

T.C ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ AD

**EKLEMELİ İMALAT İLE ÜRETİLEN DAİMİ REZİN
MATERYALLERDE FