
- Karan, S., Kircelli, B. H., & Tasdelen, B. (2010). Enamel surface roughness after debonding: Comparison of two different burs. *Angle Orthodontist*, 80(6), 1081–1088. <https://doi.org/10.2319/012610-55.1>



BÖLÜM 2

Temporomandibular Rahatsızlıkların Tedavisinde Dijital Olarak Tasarlanan ve Üretilen Splintlerin Kullanımı

İrem Orhan¹ & Meryem Erdoğan² & Ali Rıza Tunçdemir³

Giriş

Temporomandibular bozukluklar (TMB), toplumun geniş bir bölümünü etkileyen, yalnızca fonksiyonel değil aynı zamanda psikososyal sonuçlara da yol açabilen kompleks çene-eklem rahatsızlıkları arasında yer almaktadır. Bu bozuklukların tedavisinde en sık önerilen konservatif yöntemlerden biri, invaziv olmayan yaklaşımların başında gelen oklüzal splintlerdir. Geleneksel yöntemlerle üretilen splintlere ek olarak, dijital diş hekimliğinin hızlı gelişimi sayesinde dijital oklüzal splintlerin kullanımı da giderek artmaktadır. Günümüzde bu splintler, eklemeli imalat teknolojisi olan üç boyutlu(3B) baskı veya eksiltmeli imalat yöntemi olan frezeleme (milling) teknikleri ile üretilmektedir. Bu güncel üretim yaklaşımları, daha kısa sürede ve daha yüksek doğrulukla üretim yapılmasına olanak tanırken, klinikte yapılan uyumlandırma süresini de kayda değer biçimde azaltmaktadır. Ayrıca, dijital tarama sayesinde hastalar, aljinat ölçü ihtiyacından kurtularak daha konforlu bir tedavi deneyimi yaşamaktadır. Klinik semptomların azaltılması açısından geleneksel ve dijital yöntemler arasında belirgin bir fark saptanmamış olsa da, üretim süresinin kısalması, hasta konforunun artması ve dijital veri arşivleme olanağı dijital yöntemleri cazip hale getirmektedir. Bununla birlikte, artan maliyet en önemli dezavantajdır. Mekanik dayanıklılık bakımından frezeleme yöntemi altın standart olarak kabul edilmekle birlikte, rezin blokların kazınması sonucu malzeme israfı dezavantaj oluşturmaktadır. Öte yandan, eklemeli üretimle elde edilen splintlerde malzeme israfının olmaması, bu yöntemi gelecekte daha yaygın hale getirebilecek önemli bir avantajdır.

Temporomandibular Bozukluklar

Temporomandibular eklem bozuklukları, en sık genç bireylerde görülmekle birlikte her yaş grubunda ortaya çıkabilen bir dizi klinik durumu ifade eder (Buescher, 2007). Bu bozukluklarda çene hareketleri sırasında eklem ve çevre

¹ Arş. Gör., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0005-8390-5079

² Dr. Öğr.Üy., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0002-2430-0687

³ Prof. Dr., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0002-6114-3369

dokularda ağrı, çene hareketlerinde kısıtlılık, klik veya krepatasyon gibi sesler ile baş, boyun, kulak ve diş ağrısı gibi şikâyetler gözlenebilir. Toplumun yaklaşık %20'sinde yaşamın herhangi bir döneminde temporomandibular eklem (TME) ile ilişkili semptomların ortaya çıkabileceği bildirilmiştir. Batı toplumlarında ise bu bozuklukların yaşam boyu prevalansının %3 ile %15 arasında değiştiği belirtilmektedir (Buescher, 2007).

Çene-yüz bölgesindeki non-dental ağrıların en sık görülen nedenlerinden biri olan TMB'nin tanı ve tedavisi, uzun yıllardır yapılan kapsamlı araştırmalara rağmen klinisyenler için zorluk oluşturmaktadır. Bunun temel sebebi, TMB'nin çok farklı etiyojilere sahip heterojen bir hastalık grubunu kapsaması ve semptomların şiddetinin hastadan hastaya değişkenlik göstermesidir. Dikkat çekici bir şekilde, bazı olgular herhangi bir tedavi uygulanmaksızın kendiliğinden iyileşebilirken, bazıları mevcut tüm tedavi yaklaşımlarına rağmen yıllarca devam edebilmektedir. İlginç olan bir diğer durum ise, TMB'nin kimi vakalarda belirgin bir fiziksel temele dayansa da, çoğu olguda depresyon ve anksiyete gibi psikolojik faktörlerle ilişkilendirilebilen güçlü bir biyopsikososyal boyuta sahip olmasıdır (Li & Leung, 2021).

Şu an için her hasta açısından evrensel olarak geçerli, tek ve kusursuz bir tedavi yaklaşımı mevcut değildir. Bunun temel nedeni, TMB'nin çok faktörlü ve karmaşık etiyojije sahip olmasıdır. Bu nedenle klinisyenler, hasta eğitimi ve yaşam tarzı değişikliklerinden cerrahi girişimlere kadar geniş bir tedavi yelpazesi sunmaktadır. Genel olarak tedaviler iki ana grupta ele alınır: konservatif (geri dönüşümlü) yöntemler ve konservatif olmayan (geri dönüşümsüz) yöntemler.

Konservatif yaklaşımlar; biofeedback uygulamaları, oklüzal splintler, fizyoterapi yöntemleri ve hasta eğitimi gibi müdahaleleri içerir. Konservatif olmayan tedaviler ise artroskopi, ortodontik uygulamalar, temporomandibular eklem cerrahisi veya geri dönüşümsüz oklüzal tedaviler gibi daha invaziv seçeneklerden oluşur. Mevcut literatürde kanıta dayalı güçlü protokollerin eksikliği nedeniyle, ilk aşamada konservatif yöntemlerle başlanması ve yalnızca gerekli durumlarda geri dönüşümsüz tedavi seçeneklerine yönelmesi klinik olarak önerilmektedir (Somogyi et al., 2023).

TMB Tedavisinde Oklüzal Splintler ve Etki Mekanizması

Oklüzal splint uygulaması, mandibulanın istirahat pozisyonunda değişikliğe neden olarak dikey boyutu fizyolojik boşluğun (free-way space) ötesine taşır. Bu yeni dinlenme konumu, oklüzal temaslar sırasında kasların daha verimli çalışmasını sağlarken, postüral fonksiyonlarda gereksiz kas aktivitesini azaltır. Böylece artan dikey boyut, kasların harcaması gereken eforu düşürerek hem kaslarda hem de TME'de relaksasyon oluşturur. Yapılan bir araştırmada, oklüzal splint tedavisinin; ağrının azaltılmasında, kas hassasiyetinin ortadan kaldırılmasında ve TME'deki clicking semptomunun iyileştirilmesinde

farmakolojik yaklaşımlara kıyasla daha yüksek etkinlik gösterdiği saptanmıştır (Seifeldin & Elhayes, 2015; Tang, Li, Chen, Zhu, & Kang, 2018).

Konvansiyonel Yöntemlerden Dijitale Geçiş

Modern splint üretiminde artık analog yöntemlerden (geleneksel ölçü alma, alçı modeller ve manuel akrilik işlemleri) tamamen dijital bir sürece geçilmiştir. Günümüzde kullanılan dijital iş akışı genellikle dört temel basamaktan oluşur: dijital ölçü alma, bilgisayar destekli tasarım (CAD), eklemeli üretim (3B yazıcı teknolojileri) ve son işlem aşamaları (post-processing). Bu dijital yöntemler, geleneksel tekniklere kıyasla hem doğruluk hem de verimlilik açısından önemli avantajlar sağlamaktadır.

3B baskı teknolojisiyle üretilen splintler, hem iş akışı verimliliğinde hem de hasta konforunda belirgin iyileşmeler sağlamakta olup klinik sonuçlar açısından geleneksel splintlerle benzer etkinlik gösterebilmektedir (Bargellini et al., 2024; Lauren & McIntyre, 2008). Bunun haricinde rezin bloklardan frezeleme yöntemiyle eksiltmeli olarak üretim ise bir diğer üretim seçeneğini oluşturmaktadır. Günümüzde klinisyenler, brüksizme bağlı diş aşınmalarını önlemek ve TMB yönetiminde destek sağlamak amacıyla bu tür apareylerden yararlanmaktadır. Bu cihazlar, hastanın mevcut oklüzyonuna tam uyum gösterecek şekilde kişiselleştirilmiş olarak tasarlanmaktadır.

Yapay Zekâ ve Dijital Splint Üretimi

Yapay zekâ (AI) teknolojisi, günümüzde hızla dental iş akışlarının bir parçası haline gelmiş olup, splint tasarım süreçleri de bu dönüşümden önemli ölçüde etkilenmektedir.

Yeni nesil dental AI platformları, yalnızca dijital ölçüler ve birkaç klinisyen girdisi (örneğin hedeflenen çene ilişkisi) ile dakikalar içinde eksiksiz bir splint tasarımı oluşturabilmektedir. Büyük dental firmaların cloud tabanlı hizmetleri, hekimlerin hasta taramalarını yükleyerek kısa süre içinde 3B baskıya hazır, yapay zeka tarafından tasarlanmış bir gece plağı elde etmesine imkân tanımaktadır.

2024 yılında yayımlanan bir klinik teknik raporda, iki farklı AI destekli yazılım programının (Medit Splints ve 3Shape Automate) otomatik oklüzal cihaz tasarımında kullanıldığı ve elde edilen tasarımların eklemeli üretim yöntemleriyle imal edildiği bildirilmiştir (Perea-Lowery, Gibreel, Garoushi, Vallittu, & Lassila, 2023; Šimunović, Čimić, & Meštrović, 2025). Çalışmanın yazarları, daha önce teknisyenlerin saatler süren emeğini gerektiren tasarım sürecinin AI sayesinde saniyeler içinde tamamlanabildiğini, ayrıca üretilen tasarımların genellikle minimal düzeltme ile klinik kullanım için uygun olduğunu vurgulamışlardır.

Splint Üretim Tekniklerini Karşılaştırılması

1)Kovansiyonel Yöntemler

Klasik oklüzal splint üretimi, hastadan alınan konvansiyonel ölçülerin laboratuvar ortamında fiziksel bir modele dönüştürülmesi ve bu model üzerinden splintin hazırlanması gibi çok aşamalı bir süreci içerir. Konvansiyonel splintler, genellikle self-cure metil metakrilattan imal edilen fabrikasyon olarak kolay imalata sahip ve düşük maliyetli ancak materyal özelliği olarak olarak polimerizasyon büzülmesi,boyutsal stabilite problemi gösteremesi ve imalattan teslimine geçen süresini uzun olması gibi dezavantajlara sahiptir.

2)Dijital Üretim Yöntemleri

Buna karşılık dijital yöntemlerde, ağız içi tarayıcılar ile elde edilen veriler doğrudan dijital modele aktarılır. Bu dijital model, CAD yazılımları kullanılarak tasarlanır ve sonrasında frezeleme ya da 3B baskı sistemleri gibi CAM tabanlı teknolojiler aracılığıyla splintin üretimi gerçekleştirerek hem hasta hem hekim için vakit kazancı,hasta konforunun artması,verilerin depolanabilirliği ile ve materyal stabilitesinin artması gibi yönleriyle avantajlar sunar.Bununla beraber iki yöntemde de artan maliyet söz konusudur ve bu iki yöntem de kendi içerisinde birbirine bir takım üstünlükler göstermektedir.

2.a) Frezeleme Yöntemi

Frezeleme yöntemi, splintin hazır bir malzeme bloğundan kazınarak elde edilmesini sağlayan subtraktif bir tekniktir. Bu yöntem yüksek hassasiyet sunmasına rağmen, üretim süresi uzun olabilir ve kullanılan malzemenin bir kısmı boşa gidebilir. Tipik olarak bir adet splint üretimi için iki tane rezin blok kullanılmaktadır ve kalan materyalin israfı söz konusudur.

Frezeleme yönteminde kullanılan esas malzeme PMMA bloklardır. Yapılan bir çalışmada (Abad-Coronel, Ruano Espinosa, Ordóñez Palacios, Paltán, & Fajardo, 2023) , frezeleme yöntemi ile üretilen splintlerin diğer tüm yöntemlere kıyasla en üstün fracture dayanımını gösterdiği belirlenmiştir (Assiri et al., 2025; Rabel et al., 2024).

Prpic ve ark. yaptığı bir çalışmada (Prpic et al., 2023) ,frezeleme yöntemiyle üretilmiş oklüzal splint materyallerinin, soğuk polimerize ya da eklemeli üretim (3B baskı) ile elde edilen materyallere göre daha üstün mekanik özellikler (örneğin eğilme dayanıklılığı ve yüzey sertliği) sergilediğini ortaya koymuştur.

2.b) 3B Baskı Yöntemi

3B baskı terimi, biyomedikal araştırmalarda, dijital bir dosyaya dayanarak nesnelerin tabakalı olarak eklemeli bir biçimde üretildiği süreçleri tanımlamak için en yaygın kullanılan çatıyazımdır. Bu yolakla üretim modern diş hekimliğinde pek çok alanda tercih edilerek çalışma kolaylığı sağlamaktadır. 3B

baskı teknolojisi, sıvı reçinenin katmanlar halinde biriktirilmesiyle splinti oluşturan eklemeli bir üretim tekniğidir. Daha hızlı ve maliyet açısından daha avantajlı olmasına rağmen frezeleme ile karşılaştırıldığında doğruluk ve dayanıklılık açısından bazı soru işaretleri barındırmaktadır. Ayrıca yüksek oklüzal yükler altında özellikle frezelenmiş splintlere kıyasla 3B baskılı splintlerin kırılmaya daha yatkın olabileceği bildirilmiştir (Albagieh et al., 2025; Schmeiser, Baumert, & Stawarczyk, 2022).

Ancak avantaj olarak 3B baskı geleneksel frezeleme işlemine kıyasla daha karmaşık geometrilerin daha verimli (hem hammadde kullanımı hem maliyet hem de zaman açısından) üretilmesine olanak tanır. Bununla birlikte frezelenmiş splintler 3B baskı ile üretilen splintlere oranla başlangıç seansta daha fazla oklüzal uyumlama gerektirebilir (Patzelt et al., 2022).

Bunun temel nedeni, frezelemede fazla reçine malzemesinin rezidüel olarak atılmasına karşın, 3B baskıda kullanılan malzeme ile nihai üründe kalan malzeme oranının daha yüksek olmasıdır. Ayrıca, aynı anda birden çok parçanın paralel şekilde üretilmesi de mümkündür (Rabel et al., 2024). Bu şekilde üretimle hastalar, daha kısa sürede teslim edilen ve uyumu yüksek splintlerin avantajını yaşarken; klinisyenler de üretim sürecinde daha fazla tutarlılık ve kontrol elde edebilmektedir.

3B baskı ile üretilen splintler özellikle orta düzeyde bruksizmi bulunan, oklüzal rehberlikleri uygun ve aşırı parafonksiyonel kuvvetleri bulunmayan olgular için uygun bir seçenek sunarken; ileri düzeyde aşınma veya belirgin asimetriye sahip hastalarda frezelenmiş PMMA tabanlı alternatiflerin daha etkili olabileceği bildirilmektedir (Šimunović et al., 2025).

3B baskı teknolojileri arasında fused deposition modelling (FDM), stereolitografi (SLA/SLG), seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM), toz bağlayıcı yazıcılar (PBP) ve dijital light processing (DLP) gibi farklı yöntemler bulunmaktadır. Ancak, diş hekimliği uygulamalarında en yaygın tercih edilen yöntemler SLA ve DLP sistemleridir (Anadioti, Kane, & Soulas, 2018; Assiri et al., 2025; Rezaie et al., 2023) . Bu iki yöntem ayrıca açıklanmıştır.

Splintlerin doğruluğu kullanılan malzeme ile doğrudan ilişkilidir; özellikle reçine türü, 3B baskı ile üretilen splintlerin hassasiyetini önemli ölçüde etkileyebilir. Bunun yanında, doğruluk değerlendirmeleri ölçüm yöntemine de bağlıdır. Farklı yazılımlar ve ölçüm teknikleri, aynı splint üzerinde yapılan analizlerde değişken sonuçlar ortaya koyabilmektedir (Albagieh et al., 2025; Marcel, Reinhard, & Andreas, 2020).

3B Splint Üretiminde Kullanılan Materyaller

Splintler için en yaygın monomer olan SLA ve DLP, sıvı reçineyi katman katman polimerize etmek için ışık kullanır ve yüksek çözünürlüklü, doğru cihazlar üretir (Reymus & Stawarczyk, 2021). Stereolitografi (SLA) ve dijital

light processing (DLP). SLA, basılı nesnenin katmanının her noktasını seçici olarak kürlemek için bir lazer kullanır. DLP iki boyutlu UV ışık projeksiyonu kullanır, böylece tüm katmanı bir kerede kürler. Bu nedenle DLP, SLA'ya göre zaman açısından daha verimlidir.(Saadat Sarmadi et al., 2024).

3B baskıda kullanılan baskı açısı elde edilen splintlerin dayanıklılığını önemli ölçüde etkileyebilmektedir (Maleki et al., 2024). Sarmadi ve ark. yaptıkları bir çalışmanın (Saadat Sarmadi et al., 2024) sonuçlarına göre DLP teknolojisi, SLA'ya göre daha doğru sonuçlar vermiştir; özellikle 0 ve 30 derecelik üretim açıları diğer açılara (0,30,45,60,90) göre anlamlı biçimde daha iyi doğruluk göstermiştir. Yapay yaşlandırma ise SLA'nın doğruluğunu ciddi oranda etkilemiştir.

Sonuç

Sonuç olarak dijital ve geleneksel splintler TMB 'lerin tedavisinde her ikisi de etkili seçeneklerdir. Hastalar genel olarak her iki splint türünden de yüksek düzeyde memnuniyet bildirmektedir ve bazı çalışmalar ölçü alma sürecinde artan konfor nedeniyle hastaların dijital splintleri tercih ettiklerini göstermektedir(Piskin et al., 2024). Ancak dijital iş akışları; doğruluk, hassasiyet, zaman tasarrufu ve hasta konforu bakımından avantaj sağlamalarıyla ön plana çıkmaktadır ancak ekipman maliyetleri göz önünde tutulmalıdır. Hem 3B baskılı hem de frezelenmiş splintler klinikte uygulanabilir; frezelenmiş splintler genelde ilk aşamada daha yüksek hassasiyet sunarken 3B baskı yöntemleri maliyet ve üretim hızı açısından daha elverişlidir.Bununla birlikte 3B baskı splintlerin üretim açıları splintin doğruluğuyla ilgili hala önemli bir parametredir.

KAYNAKÇA

- Abad-Coronel, C., Ruano Espinosa, C., Ordóñez Palacios, S., Paltán, C. A., & Fajardo, J. I. (2023). Comparative Analysis between Conventional Acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM Printed Occlusal Splints. *Materials*, 16(18). doi:10.3390/ma16186269
- Albagieh, H., AlWazzan, A. K., Alhelal, F. A., Alem, M. F., Albaiz, A. M., Aloraini, T. K., & Alselmi, M. K. (2025). Effectiveness of Occlusal Splints in the Management of Temporomandibular Disorders: Comparisons of Treatment Approaches and Digital Versus Conventional Fabrication Techniques. *Cureus*. doi:10.7759/cureus.77451
- Anadioti, E., Kane, B., & Soulas, E. (2018). Current and Emerging Applications of 3D Printing in Restorative Dentistry. *Current Oral Health Reports*, 5(2), 133–139. doi:10.1007/s40496-018-0181-3
- Assiri, K. I., Alqahtani, N. M., Addas, M. K., Zarbah, M., Alqahtani, A. M., Alamri, F. A. A., ... Chaturvedi, S. (2025). Retention of 3-D-Printed, Milled, and Conventionally Fabricated Occlusal Splints. *Medical Science Monitor*, 31. doi:10.12659/MSM.947342
- Bargellini, A., Mannari, E., Cugliari, G., Deregibus, A., Castroflorio, T., Es Sebar, L., ... Scotti, N. (2024). Short-Term Effects of 3D-Printed Occlusal Splints and Conventional Splints on Sleep Bruxism Activity: EMG–ECG Night Recordings of a Sample of Young Adults. *Journal of Clinical Medicine*, 13(3). doi:10.3390/jcm13030776
- Buescher, J. J. (2007). *Temporomandibular Joint Disorders*. *Am Fam Physician* (Vol. 76). Retrieved from www.aafp.org/afp.
- Lauren, M., & McIntyre, F. (2008). A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), S130–S135. doi:10.1016/J.AJODO.2007.11.018
- Li, D. T. S., & Leung, Y. Y. (2021, March 1). Temporomandibular disorders: Current concepts and controversies in diagnosis and management. *Diagnostics*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). doi:10.3390/diagnostics11030459
- Maleki, T., Meinen, J., Coldea, A., Reymus, M., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2024). Mechanical and physical properties of splint materials for oral appliances produced by additive, subtractive and conventional manufacturing. *Dental Materials*, 40(8), 1171–1183. doi:10.1016/j.dental.2024.05.030
- Marcel, R., Reinhard, H., & Andreas, K. (2020). Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clinical Oral Investigations*, 24(12), 4607–4615. doi:10.1007/s00784-020-03329-x

- Patzelt, S. B. M., Krügel, M., Wesemann, C., Pieralli, S., Nold, J., Spies, B. C., ... Kohal, R.-J. (2022). In Vitro Time Efficiency, Fit, and Wear of Conventionally- versus Digitally-Fabricated Occlusal Splints. *Materials*, 15(3), 1085. doi:10.3390/ma15031085
- Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Garoushi, S., Vallittu, P., & Lassila, L. (2023). Evaluation of flexible three-dimensionally printed occlusal splint materials: An in vitro study. *Dental Materials*, 39(10), 957–963. doi:10.1016/j.dental.2023.08.178
- Piskin, B., Yılmaz Savaş, T., Topal, S. C., Akbulut, K., Ezmek, B., Uyar, A., ... Karakoc, O. (2024). Comparison of efficacy and usability of custom mandibular advancement devices fabricated with the conventional method and digital workflow: A pilot clinical study. *Journal of Prosthodontics*, 33(2), 123–131. doi:10.1111/jopr.13720
- Prpic, V., Spehar, F., Stajdohar, D., Bjelica, R., Cimic, S., & Par, M. (2023). Mechanical Properties of 3D-Printed Occlusal Splint Materials. *Dentistry Journal*, 11(8). doi:10.3390/dj11080199
- Rabel, K., Lüchtenborg, J., Linke, M., Burkhardt, F., Roesner, A. J., Nold, J., ... Spies, B. C. (2024). 3D printed versus milled stabilization splints for the management of bruxism and temporomandibular disorders: study protocol for a randomized prospective single-blinded crossover trial. *Trials*, 25(1). doi:10.1186/s13063-024-08437-7
- Reymus, M., & Stawarczyk, B. (2021). In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 817–823. doi:10.1016/J.PROSDENT.2019.12.026
- Rezaie, F., Farshbaf, M., Dahri, M., Masjedi, M., Maleki, R., Amini, F., ... Tayebi, L. (2023). 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. *Journal of Composites Science*, 7(2). doi:10.3390/jcs7020080
- Saadat Sarmadi, B., Schmidt, F., Beuer, F., Metin, D. S., Simeon, P., Nicic, R., & Unkovskiy, A. (2024). The Effect of Build Angle and Artificial Aging on the Accuracy of SLA- and DLP-Printed Occlusal Devices. *Polymers*, 16(12). doi:10.3390/polym16121714
- Schmeiser, F., Baumert, U., & Stawarczyk, B. (2022). Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clinical Oral Investigations*, 26(9), 5857–5866. doi:10.1007/s00784-022-04543-5
- Seifeldin, S. A., & Elhayes, K. A. (2015). Soft versus hard occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders (TMDs). *The Saudi Dental Journal*, 27(4), 208–214. doi:10.1016/J.SDENTJ.2014.12.004

- Šimunović, L., Čimić, S., & Meštrović, S. (2025, July 1). Three-Dimensionally Printed Splints in Dentistry: A Comprehensive Review. *Dentistry Journal*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). doi:10.3390/dj13070312
- Somogyi, A., Végh, D., Róth, I., Hegedüs, T., Schmidt, P., Hermann, P., & Géczi, Z. (2023). Therapy for Temporomandibular Disorders: 3D-Printed Splints from Planning to Evaluation. *Dentistry Journal*, 11(5). doi:10.3390/dj11050126
- Tang, Y., Li, H., Chen, Y., Zhu, L., & Kang, H. (2018). Effect of Different Splint Thicknesses on Occlusal Function and Temporomandibular Joint Sounds: A Clinical Report. *Open Journal of Stomatology*, 08(12), 326–337. doi:10.4236/ojst.2018.812031



BÖLÜM 3

4 Nesil Zirkonya

Gözde Kaya Oğuz¹ & Emine Begüm Büyükerkmen²

Giriş

Günümüzde diş hekimliği alanında pek çok güçlendirilmiş tam seramik sistem geliştirilmiş olup, bu materyaller arasında zirkonya esaslı seramikler hem mekanik hem de optik nitelikleri nedeniyle öne çıkmaktadır. Klinik uygulamalarda zirkonya oksidin kor materyali olarak kullanımı; estetik açıdan tatmin edici görünüm sağlaması, 1000 MPa'ın üzerinde bükülme direncine sahip olması, biyouyumlu yapısı ve translüsens özellikleri sayesinde tercih edilmektedir. Bu grupta en yaygın kullanılan materyaller ise yttria ile stabilize edilmiş zirkonya polikristalleridir (Keskin Özyer et al., 2019).

Zirkonya, tıp alanında ilk kez 1969 yılında Hellmer ve Driskell tarafından kalça protezi üretiminde kullanılmıştır. Boyutsal ve kimyasal stabilitesi, yüksek sertlik düzeyi ve mekanik dayanıklılığı nedeniyle farklı formları uzun yıllardır biyomateriyal olarak kullanılmaktadır (Piconi & Maccauro, 1999).

Zirkonyumun Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum (Zr), periyodik tabloda geçiş elementleri arasında yer alan ve D grubunda bulunan bir elementtir. Atom numarası 40, atom kütlesi ise 91,22'dir. Doğada serbest halde bulunmayan bu element, oda sıcaklığında beyaz-gri renkte, katı formda yer alır. Aşınma, korozyon ve sıcaklık değişimlerine karşı yüksek direnç göstermesiyle dikkat çeker. Ayrıca birçok element ile bileşik oluşturabilmektedir. En bilinen bileşikleri zirkonyum oksit (ZrO_2 ; zirkon, zirkonyum dioksit) ve zirkonyum silikattır ($ZrSiO_4$). Yüzeyinde doğal olarak oluşan oksit tabakası sayesinde hava ve asitlere karşı inerttir. Su ile reaksiyon vermezken yalnızca hidroflorik asitte çözünür ve flor bileşikleri oluşturur (Kırmalı & Özdemir, 2012).

Zirkonya, çapı 0,5–0,6 μm 'den küçük taneciklerin birleşmesiyle meydana gelir (Ardlin, 2002). Yaklaşık 200 MPa elastik modüle sahip olan bu materyalin sertliği 1000–1300 Vickers değerleri arasındadır (Lüthy et al., 2006). Bükülme dayanımı 900–1200 MPa (Christel et al., 1989a; Kosmač et al., 1999), kırılma dayanımı ise 9–10 MPa m^{1/2} aralığında ölçülmüştür (Guazzato et al., 2004; Lin & Duh, 2003).

Zirkonya restorasyonların yüzeyinde mikroorganizma tutunmasının diğer dental materyallere göre daha az olduğu belirtilmiştir (Rimondini et al., n.d.).

¹ Dt., Necmettin Erbakan Üniversitesi, ORC-ID:0009-0006-9939-8355

² Doç. Dr., Necmettin Erbakan Üniversitesi, ORC-ID: :0000-0002-5403-667X

Ayrıca düşük ısı iletkenlikleri sayesinde pulpayı irrite etme olasılıkları oldukça düşüktür (Raigrodski & Chiche, 2001).

Zirkonyumun Faz Değişimleri

Zirkonya kristal yapısında üç farklı fazda bulunabilir: Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (C). Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda yer alırken, 1170 °C'nin üzerinde tetragonal faza dönüşmektedir. Tetragonal faz, seramiğin konsantrasyonu ve tanecik boyutuna bağlı olarak oda sıcaklığında stabilize edilebilmekte, 2370 °C civarında ise kübik faza geçiş göstermektedir. 2680 °C'de erime noktasına kadar zirkonya kübik fazda kalır (Karakoca et al., n.d.).

Fırınlama sıcaklıklarında tetragonal fazda bulunan zirkonya, soğuma aşamasında monoklinik faza dönüşmeye başlar. Bu faz geçişi sırasında %3–5 oranında bir hacim artışı meydana gelir. Söz konusu hacim artışı, zirkonyanın dayanıklılığını artıran bir faktör olmakla birlikte, kontrolsüz gerçekleştiğinde mikroçatlakların oluşumuna neden olabilmektedir. Dolayısıyla restorasyonların dayanıklılığının korunabilmesi için zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi büyük önem taşır. Bu amaçla, zirkonyaya alüminyum, seryum, yttrium, kalsiyum veya magnezyum gibi metal oksitler eklenerek stabilizasyon sağlanır. Diş hekimliğinde ise genellikle yttrium ile kısmi stabilizasyon tercih edilmektedir (Piconi & Maccauro, 1999; Robert Kelly, 2004).

Cam içeren seramik restorasyonlarda, tükürükteki suyun cam yapıyla reaksiyona girerek çözünmeye neden olması mikroçatlak oluşumunu kolaylaştırır. Buna karşın, camsı faz içermeyen zirkonya esaslı polikristalin seramikler uzun dönem dayanıklılık açısından daha başarılıdır ((QDT) & 2003, n.d.)

Zirkonyanın Jenerasyonları

Zirkonyanın farklı sıcaklıklarda ve bileşimlerde farklı fazlara (monoklinik, tetragonal ve kübik) geçiş göstermesi, mekanik ve estetik özelliklerinde belirgin farklılıklara yol açmaktadır. Bununla birlikte, zirkonyanın işlenme ve üretim yöntemleri de materyalin performansında önemli rol oynamaktadır (Stawarczyk et al., 2017a).

Günümüzde zirkonya materyalleri, mekanik ve estetik özellikleri temel alınarak dört ana jenerasyonda sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma, klinisyenler için en uygun materyal seçiminde yol gösterici olmuştur (Stawarczyk et al., 2017a, 2017b).

Birinci Jenerasyon: %3 Mol Yttria ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristaller (3Y-TZP)

3Y-TZP, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan zirkonyadan oluşmakta ve stabilize edici olarak yaklaşık %2–3 oranında yttrium oksit (Y_2O_3) içermektedir

(Christel et al., 1989b). Bu materyal, 1000 MPa'ın üzerindeki kırılma direnci ve biyoyoumluluğu sayesinde metal destekli restorasyonlara güçlü bir alternatif olarak piyasaya sunulmuştur. Yüksek mekanik dayanıklılığı nedeniyle posterior bölgede çok üyeli sabit protezlerde güvenle kullanılabilir (Denry et al., n.d.; Zarone et al., 2011).

Ancak yapısında yaklaşık %0,25 oranında bulunan Al_2O_3 , materyalin translüsensi açısından yetersiz kalmasına neden olmuştur. Bu nedenle anterior bölgede kullanılacak restorasyonlarda üst yapı porseleni ile kaplanması önerilmektedir (Filser et al., n.d.; Stawarczyk et al., 2013).

Protetik alandaki kullanım endikasyonları arasında; implantüstü restorasyonlarda hibrit dayanaklar, anterior ve posterior bölgelerde tek, iki ya da üç üyeli sabit parsiyel protezler yer almaktadır (Jerg A, Spitznagel F, Ahlers O, Beck J, Beuer F,... - Google Akademik, n.d.).

Bununla birlikte, üst yapı porseleni ile kaplanan zirkonya restorasyonlarda porselenin kırılma direnci, termal genleşme katsayılarındaki farklılıklar ve bağlantı yüzeylerindeki geometrik uyumsuzluklar nedeniyle, monolitik zirkonya kadar dayanıklı sonuçlar elde edilememektedir. Bu sorunların giderilmesi amacıyla, zirkonyanın optik özellikleri geliştirilerek monolitik kullanıma uygun hale getirilmiş ve ikinci jenerasyon zirkonyalar üretilmiştir (Shahmiri et al., n.d.).

İkinci Jenerasyon Zirkonya

2013 yılında 3Y-TZP materyaline moleküler düzeyde yapılan modifikasyonlarla, yapıdaki alümina (Al_2O_3) oranı azaltılmış ve yaklaşık %0,05 seviyesine düşürülmüştür (Stawarczyk et al., 2017b). Ayrıca, alümina tanecikleri zirkonya kristallerinin sınırlarına yerleştirilmiş, böylece translüsenside belirgin bir artış sağlanmıştır. İn vitro çalışmalar, bu materyallerin uzun dönem stabilitesinin yeterli düzeyde olduğunu ve mekanik özelliklerinin korunduğunu ortaya koymuştur (Filser et al., n.d.; Stawarczyk et al., 2013).

Geliştirilmiş optik yapısı ve yüksek mekanik direnci sayesinde ikinci jenerasyon zirkonyalar, tek veya üç üyeli sabit restorasyonlarda alt yapı materyali olarak tercih edilmekte, birinci jenerasyona kıyasla daha başarılı klinik sonuçlar sunmaktadır (Alammar & Blatz, 2022).

Üçüncü Jenerasyon Zirkonya

2015 yılında piyasaya sunulan üçüncü nesil zirkonyalarda yttrium oksit (Y_2O_3) oranı %5 mol'e çıkarılmıştır. Bu yapıda, zirkonya kübik-tetragonal fazda stabilize edilmiştir ve kristal yapının yaklaşık yarısı kübik fazdan oluşmaktadır. Kübik kristallerin daha büyük boyutlu olması ışığın daha az saçılarak geçişine olanak tanımakta, böylece translüsensi belirgin biçimde artmaktadır. Ancak, bu değişiklik kırılma direncinde azalmaya yol açmaktadır. Dolayısıyla üçüncü nesil

zirkonya, önceki nesillere göre daha estetik ancak mekanik açıdan daha zayıf özellik göstermektedir (Alammar & Blatz, 2022; Mao et al., 2018).

Lityum disilikat ile kıyaslandığında, üçüncü nesil zirkonyaların translüsensisi daha düşük olmakla birlikte, bükülme ve kırılma dirençleri daha yüksektir. Bu nedenle özellikle estetik bölgelerde tatmin edici sonuçlar sunarak, yüksek dayanımlı cam seramiklere alternatif bir materyal olarak değerlendirilebilmektedir (Stawarczyk et al., n.d.; Zadeh et al., n.d.). Kullanım alanları, çoğu üretici firma tarafından tek diş restorasyonları, anterior köprüler ve posterior bölgede en fazla iki premolar arasını kapsayan sabit restorasyonlarla sınırlandırılmıştır (Gseibat et al., n.d.).

Dördüncü Jenerasyon Zirkonya

Üçüncü nesil zirkonyaların kırılma direncini artırma amacıyla geliştirilen dördüncü nesil zirkonyalarda yttrium oksit oranı %4 mol'e düşürülmüştür. 2017 yılında piyasaya sürülen bu materyal, üçüncü nesle göre daha yüksek mekanik özelliklere sahipken, translüsensi açısından daha düşük değerler sergilemektedir (Alammar & Blatz, 2022; Güth et al., n.d.). Kullanım endikasyonları ise kısa mesafeli veya posterior bölgede maksimum üç üyeli köprülerle sınırlıdır.

Son yıllarda ayrıca multilayer (katmanlı) monolitik bloklar üretilmiştir. Bu bloklar, estetik ve mekanik özelliklerin birlikte optimize edilmesini hedeflemektedir. Örneğin, restorasyonun kor yapısında dördüncü nesil zirkonya (4Y-TZP), insizal ve labial bölgelerde ise üçüncü nesil zirkonya (5Y-TZP) kullanılabilir. Günümüzde dental pazarda, bu şekilde farklı kombinasyonlarla üretilmiş çok sayıda blok seçeneği bulunmaktadır.

SONUÇ

Seramik materyallerin optik performansında sağlanan ilerlemeler, hem estetik hem de fonksiyonel beklentilerin daha iyi karşılanmasına olanak tanımış ve gelecekte yapılacak araştırmalar için güçlü bir temel oluşturmuştur. Bununla birlikte, klinik uygulamalarda uzun vadeli başarının yalnızca materyalin sahip olduğu özelliklere bağlı olmadığı unutulmamalıdır. Başarı; doğru endikasyonun belirlenmesi, uygun preparasyon ve materyal seçimi ile hekim ve teknisyen arasındaki uyumlu işbirliği sayesinde mümkündür.

KAYNAKLAR

- Alammar, A., & Blatz, M. B. (2022). The resin bond to high-translucent zirconia—A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 117–135. <https://doi.org/10.1111/JERD.12876>
- Ardlin, B. I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590–595. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00095-1)
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989a). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61. <https://doi.org/10.1002/JBM.820230105>
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989b). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61. <https://doi.org/10.1002/JBM.820230105>
- Denry, I., materials, J. K.-D., & 2008, undefined. (n.d.). State of the art of zirconia for dental applications. *Elsevier/ Denry, JR KellyDental Materials, 2008•Elsevier*. Retrieved September 14, 2025, from https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564107001133?casa_token=UCS-6T0YljIAAAAA:42whnoPJUvjKRiql4sUxn2SULMSBylNQYik0EzxZNWXaesHdvedogizKON92pdMI07t1_H8S8ML4
- Filser, F., Kocher, / P, Weibel, / F, Luthy, / H, Pm, /, & Gauck, L. J. S. (n.d.). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Researchgate.NetF Filser, P Kocher, F Weibel, H Luthy, P Scharer, LJ GaucklerInternational Journal of Computerized Dentistry, 2001•researchgate.Net*. Retrieved September 14, 2025, from https://www.researchgate.net/profile/Ludwig-Gauckler/publication/314234742_Zuverlassigkeit_und_Festigkeit_vollkera_mischen_Zahnersatzes_hergestellt_im_DCM-Verfahren/data/58bc1bc8a6fdcc2d14e57b2e/Int-J-Comp-Dent-2001-Filser.pdf
- Gseibat, M., Sevilla, P., Lopez-Suarez, C., Materials, V. R.-, & 2022, undefined. (n.d.). Prospective clinical evaluation of posterior third-generation monolithic zirconia crowns fabricated with complete digital workflow: two-year follow-up. *Mdpi.ComM Gseibat, P Sevilla, C Lopez-Suarez, V Rodríguez, J Peláez, MJ SuárezMaterials, 2022•mdpi.Com*. Retrieved September 14, 2025, from <https://www.mdpi.com/1996-1944/15/2/672>
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-

- infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25(11), 2153–2160. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2003.08.056>
- Güth, J., Stawarczyk, B., ... D. E.-Q., & 2019, undefined. (n.d.). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Search.Ebscohost.ComJF Güth, B Stawarczyk, D Edelhoff, A Liebermann Quintessence International, 2019•search.Ebscohost.Com*. Retrieved September 14, 2025, from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=00336572&AN=136959451&h=GFtbsz7n%2FdqmV3%2FhfDenwFvcbyueflmuqDLVkf3qZkiglyBxdVtoHAUxCDguWTd00rU1UoEUmVIennGzFW3hA%3D%3D&url=c>
- Jerg A, Spitznagel F, Ahlers O, Beck J, Beuer F,... - Google Akademik. (n.d.). Retrieved September 14, 2025, from https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Jerg+A%2C+Spitznagel+F%2C+Ahlers+O%2C+Beck+J%2C+Beuer+F%2C+et+al.+Update+of+the+S3+guideline+%E2%80%9CAI-ceramic+single+crowns+and+fixed+dental+prostheses%E2%80%9D%E2%80%93current+evidence-based+recommendations.+Dtsch+Zahn%C3%A4rztl+Z+Int+2021%3B%3A248-56&btnG=
- Karakoca, D., Hekimliği, H. Y.-A. Ü. D., & 2006, undefined. (n.d.). ZİRKONYUM VE SABİT PROTEZLERDE KULLANIMI. *Dergipark.Org.Tr*. Retrieved September 14, 2025, from <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/27518>
- Keskin Özyer, E., Kahramanoğlu, E., Üyesi, D. Ö., Diş, M. Ü., Fakültesi, H., Diş, P., Anablın, T., İstanbul, D., Şükrü, T., Akmanşoy, C., Görevlisi, A., Yasemin, T., Özkan, K., Doktor, P., Akmanşoy, Ş. C., & Kulak Özkan, Y. (2019). ZİRKONYUM DESTEKLİ SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA KLİNİK BAŞARI DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(1), 53–62. <https://doi.org/10.35333/ERD.2019.14>
- Kırmalı, Ö., & Özdemir, A. K. (2012). Zirkonya Esaslı Seramikler Zirconia-based Ceramics. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2, 15–18.
- Kosmaç, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., & Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15(6), 426–433. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00070-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00070-6)
- Lin, J. D., & Duh, J. G. (2003). Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*, 78(1), 253–261. [https://doi.org/10.1016/S0254-0584\(02\)00327-9](https://doi.org/10.1016/S0254-0584(02)00327-9)

- Lüthy, H., Loeffel, O., & Hammerle, C. H. F. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2), 195–200. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2005.04.016>
- Mao, L., Kaizer, M. R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. F., & Zhang, Y. (2018). Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222–1228. <https://doi.org/10.1177/0022034518771287>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)
- (QDT), J. S.-Q. of D. T., & 2003, undefined. (n.d.). The Lava System for CAD/CAM Production of High-Strength Precision Fixed Prosthodontics. *Search.Ebscohost.ComJA SorensenQuintessence of Dental Technology (QDT), 2003•search.Ebscohost.Com*. Retrieved September 14, 2025, from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=10601341&asa=N&AN=38027794&h=LiCIn8vCrTs3rWgPTMEnBPnVqDoMqqYDb%2BrsoJn4yMKTrc3HjQMgWgGsJr3T%2F4M5UbiqEXZUs2CPDieF9%2FgZJQ%3D%3D&crl=c>
- Raigrodski, A. J., & Chiche, G. J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 520–525. <https://doi.org/10.1067/MPR.2001.120111>
- Rimondini, L., Cerroni, L., ... A. C.-... J. of O. &, & 2002, undefined. (n.d.). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Search.Ebscohost.ComL Rimondini, L Cerroni, A Carrassi, P TorriceniInternational Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2002•search.Ebscohost.Com*. Retrieved September 14, 2025, from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08822786&AN=44164560&h=sMrWbjHAIMQun4mtLdGBs1cPcBvYID4FkPFyi9Rn9rbV9aBpbMChahqLay8zLt8bVWo53SsW%2F%2BHZibRJpOiyA%3D%3D&crl=c>
- Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513–530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Shahmiri, R., Standard, O., ... J. H.-T. J. of prosthetic, & 2018, undefined. (n.d.). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *ElsevierR Shahmiri, OC Standard, JN Hart, CC SorrellThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2018•Elsevier*. Retrieved September 14, 2025, from https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391317305012?casa_token=2s3Nu5kW5-8AAAAA:vXDK9AAPTVRTof4kDObi69U76O0TvYiTss84ac-lGvN50IsTOI6n51k-vL4d2zLJ3LGVllrvF1L0

- Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., ... B. S.-D. materials, & 2014, undefined. (n.d.). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Jstage.Jst.Go.JpB Stawarczyk, A Emslander, M Roos, B Sener, F Noack, C KeulDental Materials Journal, 2014*•*jstage.Jst.Go.Jp*. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-056>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Marlis, /, Figge, D., Ing, D., Edelhoff, D., & Lümke mann, / Nina. (2017a). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Search.Ebscohost.Com*, 48(6), 740–765. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Marlis, /, Figge, D., Ing, D., Edelhoff, D., & Lümke mann, / Nina. (2017b). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Search.Ebscohost.Com*, 48(6), 740–765. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38157>
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A., & Hämmerlet, C. H. F. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *SpringerB Stawarczyk, M Özcan, L Hallmann, A Ender, A Mehl, CHF HämmerletClinical Oral Investigations, 2013*•*Springer, 17*(1), 269–274. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0692-6>
- Zadeh, P., Lümke mann, N., ... B. S.-T. J. of prosthetic, & 2018, undefined. (n.d.). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *ElsevierPN Zadeh, N Lümke mann, B Sener, M Eichberger, B StawarczykThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2018*•*Elsevier*. Retrieved September 14, 2025, from https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391318300660?casa_token=uJ3ulMnrcXwAAAAA:AQQRnyD7r67PLMhv4-CWOZrP5L065bdDTxPabU7xhfbzdXAIsim_6glT3PLw1b8DpnW-OWnZKRtQ
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials, 27*(1), 83–96. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.10.024>



BÖLÜM 4

Sabit Protezlerde Marjinal ve İnternal Uyum Ölçüm Yöntemleri

Elif Yalçın¹ & Eyyüp Altıntaş²

Sabit Protezlerde Marjinal ve İnternal Uyum Ölçüm Yöntemleri

Klinikte uygulanan sabit protetik restorasyonların (örneğin kron ve köprülerin) esas hedefi, ağız dokularına zarar vermeksizin kaybedilmiş sert ve yumuşak dokuların fonksiyonel, fonasyonel ve estetik bütünlüğünü yeniden kazandırmaktır [1]. Sabit protez uygulamalarında uzun dönemli klinik başarının sağlanmasında marjinal ve iç uyum, kritik bir rol oynamaktadır [2]. Marjinal uyum; restorasyon kenarının dişin bitiş çizgisi ile olan adaptasyonunu tanımlar ve bu ilişkinin bozulması restorasyonun klinik başarısını ciddi biçimde etkileyebilir [3, 4]. Yetersiz uyum, siman tabakasında kalınlık artışına ve mikro sızıntıya neden olarak bakteriyel penetrasyon, sekonder çürük oluşumu ve periodontal irritasyon, restorasyon kenarlarında renklenme gibi komplikasyonlara yol açabilir[5, 6]. Ayrıca, marjinal açıklığın fazla olması stres birikimine sebep olur ve restorasyonun mekanik dayanıklılığını azaltabilir[7]. Bu nedenle, sabit protezlerde klinik başarının sürdürülebilirliği için marjinal uyumun kabul edilebilir sınırlar içinde olması temel bir gerekliliktir. Literatürde genellikle 120 µm altındaki marjinal boşluk değerleri klinik olarak kabul edilebilir olarak bildirilmiştir[4, 5] İnternal uyum (iç aralık), restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyon arasında yer alan siman boşluğunun homojen dağılımını ifade eder. İç uyumun ideal olmaması, siman tabakasında kalınlık farklılıklarına neden olarak bağlanma kuvvetinin azalmasına ve restorasyonun retansiyonunun zayıflamasına sebep olabilir. Marjinal ve internal uyumun hassas bir şekilde ölçülmesi, çeşitli restorasyon materyalleri ve üretim yöntemlerini değerlendirirken önemlidir. Ancak literatürde “uyum” kavramının tanımı ve ölçüm yöntemleri farklılıklar gösterdiğinden, yapılan çeşitli çalışmalar arasında sonuçlar tutarsız olabilmektedir[8]

Bu bölümde sabit protezlerde marjinal ve internal uyumu değerlendirmek için kullanılan yöntemler ele alınacak; metodların tanımı, avantajları, dezavantajları, güvenilirlik düzeyleri ve klinik uygulamadaki geçerlilikleri tartışılacaktır. Özellikle yakın zamanda geliştirilen güncel teknikler – örneğin CAD/CAM tabanlı dijital taramalar, mikro-BT (micro-CT) analizleri, silikon replika yöntemi ve optik koherens tomografi (OCT) gibi yaklaşımlar – ayrıntılı biçimde incelenecektir. Amaç, klinisyenlerin ve araştırmacıların kendi vaka ve araştırma

¹ Uzm. Dt., Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0000-0002-6354-8167

² Doç. Dr., Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0000-0002-7767-9694

gereksinimlerine en uygun ölçüm yöntemini seçmelerine yardımcı olacak kapsamlı bir bakış sunmaktır.

Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan ölçüm yöntemleri temelde direkt (klinik) ve indirekt (laboratuvar) yaklaşımlar olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Direkt yöntemler, restorasyonun ağız içindeki uyumunun klinik olarak incelenmesi veya uygun ölçüm ekipmanlarıyla değerlendirilmesine dayanır ve genellikle noninvaziv teknikleri içerir. Buna karşın indirekt yöntemler, ölçümler için bir aracı materyal veya model kullanılmasını gerektirir; bu işlemler çoğunlukla laboratuvar koşullarında veya dijital analiz ortamlarında gerçekleştirilir. İndirekt yöntemler kendi içinde, numunelerin kesilerek değerlendirildiği invaziv yöntemler ve örneğe zarar vermeden yapılan non-invaziv (örneğin replika alma veya dijital tarama) teknikler olarak iki alt gruba ayrılmaktadır.

Tarihsel açıdan bakıldığında, restorasyonun uyumunu değerlendirmede kullanılan ilk yöntem direkt görsel muayene tekniği olmuştur[9]. Bunu takiben, invaziv bir yöntem olan laboratuvar da kesit alma yöntemi uzun yıllar “altın standart” kabul edilerek kullanılmıştır[8, 10]. Daha sonra numuneyi tahrip etmeyen silikon replika yöntemi geliştirilmiş ve kullanılmıştır. 2000’li yıllarda ise dijital görüntüleme teknolojilerinin gelişmesiyle mikro-BT taraması, dijital tarayıcılarla eşleştirme (örn. çiftli veya üçlü tarama yöntemleri) ve OCT gibi ileri teknikler ortaya çıkmıştır. Bu bölümde; yöntemlerin her biri tanımlanarak geçmişten günümüze gelişimleri, avantaj-dezavantajları ve güvenilirlikleri sunulmaktadır[11-14].

Direkt Klinik Değerlendirme Yöntemi (Gözlem ve USPHS Kriterleri)

Direkt yöntem, restorasyonun marjinal uyumunu hastanın ağızda klinik gözlem yoluyla değerlendirme yöntemidir. Bu yaklaşım in vivo koşullarda uygulanabilen noninvaziv bir teknik olduğu için klinikte sıklıkla tercih edilir. Klinisyenler, restorasyon ile diş arasında gözle görülür bir açıklık olup olmadığına ve sondun ucunun bu aralığa takılıp takılmadığına bakarak marjinal uyumu değerlendirir. United States Public Health Service (USPHS) kriterleri, bu değerlendirme için yaygın olarak kullanılır: Kriterlerde, hiçbir açıklık gözlenmemesi ve sondun takılmaması “Alfa” (mükemmel uyum), hafif bir açıklık veya sonda takılması “Bravo” (klinik olarak kabul edilebilir uyum), sondanın dentin ya da restorasyon altına ilerleyebilmesi “Charlie” (kısa sürede restorasyon değiştirilmesi gerekir), restorasyonun oynar veya düşecek durumda olması ise “Delta” (hemen değiştirme gerekli) olarak sınıflandırılır[15].

Klasik USPHS sisteminden türetilen modifiye USPHS–Ryge yöntemi, restorasyonların yalnızca klinik kabul edilebilirliğini değerlendirmekle kalmayıp, aynı zamanda klinik başarı düzeyini daha ayrıntılı ve hassas biçimde ölçmeyi hedefler. Bu sistemde restorasyonlar “klinik olarak kabul edilemez” ve “klinik olarak kabul edilebilir” olmak üzere iki kategoride incelenir ve her vakaya belirli

bir puan atanır. Değerlendirme puanlamasında; uygun marjinal uyum ve sond takılmaması durumunda 0, sondun kenara takılması ancak boşluğa girmemesi halinde 1, marjinde minenin açığa çıkması durumunda 2, dentin yüzeyinin marjinal açıklık nedeniyle ortaya çıkması halinde 3, restorasyonun mobil, kırık veya eksik olması durumunda ise 4 puan verilir. Puan değerinin artması, restorasyonun klinik başarısında azalma anlamına gelmektedir [16].

Avantajları: Direkt değerlendirme, laboratuvar süreci veya ek bir ölçüm cihazı gerektirmediği için hızlı, kullanışlı ve düşük maliyetli bir yöntemdir. Klinik ortamda doğrudan kullanılabilmesi sayesinde bu teknik, hızlı sonuç alınmasına imkan tanır ve ölçüm sürecinde meydana gelebilecek ara işlem hatalarını minimize eder. Ayrıyeten restorasyona veya dişe zarar vermeyen non-invaziv yöntemlerdendir.

Dezavantajları: Bu yöntemin en büyük kısıtlılığı düşük hassasiyetli ve subjektif olmasıdır. Değerlendirme gözle ve sond ile yapıldığı için, insan gözünün algılayabildiği minimum aralık yaklaşık 50–60 µm civarındadır; daha küçük boşluklar gözle fark edilmeyebilir[17]. Ayrıca bir hekimden diğerine değerlendirme farklılıkları olabilir ve sonuçlar nicel değil, nitelik şeklindedir (genellikle “uygun” vs “uyumsuz”). Standardizasyonu düşüktür ve aynı hastadan tekrar ölçüm alınıp tam olarak karşılaştırılması güçtür [7]. Bu nedenlerle, araştırma amaçlı çalışmalar ve hassas ölçümler için genellikle dolaylı yöntemlere ihtiyaç duyulur[18].

Klinik Geçerlilik: Direkt yöntem halen restorasyon tesliminde klinikte ilk değerlendirme aracıdır. Eğer marjinal uyum gözle kabul edilemez bulunursa, restorasyon laboratuvara geri gönderilir veya ağız içinde uyumlandırımlar yapılır. Ancak bu yöntem milimetrenin altında kesin ölçüm vermediğinden, araştırma ortamında elde edilen sayısal uyum değerleriyle doğrudan karşılaştırma yapmak zordur. Yine de, klinik kabul edilebilirlik değerlendirmesi için USPHS gibi kriterler yaygın olarak kullanılmaya devam etmektedir.

Kesit Alma Yöntemi (Cross-Sectional Method)

Kesit yöntemi, laboratuvar ortamında restorasyonun diş üzerindeki uyumunu incelemek için klasik ve invaziv bir tekniktir. Bu yöntemde hazırlanan restorasyon uygun simanla (veya simansız olarak boşluk ölçümü için) dişe oturtulduktan sonra numune sert bir reçine içine gömülür ve bukkal-lingual ile mezial-distal düzlemlerde hassas testerelerle kesitler alınır[19]. Elde edilen çapraz kesit yüzeyleri, ışık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenerek marjinal boşluk ve iç boşluk mesafeleri mikrometre hassasiyetinde ölçülür[20].

Avantajları: Kesit alma yöntemi, fiziksel temasla ölçüm sağladığından yıllar boyunca “gerçek uyum”un tespiti için referans kabul edilmiştir. Hem marjinal kenar boşluğunu hem de restorasyonun internal yüzeylerindeki siman kalınlığını

değerlendirme imkânı sağlar. Dikey ve yatay düzlemlerde ölçüm yapılabilirdiğinden restorasyonun farklı bölgelerindeki uyumunu karşılaştırılabilir. Numuneler reçineye gömülüp kesildiğinde restorasyonun pozisyonu sabitlenmiş olduğundan, ölçüm sırasında restorasyonun oynama/yanlış oturma riskini de minimuma indirir. Mikroskop altında yüksek ölçeğe büyütme altında inceleme yapıldığı için çözünürlük ve doğruluk oldukça yüksektir (genellikle birkaç mikron mertebesinde).

Dezavantajları: En belirgin dezavantaj, yöntemin invaziv olmasıdır. Numune kesimi sonrasında diş ve restorasyonun bütünlüğü bozulur, dolayısıyla örnek yeniden kullanılamaz hale gelir. Ayrıca sadece alınan kesitler üzerinde ölçüm yapılabilir; restorasyonun tüm çevresindeki uyumun tam bir üç boyutlu haritası bu yöntemle elde edilemez. Çok sayıda kesit alınıp farklı noktalar incelense bile, aradaki bölgelerdeki boşluk durumunu kaçırma olasılığı vardır. Kesit sayısının artırılması da numuneyi tamamen tahrip edeceğinden pratik değildir. Bunun yanında, kesit hazırlama işlemi zaman alıcı ve özel ekipman gerektiren bir süreçtir (presizyon testere, gömme materyalleri, polisaj, vb.). Tüm süreç boyunca restorasyonun konumu veya düzlemi hafifçe bile değişirse, ölçümlerde hata oluşabilir[21].

Doğruluk ve Güvenilirlik: Kesit yöntemi doğru uygulandığında, son derece hassas ölçümler sunar ve bu sebeple literatürdeki çoğu araştırma için karşılaştırma standardı olarak kullanılmıştır. Bununla birlikte, farklı araştırmalarda kesitlerin çeşitli bölgelerden alınması veya ölçüm noktası sayılarının değişkenlik göstermesi, kaydedilen boşluk değerlerinde varyasyonlara neden olabilmektedir. Bu bağlamda, sonuçların tekrarlanabilirliği için her kesitte mümkün olan en çok sayıda ölçüm yapılması ve deneysel protokolün standardize edilmesi önemlidir. Bazı araştırmacılar, güvenilir sonuçlar için her bir numunede en az 50 noktadan ölçüm almayı ve en az ~30 numune kullanılmasını tavsiye etmektedirler. Kesit yöntemi in vitro bir teknik olduğundan klinik geçerliliği doğrudan yoktur, ancak elde edilen veriler laboratuvar değerlendirmeleri ve farklı üretim tekniklerinin karşılaştırılması için oldukça kıymetlidir[8].

Silikon Replika Yöntemi (İki Aşamalı Replika)

Silikon replika tekniği, restorasyon ile diş arasındaki aralığı silikon ölçü malzemesi kullanarak kopyalayan ve bunu kesitlere ayırarak inceleyen bir non-invaziv yöntemdir. Bu yöntem ilk olarak 1972 senesinde McLean ve von Fraunhofer tarafından siman kalınlığını ölçmek için tanımlanmıştır[4]. Bu yöntemin temel prensibi, restorasyonun iç yüzeyine düşük viskoziteli (light-body) silikon materyal yerleştirilerek, restorasyonun dişe tam olarak oturtulması ve böylece simantasyon sürecinin laboratuvar ortamında taklit edilmesidir. Silikon sertleşince restorasyon titizlikle uzaklaştırılır; diş üzerindeki ince silikon film, siman boşluğunun bir negatif kopyasıdır. Bu ince film yırtılmadan çıkartıldıktan sonra desteklenmesi için üzerine kalın kıvamlı (heavy-body)

silikon enjekte edilerek kalınlaştırılır ve böylece kolay incelenebilir dayanıklı bir replika elde edilir[22]. Hazırlanan silikon replika, tıpkı kesit yönteminde olduğu gibi uygun düzlemlerde (ör. merkezi kesit) bistüri ile kesilir. Kesit yüzeyleri mikroskop altında incelenerek silikon tabakasının kalınlığı ölçülür; bu kalınlık orijinal restorasyon-diş aralığını (marjinal veya iç boşluğu) yansıtır. Silikon replika tekniği kullanılarak hem marjinal uyum hem de internal uyum incelenebilir.

Avantajları: Silikon replika tekniği numunenin bütünlüğünü koruyan ve aynı numune üzerinde çoklu ölçümler veya farklı zamanlarda tekrar ölçüm yapmaya olanak tanıyan non-destrüktif bir yöntemdir. Ucuz, uygulaması kolay ve hızlıdır ayrıca özel cihaz kullanımı gerektirmez; bu nedenle hem laboratuvar çalışmalarında hem de klinik araştırmalarda sıklıkla tercih edilir[23]. Örneğin, klinikte bir kronun simantasyon öncesi prova aşamasında silikon replika alınarak laboratuvara gönderilip marjinal uyum kontrolü yapılması mümkündür. Replika yöntemi ile alınan silikon, orijinal numune saklandığı sürece ileride farklı bir analiz için de tekrar incelenebilir. (örneğin aynı replika üzerine dijital ölçüm yapmak gibi). Bu avantaj, çoğu yöntemde mevcut değildir.

Dezavantajları: Silikon replika yönteminde analiz sonuçları, operatör tekniğine ve kullanılan silikon materyalinin stabilitesine oldukça bağlıdır. Düşük viskoziteli silikon ince bir katman oluşturduğundan, restorasyon çıkarılırken veya kesilirken deformasyona uğrayabilir veya yırtılabilir. Düşük viskoziteli silikonların yırtılma riski, ölçüm hassasiyetini olumsuz etkileyebilir[24]. Ayrıca bu yöntem de kesit alma tekniği gibi temel olarak alınan kesitlerin incelemesine dayandığı için iki boyutlu bir değerlendirmedir; silikon filmin yalnızca kesiti alınan bölgelerindeki kalınlık ölçülür ve tam üç boyutlu bir boşluk haritası elde edilmez[10]. Analiz sürecinde hem kullanılan cihazlardan hem de operatörden kaynaklanabilecek hata olasılıkları bulunmaktadır. Örneğin, mikroskopik ölçümler sırasında piksel boyutundaki sınırlılıklar veya ölçüm noktasının sübjektif seçimi, elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olabilir. Bununla birlikte, uygun ölçüm protokolleri uygulanarak —örneğin her numuneden birden fazla replika elde edilip ortalama değerlerin kullanılmasıyla— bu hatalar önemli ölçüde azaltılabilir.

Doğruluk ve Kullanım Alanı: Silikon replika, doğru uygulandığında kesit yöntemine benzer tutarlılıkta sonuçlar verebilir ve hatta bazı klinik çalışmalarda in vivo marjinal uyum değerlendirmesi için kullanılmıştır[25]. Yöntemin genel doğruluğu, kullanılan silikonun viskozitesine, polimerizasyon büzülmesine ve ölçüm cihazının çözünürlüğü gibi faktörlere bağlıdır. Klinik olarak, özellikle araştırma amaçlı olarak, hasta ağzından silikon replika alınıp bunun laboratuvarında incelenmesi mümkündür; bu sayede restorasyonun yenilenmesine gerek kalmadan klinik kabul edilebilirliği sınırda olan durumlar düzeltilebilir.

Mikroskopik Doğrudan Görüntüleme (Fotoğraflama ile Ölçüm)

Kesit alma ya da silikon replika hazırlama işlemlerine gerek kalmadan, simante edilmiş restorasyonun marjinal bölgesindeki açıklık, mikroskop altında doğrudan incelenerek ölçülebilir. Bu doğrudan görüntüleme yaklaşımı, dijital kamera veya mikroskop vasıtasıyla marjinal aralığın fotoğraflanması ve elde edilen görüntü üzerinde ölçekli ölçüm yapılması esasına dayanır[3]. Genellikle yüksek çözünürlüklü bir DSLR kamera mikroskoba adapte edilerek veya dijital mikroskop kullanılarak restorasyon-dış kenarının görüntüsü yakalanır. Elde edilen fotoğrafta marjinal boşluk mesafesi uygun yazılımla ölçülür.

Avantajları: Numuneye zarar vermeyen, hızlı uygulanan bir tekniktir. Tek bir görüntüyle birden fazla noktanın ölçümü yapılabilir ve kayıt altına alınan fotoğraflar gerektiğinde tekrar analiz edilebilir. Mikroskopik görüntüleme ile kontrast artırılarak boşluğun belirginleştirilmesi mümkündür; böylece çıplak gözle görülmeyen küçük aralıklar tespit edilebilir. Bu yöntem, literatürde birçok çalışmada (yaklaşık %47 oranında) marjinal uyumu değerlendirmek için kullanılmıştır[8].

Dezavantajları: Ölçüm doğruluğu, fotoğrafın çözünürlüğüne ve ölçek kalibrasyonuna bağlıdır. Piksel boyutu sınırlılığı nedeniyle çok küçük boşluklarda hassasiyet düşebilir; örneğin ışık mikroskobuyla direkt ölçüm, fotoğraf üzerindeki ölçümden daha hassas bulunmuştur[18]. Ayrıca, bu yöntem genellikle sadece marjinal kenarın dış bölümünü değerlendirebilir; restorasyonun internal kısımlarındaki uyum hakkında fikir vermez. Elde edilen görüntü iki boyutlu olduğundan, derinlik bilgisini içermez. Yine de, benzer açılardan birden fazla fotoğraf alarak veya farklı kesit düzlemleriyle tekrarlayarak daha detaylı bir analiz yapmak mümkündür.

Epoksi Replika Yöntemi

Silikon replika yöntemine modifikasyon olarak geliştirilen epoksi replika yönteminde araştırmacılar preparasyon ve dış arasındaki boşluğu epoksi reçine ile doldurarak bir kopya elde etmeyi de denemişlerdir. Bu yöntemde restorasyon geçici simanla veya vazelin ile yerleştirildikten sonra dış-preparasyon boşluğuna akıcı bir epoksi reçine gönderilir ve sertleşmeye bırakılır. Sonrasında restorasyon sökülerek dış üzerinde katı bir reçine kalıp bırakılır; bu kalıp, restorasyonun iç boşluğunun 3B kopyasıdır. Epoksi replika daha sert olduğu için kesilirken deformasyona uğrama riski silikona göre düşüktür. Avantaj olarak, silikon yerine daha boyutsal stabil bir malzeme kullanılmış olur. Ancak dezavantajları da vardır: Reçinenin büzülmesi, dış yüzeyine yapışması veya tam yayılmaması sorun olabilir. Ayrıca epoksi sertleşirken ısı çıkabilir ve bu, hassas numunelerde istenmez. Epoksi replika yöntemi literatürde çok yaygın değildir; daha çok silikon yerine alternatif arayan birkaç çalışma tarafından denenmiştir[26].

Profilometri (Yüzey Tarama Yöntemi)

Profilometre ile analiz, restorasyonun marjinal kenarının dış yüzeyiyle olan adaptasyonunu değerlendirmek için geliştirilen non-destrüktif bir ölçüm tekniğidir[20, 21]. Bu yöntemde, restorasyonun simantasyonunun öncesinde ve sonrasında restorasyon-preparasyon kenarının profilini ölçen cihazlar kullanılır. Örneğin, bir üç boyutlu optik profilometre veya mekanik bir yüzey tarayıcısı ile restorasyon takılmadan önce dişin bitim çizgisinin hassas topografisi kaydedilir; ardından restorasyon provası yapıp çıkarıldıktan sonra aynı bölgenin profili tekrar ölçülür. İki ölçüm arasındaki fark, marjinal boşluğun büyüklüğünü gösterir[21]. Bazı çalışmalarda ise diş-preparasyon ve restorasyon kenarı aynı odak düzlemine getirilerek optik olarak taranmış ve aralarındaki mesafe hesaplanmıştır[3].

Avantajları: Profilometri yöntemi non-invaziv ve yüksek hassasiyetli bir tekniktir. Aynı numune üzerinde restorasyon öncesi ve sonrası ölçümler alınarak çok küçük değişimler bile tespit edilebilir. Numunenin hem dış hem restorasyon kısmını aynı anda ölçüm alanında tutarak odaklama yapabildiği için, geleneksel mikroskopik ölçümlere göre daha doğru bir odak ve mesafe analizi sağlar. Tekrar edilebilirliği yüksektir; numuneye zarar verilmediği için istenirse farklı zamanlarda tekrarlanabilir [20, 21].

Dezavantajları: Profilometri doğrudan siman tabakasının kalınlığını ölçmez; bunun yerine dış ve restorasyon kenar profilleri arasındaki fark üzerinden dolaylı bir boşluk ölçümü yapar. Bu durum, özellikle siman kalınlığının bölgeler arasında homojen olmadığı durumlarda ölçümün yorumlanmasını zorlaştırabilir. Ayrıca, ardışık analizlerde numunenin pozisyonlandırılmasında meydana gelen minimal sapmalar bile sonuçları etkileyebilir; dolayısıyla operatör kaynaklı hatalara açık bir yönü vardır. Kullanılan cihazların yüksek maliyetli olması ve kullanımının özel uzmanlık gerektirmesi, yönteminin yaygınlığını sınırlamıştır. Bu sebeple, profilometri yöntemi daha çok akademik araştırmalar için laboratuvar çalışmalarında tercih edilmiştir [3, 20, 21].

Silikon Ağırlık Ölçümü Tekniği

Silikon replika tekniğinin bir varyasyonu olarak, bazı araştırmacılar restorasyon ile diş arasına doldurulan silikonun ağırlığını ölçerek toplam boşluk hacmini tahmin etmeyi önermiştir. Bu yöntem sınırlı sayıda çalışmada tercih edilmiştir[27]. Bu yöntemde bilinen yoğunlukta bir silikon materyali restorasyon içine enjekte edilip taşırmadan dişe oturtulur; fazla silikon dikkatlice uzaklaştırılır. Sertleşme sonrası restorasyon çıkarılıp sadece boşlukları dolduran silikon elde edilir ardından özel bir hassas teraziyile ağırlığı ölçülür. Ölçülen kütle, silikon yoğunluğuna bölünerek boşluğun toplam hacmi hesaplanabilir. Bu yaklaşım teorik olarak ilginç olsa da pratik zorluklar içerir: Silikonun tam olarak sadece boşluğu doldurması, taşma veya eksik dolum olmaması gerekir. Ayrıca ölçülen hacim toplam bir değer sunar; marjinal aralıktan mı internal boşluktan mı

kaynaklandığı bilinemez. Bu sebeple silikon ağırlık yöntemi literatürde nadiren kullanılmış ve yaygın kabul görmemiştir. Daha çok diğer yöntemlerin doğrulanmasında yan bir gösterge olarak değerlendirilebilir.

Dijital Tarama Yöntemleri (Çiftli ve Üçlü Tarama, CAD/CAM Analizi)

Gelişen dijital teknolojilerin sayesinde, replika hazırlamaya ve replika hazırlamaya ihtiyaç duyulmadan tarayıcılar ve yazılımlar aracılığıyla marjinal ve internal uyumu değerlendirme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin temelinde, dış preparasyonu ve restorasyonun üç boyutlu sanal modellerinin oluşturulup karşılaştırılması yatar. En sık bahsedilen iki yaklaşım Çift Tarama (Dual-Scan) Yöntemi ve Üçlü Tarama (Triple-Scan) Yöntemi olarak anılır.

Çift Tarama Yöntemi (DSM): Bu dijital yöntem, silikon replika tekniğinin dijital versiyonu gibi düşünülebilir. İlk olarak dayanak diş (preparasyon) dijital olarak taranır ve kaydedilir. Sonra restorasyon, tıpkı silikon replika tekniğinde olduğu gibi, akışkan bir silikon ölçü materyali ile doldurulup dişe oturtulur. Sertleşmenin ardından restorasyon çıkarılır ve preparasyon üzerindeki ince silikon film ikinci kez taranır. Elde edilen iki tarama (preparasyonun kendisi ve silikon film tabakası) uygun yazılımda üst üste getirilerek restorasyonun boşluk haritası çıkarılır; böylece siman boşluğunun kalınlığı dijital ortamda ölçülür. Bu yöntem “çift tarama” denmesinin sebebi, aynı hazırlık için iki ayrı dijital tarama yapılmasıdır[28].

Üçlü Tarama Yöntemi (TSM): Bu yöntem, restorasyonun uyumunu değerlendirmek için üç ayrı dijital tarama verisini kullanır. Birinci adımda, restorasyonun intaglio (iç) yüzeyi de dahil olmak üzere tüm yüzeyleri yüksek çözünürlüklü olarak taranır ve dijital modele dönüştürülür. İkinci adımda, preparasyonu yapılan diş detaylı biçimde taranarak dijital ortamda kaydedilir. Üçüncü adımda ise restorasyon, diş üzerine tam yerleştirilmiş konumda taranarak restorasyon–dayanak ilişkisini yansıtan birleşik veri seti elde edilir. Tüm taramalar standard triangle language (STL) formatında kaydedilir. Ardından bir 3B analiz yazılımı bu üç veriyi hizalar. Kullanılan yazılım, restorasyon ile diş yüzeyi arasında kalan boşluğu hacimsel olarak hesaplar. Böylece tüm marjinal hat boyunca ve iç yüzey genelinde boşluğun dağılımı elde edilir. Üçlü tarama, restorasyon uyumunun sanal bir 3B haritasını çıkararak, istenilen her noktada boşluk ölçümü yapabilmeyi mümkün kılar[12]. Her iki teknikte de hassas bir dijital tarayıcı kullanılması şarttır. Bu tarayıcı laboratuvar tipi hassas bir optik tarayıcı olabileceği gibi, bir intraoral scanner (ağız içi tarayıcı) da olabilir. Tarayıcı sistemlerin ölçüm hassasiyeti genellikle 10–20 µm aralığında olup, bu sayede yüksek yoğunluklu bir nokta bulutu verisi elde edilebilir.

CAD/CAM sistemleri de bu amaçla entegre analiz modülleri içerebilir. Örneğin günümüz CAD yazılımlarında, taranan diş modeli ile tasarlanan/restorasyon modeli üst üste getirilerek belirli bir siman aralığı parametresine göre renklendirilmiş uyum haritaları çıkarılabilir. Hatta bazı

sistemler, kron üretiminden sonra tekrar tarama yapıp üretim öncesi dijital tasarımla karşılaştırarak üretim hatasını ve uyum farkını ortaya koyabilmektedir[29, 30]

Avantajları: Dijital tarama teknikleri, restorasyon ve diş yüzeyleri arasındaki ilişkilerin üç boyutlu, yüksek çözünürlüklü ve kapsamlı biçimde inceleme imkanı sağlar. Restorasyonun tüm çevresi ve iç yüzeyinin değerlendirilebildiği için teorik olarak sınırsız sayıda ölçüm noktası elde edilebilir. Ayrıca Non-invaziv oldukları için numuneye zarar vermezler; aynı restorasyon farklı zamanlarda veya farklı tekniklerle de tekrar incelenebilir. Klinik uygulamaya en yakın araştırma yöntemleri bunlardır: Özellikle üçlü tarama yöntemi, uygun tarayıcılar sayesinde hasta ağzında dahi uygulanabilir ve bu sayede klinik ortamda dijital marjinal uyum değerlendirmesinin yolunu açar. Ayrıca dijital veriler saklanabilir, paylaşılabılır ve standardize edilebilir; bu, farklı çalışmalar arasında karşılaştırmayı kolaylaştırır[10].

Dezavantajları: Dijital yöntemlerin doğruluğu, tarayıcının çözünürlüğü ve verilerin hizalama başarısına bağlıdır. Tarama işlemi sırasında hata veya veri bozulması oluşabilir; örneğin parlak metal yüzeylerde veya dar boşluk bölgelerinde optik tarayıcı yeterli veri toplayamayabilir. Üçlü tarama yönteminde, üç ayrı veri setinin yazılımda çakıştırılması gerekir ve bu hizalama esnasında küçük hata birikimleri tüm ölçüm haritasını etkileyebilir[10]. Çift tarama yönteminde ise silikon filmin taranması gerektiğinden, silikon replikanın deformasyonu veya tarayıcı tarafından algılanamaması riski mevcuttur[28]. Ayrıca dijital tarayıcıların maliyeti yüksektir ve elde edilen büyük veri setlerinin işlenmesi için iyi bir bilgisayar ve özel yazılımlar gerekir[31]. Yine de teknolojinin gelişimiyle bu dezavantajlar giderek azalmaktadır ve dijital yöntemler araştırmalarda daha fazla tercih edilmektedir[11].

Klinik Kullanılabilirlik: Dijital tarama yöntemleri arasında bilhassa üçlü tarama protokolü, klinisyenlerce de uygulanabilecek potansiyele sahiptir. Örneğin, hassasiyeti yüksek bir intraoral tarayıcı ile kuronlar simante edilmeden önce ve simante edildikten sonra taranarak marjinal uyum dijital olarak değerlendirilebilir. Şu an için bu uygulama daha çok araştırma düzeyindedir; rutin klinik pratikte hekimler dijital tarama verilerini genelde uyum kontrolü yerine restorasyon tasarımı ve üretimi için kullanmaktadır[32].

Mikro-Bilgisayarlı Tomografi (Micro-CT) ile Ölçüm

Micro-CT (Mikro-BT), X-ışını tabanlı gelişmiş bir tomografi sistemidir ve restorasyon ile diş adaptasyonunu numuneye hasar vermeyecek şekilde içten kesitler alarak incelemeye olanak sağlayan ileri bir analiz yöntemidir[33]. Bu teknikte, restorasyon dişe simante edildikten ya da geçici olarak yerleştirildikten sonra, konik ışınlı mikro-tomografi cihazında taranır. Yüksek çözünürlüklü sensörler sayesinde elde edilen iki boyutlu kesitsel görüntüler, özel yazılımlar kullanılarak üç boyutlu modellere dönüştürülür. Sonuçta, tıpkı tıbbi tomografide

olduğu gibi, restorasyon ile diş arasındaki boşluğun tüm kesitleri detaylı şekilde görselleştirilir.

Araştırmacı, oluşturulan üç boyutlu datanın istenilen herhangi bir düzlemde sanal kesitler olarak marjinal veya internal boşluk ölçümlerini yapabilir[13]. Micro-CT cihazları tipik olarak 5–10 µm veya daha iyi bir voxelsel çözünürlüğe ulaşabildiğinden, çok küçük boşlukları bile tespit etmek mümkündür[33].

Avantajları: Micro-CT yöntemi, numuneye zarar vermeden üç boyutlu analiz olanağı sağlayan ileri bir in vitro tekniktir. Restorasyon-diş uyumu tüm yüzey boyunca haritalanabilir; bu sayede tek bir ölçümle binlerce noktadan aralık değerleri elde edilebilir. Özellikle kompleks yapıya çok üyeli sabit restorasyonlar veya ulaşılması zor internal bölgeler (ör. inley/onley restorasyonların tabanı) micro-CT ile kolayca değerlendirilebilir. Çözünürlüğün yüksek olması sayesinde en hassas marjinal ve internal uyum değerlendirme tekniklerinden biri olarak kabul edilir. Ayrıca, alınan veriler arşivlenebilir ve istenildiğinde yeniden ölçüm veya farklı bir analiz (örneğin hacimsel boşluk hesaplaması) için kullanılabilir. Bu yönüyle, micro-CT güncel literatürde pek çok uyum çalışmasında referans yöntem olarak kullanılmaya başlanmıştır[20].

Dezavantajları: Cihaz ve analiz sürecinin pahalı ve erişiminin sınırlı olması tekniğin önemli dezavantajlarından biridir. Buna ek olarak eğitimli personel gerektirmesi, bu yöntemin laboratuvarlarda rutin kullanımını kısıtlar. Bazı restoratif materyallerde (özellikle metal altıyapılı PFM kuronlar gibi) X-ışını artefaktları oluşabilir; metal cisimler görüntülerde yayılma ve çizgilere neden olarak ölçüm yapılmasını zorlaştırabilir. Bu nedenle metal içerikli numunelerde micro-CT verilerinin yorumlanması dikkat gerektirir veya cihaz parametrelerinin optimize edilmesi gerekebilir. Bir diğer dezavantaj, elde edilen data boyutunun çok büyük olması ve incelemenin zaman alabilmesidir. Örneğin bir kuronun micro-CT taraması gigabaytlarca veri üretebilir ve bunun manuel olarak ölçülmesi zahmetli olabilir – gerçi günümüzde otomatik yazılımlar bu süreci hızlandırmaktadır[10].

Doğruluk: Literatürde Micro-CT ile elde edilen marjinal ve internal boşluk değerleri genellikle referans olarak kabul edilir. Çalışmalar, micro-CT ile ölçülen değerlerin silikon replika veya kesit yöntemi ile tespit edilenlere yakın olduğunu, fakat daha çok ölçüm noktası içerdiği için daha güvenilir bir teknik olduğunu göstermektedir. Örneğin, Keunbada Son ve ark. (2019) yaptıkları bir karşılaştırmada micro-CT'nin diğer yöntemlere kıyasla daha yüksek (daha konservatif) boşluk değerleri rapor ettiğini, bunun da yöntemin tüm boşlukları kapsamlı yakalamasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak micro-CT, araştırma düzeyinde son derece yüksek doğrulukta ölçüm imkânı sunmakla birlikte, mevcut cihaz gereksinimleri ve işlem süresi sebebiyle klinik uygulamalardan ziyade laboratuvar analizlerinde tercih edilen bir referans yöntem konumundadır[10].

Optik Koherens Tomografi (OCT) ile Ölçüm

Optik Koherens Tomografi (OCT), ışık temelli non-invaziv bir görüntüleme sistemi olup, son yıllarda diş hekimliği araştırmalarında ve klinik analizlerde kullanılmaya başlayan gelişmiş teknolojilerden biridir. OCT, cisimlere nüfuz eden koherent ışın demetleri kullanarak, tıpkı ultrasonografide ses dalgalarının yaptığı gibi, yapıların iç kesitlerini optik olarak oluşturur. Diş hekimliğinde yüksek çözünürlüklü (~10-20 µm veya altı) iki boyutlu kesitler veya üç boyutlu hacimsel görüntüler sağlamak üzere modifiye edilmiş cihazlar mevcuttur. OCT tekniği, marjinal uyum analizinde restorasyonun diş üzerindeki kenar bölgesine odaklanarak birkaç milimetrelik derinliğe kadar optik kesit görüntüleri elde edilmesine olanak tanır. Bu kesitlerde diş-restorasyon arayüzü detaylı biçimde incelenebilir ve aradaki siman boşluğu mikron düzeyinde ölçülebilir. Örneğin, marjinal kenar boyunca alınan ardışık OCT kesitleri analiz edilerek boşluk kalınlığının dağılımı değerlendirilebilir[34, 35].

Avantajları: OCT'nin en önemli avantajı, in vivo olarak, yani hasta ağzında uygulanabilmesi ve anlık (real-time) sonuç vermesidir[36]. Radyoaktif bir teknik değildir. Çoğu dijital tarayıcıdan daha fazla çözünürlüğe sahiptir, bu sayede 10 µm'a kadar olan küçük boşluklar saptanabilir. Ayrıca hem iki boyutlu kesitler hem üç boyutlu görüntüler oluşturulabilir. OCT makineleri mine dokusundan belli bir derinliğe kadar penetre olabildiğinden, sadece marjinde değil, diş dokusunun içinden restorasyon sınırına kadar uzanan görüntüler elde edilebilir. Bu, özellikle altın kaplama veya seramik gibi yarı saydam restorasyonlarda iç uyumu gözlemlene potansiyeli sunar. Özetle, OCT gerçek zamanlı, yüksek çözünürlüklü ve invaziv olmayan bir ölçüm tekniği olarak öne çıkar[37].

Dezavantajları: OCT'nin kullanımı penetre edebildiği materyal sayısı az olduğundan kısıtlıdır. Çok kalın veya opak materyaller (örneğin metal altyapılı porselenler veya opak zirkonya) ışığı geçirmediği için OCT ile restorasyon-diş arayüzünü görüntülemek zordur. Bu sebeple OCT, saydam veya yarı saydam restorasyon materyallerinde en iyi sonucu verir.

Ayrıca cihazın probunun marjinal bölgenin yakınında konumlandırılması gerekir; erişimin zor olduğu arka bölge dişlerde veya subgingival bitim sınırlarında uygulama güçleşebilir. Görüntü alanı sınırlı olduğundan, aynı anda tüm marjini değil, kesit kesit küçük alanları değerlendirmek gerekir. Bu da tarama süresini uzatır ve elde edilen verileri birleştirirken dikkat gerektirir. Yine de teknolojik gelişmelerle bu sınırlamalar azaltılmaya çalışılmaktadır (örneğin, dental kullanım için özel küçük prob uçları ve daha derine penetrasyon sağlayan dalga boyları geliştirilmiştir) [38, 39].

Yöntemlerin Karşılaştırılması ve Ölçüm Doğruluğu

Farklı marjinal ve iç uyum ölçüm yöntemleri, yalnızca uygulama teknikleri açısından değil, ölçümün dayandığı temel varsayımlar bakımından da birbirinden

farklıdır. Her yöntem, diş-restorasyon arayüzünü değerlendirirken belirli koşulları “ideal” kabul eder. Örneğin, silikon replika tekniğinde silikon tabakasının kalınlığı doğrudan siman boşluğunu temsil ettiği varsayılırken, kesit yönteminde seçilen düzlemlerin tüm restorasyon yüzeyini yansıttığı kabul edilir. Micro-CT analizlerinde yoğunluk farklarının diş ve restorasyon sınırını doğru şekilde ayırdığı, üçlü tarama (triple-scan) yönteminde farklı taramaların mükemmel hizalandığı, OCT tekniğinde ise ışık yansımalarının arayüz sınırını tam olarak temsil ettiği varsayılır. Bu farklı kabuller nedeniyle, aynı restorasyon üzerinde yapılan ölçümlerde yöntem kaynaklı sonuç değişkenlikleri ortaya çıkabilmektedir. Dolayısıyla, literatürde rapor edilen marjinal ve iç uyum değerleri yorumlanırken kullanılan yöntemin doğası, ölçüm prensibi ve varsayımları mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır[10, 20] Genel bir eğilim olarak, destrüktif yöntemler (kesit alma gibi) bazen daha düşük boşluk değerleri rapor edebilir çünkü sadece belirli düzlemlerdeki boşlukları değerlendirir ve restorasyonun en iyi oturduğu noktaları yakalama olasılığı vardır. Buna karşın üç boyutlu yöntemler (üçlü tarama, micro-CT gibi) tüm çevreyi taradığı için, boşluğun en büyük olduğu bölgeleri de hesaba katarak ortalamayı yükseltebilir. Örneğin, kesit yönteminde rastgele seçilen bir kesitte boşluk çok küçük olabilir, ancak başka bir noktada çok daha büyük bir aralık vardır ve bu, kesit alınmadıysa gözden kaçır. Dijital yöntemler ise bunu ortaya çıkarır. Bu nedenle dijital yöntemlerin çoğu durumda daha konservatif (daha yüksek) boşluk ölçümü verme eğiliminde olduğu söylenebilir[10]

Ölçüm Noktalarının Standardizasyonu ve Yöntemlerin Doğrulanması

Marjinal ve iç uyum analizlerinde dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli unsur, ölçüm noktalarının standardizasyonudur. Farklı araştırmacıların farklı sayıda ve konumda ölçüm yapması (örneğin her bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeyde belirli nokta sayılarının seçilmesi gibi) sonuçların karşılaştırılabilirliğini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, literatürde mümkün olduğunca fazla sayıda ölçüm noktasının değerlendirilmesi ve ortalama değerin raporlanması önerilmektedir. Ayrıca, eğer çalışma tasarımı uygunsa birden fazla yöntemin birlikte kullanılması ölçüm güvenilirliğini artırabilir. Örneğin aynı numune üzerinde hem silikon replika hem de dijital tarama yöntemi uygulanarak sonuçların karşılaştırılması, yöntemlerin doğruluğunu karşılıklı olarak teyit etme olanağı sağlar. Literatürde, farklı tekniklerle doğrulanan bulguların daha güvenilir kabul edildiği yönünde görüş birliği bulunmaktadır [8].

Sabit protetik restorasyonlarda marjinal ve iç uyumun doğru biçimde değerlendirilmesi, restorasyonların uzun dönem başarısı açısından temel bir gerekliliktir. Bu amaçla geçmişten günümüze farklı yöntemler geliştirilmiş olup, her bir yaklaşımın kendine özgü avantajları ve sınırlılıkları bulunmaktadır. Geleneksel ölçüm teknikleri (örneğin doğrudan klinik gözlem, kesit alma, silikon replika vb.) uzun yıllar boyunca literatüre değerli veriler sağlamış ve halen

geçerliliğini korumaktadır. Buna karşılık, dijital analiz temelli yöntemler (örneğin CAD/CAM tabanlı analizler, üçlü tarama, Micro-CT, OCT gibi) günümüzde daha kapsamlı, tekrarlanabilir ve non-invaziv değerlendirme olanakları sunarak araştırmalarda giderek daha fazla tercih edilmektedir[8, 20].

Bununla birlikte, literatürde ölçüm yöntemleri arasında standart bir referans protokolün bulunmaması, farklı çalışmalarda bildirilen uyum değerleri arasında önemli farklılıklara neden olmaktadır. Dolayısıyla, her araştırmada elde edilen sonuçların kullanılan yöntemin doğasına bağlı olarak değişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. En uygun yaklaşım; çalışmanın amacına ve materyaline göre yöntemin dikkatle seçilmesi ve mümkünse birden fazla ölçüm tekniğinin birlikte kullanılarak sonuçların karşılıklı doğrulanmasıdır[8, 10].

Örneğin laboratuvar koşullarında yeni bir materyalin uyumu değerlendiriliyorsa, silikon replika ile dijital tarama yöntemlerinin birlikte uygulanması sonuçların tutarlılığını artırabilir. Ayrıca, deneysel standardizasyonun sağlanması (örneğin her numunede aynı ölçüm noktalarının değerlendirilmesi, yeterli örneklem sayısının kullanılması) elde edilen bulguların güvenilirliğini yükseltecektir.

Sonuç olarak, diş hekimliği alanında marjinal uyum ölçümüne yönelik kalıcı ve evrensel bir standardın oluşturulması gerekliliği literatürde sıklıkla vurgulanmaktadır[20]. Böyle bir standardizasyonun sağlanması, farklı çalışmaların bulgularının doğrudan karşılaştırılabilmesini kolaylaştıracak ve restorasyon uyumuna ilişkin kanıta dayalı klinik değerlendirmelerin daha güçlü temellere oturmasını sağlayacaktır.

KAYNAKÇA

1. Shillingburg, H.T. and L.D. Whitsett, *Fundamentals of fixed prosthodontics*. (No Title), 1997.
2. Christensen, G.J., *Marginal fit of gold inlay castings*. The Journal of prosthetic dentistry, 1966. **16**(2): p. 297-305.
3. Holmes, J.R., et al., *Considerations in measurement of marginal fit*. The Journal of prosthetic dentistry, 1989. **62**(4): p. 405-408.
4. Jw, M., *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br dent j, 1971. **131**: p. 107-111.
5. Fransson, B., G. Øilo, and R. Gjeitanger, *The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study*. Dental Materials, 1985. **1**(5): p. 197-199.
6. Felton, D., et al., *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. **65**(3): p. 357-364.
7. Contrepois, M., et al., *Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2013. **110**(6): p. 447-454. e10.
8. Nawafleh, N.A., et al., *Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review*. Journal of Prosthodontics, 2013. **22**(5): p. 419-428.
9. Mesinger, S., et al., *Evaluation of direct restorations using the revised FDI criteria: results from a reliability study*. Clinical oral investigations, 2023. **27**(4): p. 1519-1528.
10. Son, K., et al., *A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses*. Journal of clinical medicine, 2019. **8**(6): p. 785.
11. Svanborg, P., et al., *Comparison of the 3D triple-scan protocol and the impression replica technique for 3-unit tooth-supported fixed dental prostheses*. Biomaterial investigations in dentistry, 2019. **6**(1): p. 32-34.
12. Holst, S., et al., *A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations*. Quintessence international, 2011. **42**(8).
13. Yılmaz, B.K., et al., *Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of provisional fixed dental prostheses produced with additive and subtractive manufacturing*. BMC Oral Health, 2025. **25**(1): p. 797.
14. Abdelaziz, M., et al. *Optical coherence tomography (OCT) for the evaluation of internal adaptation of class V resin restorations on dentin*. in *Lasers in Dentistry XXVI*. 2020. SPIE.

15. Metiner, C., Ş. begüm Türker, and M.A. Keleş, *Sabit protetik restorasyonlarda marjinal adaptasyon*. European Journal of Research in Dentistry, 2019. **3**(1): p. 35-43.
16. Bindl, A. and W.H. Mörmann, *An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns*. International Journal of Prosthodontics, 2002. **15**(5).
17. Ushiwata, O. and J.V. de Moraes, *Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **83**(3): p. 362-366.
18. Anusavice, K.J., *Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses*. Dental materials, 2012. **28**(1): p. 102-111.
19. Sachs, C., et al., *Full-arch prostheses from translucent zirconia: accuracy of fit*. Dental Materials, 2014. **30**(8): p. 817-823.
20. Ayres, A.P., et al., *Advantages and drawbacks of different methods to measure marginal gaps in fixed dental prostheses: A scoping review*. Journal of Dentistry, 2024. **151**: p. 105400.
21. Mitchell, C.A., M.R. Pintado, and W.H. Douglas, *Nondestructive, in vitro quantification of crown margins*. The Journal of prosthetic dentistry, 2001. **85**(6): p. 575-584.
22. Ryu, J.-E., et al., *Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions*. The journal of advanced prosthodontics, 2020. **12**(4): p. 225.
23. Han, H.-S., et al., *Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2011. **106**(3): p. 191-197.
24. Laurent, M., et al., *Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method*. Journal of oral rehabilitation, 2008. **35**(2): p. 116-122.
25. Rau, S.A., et al., *Clinical Fit of Monolithic Zirconia Single Crowns*. The International Journal of Prosthodontics, 2018. **31**(5): p. 443-445.
26. Groten, M., et al., *Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **83**(1): p. 40-49.
27. Ucar, Y., et al., *Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns*. The Journal of prosthetic dentistry, 2009. **102**(4): p. 253-259.

28. Lee, H., et al., *A simplified method for evaluating the 3-dimensional cement space of dental prostheses by using a digital scanner*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2017. **118**(5): p. 584-586.
29. Borbola, D. and J. Vag, *Unifying Intraoral Scanner, Computer-Aided Manufacturing, and Final Crown Accuracy: A Virtual-Fit Method for Marginal Gap Evaluation*. Journal of Dentistry, 2025: p. 106113.
30. Cui, X., et al., *Accuracy of intraoral versus desktop scanners used in digitizing polyvinyl siloxane impression for fabricating a CAD-CAM customized post and core*. Journal of Prosthodontics, 2025. **34**(4): p. 382-387.
31. Li, R., et al., *Suitability of the triple-scan method with a dental laboratory scanner to assess the 3D adaptation of zirconia crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021. **125**(4): p. 651-656.
32. Tanveer, W., et al., *Systematic review of clinical applications of CAD/CAM technology for craniofacial implants placement and manufacturing of orbital prostheses*. International journal of environmental research and public health, 2021. **18**(21): p. 11349.
33. Riccitiello, F., et al., *In vitro evaluation of the marginal fit and internal adaptation of zirconia and lithium disilicate single crowns: micro-CT comparison between different manufacturing procedures*. The open dentistry journal, 2018. **12**: p. 160.
34. Pahlevaninezhad, H., et al., *Nano-optic endoscope for high-resolution optical coherence tomography in vivo*. Nature photonics, 2018. **12**(9): p. 540-547.
35. Monteiro, G.Q., et al., *Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography*. Dental Materials, 2011. **27**(12): p. e213-e223.
36. Yang, X., et al., *Real-time imaging and quantitative analysis of internal gap formation in bulk-fill and conventional resin composites: An OCT evaluation*. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, 2024. **47**: p. 104103.
37. Machoy, M., et al., *The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review*. J Healthc Eng, 2017. **2017**: p. 7560645.
38. Schneider, H., et al., *Dental Applications of Optical Coherence Tomography (OCT) in Cariology*. Applied Sciences, 2017. **7**(5).
39. Grundmann, J., et al., *Multi-view imaging and optical path reconstruction for dental optical coherence tomography*. BiOS. Vol. 13305. 2025: SPIE.

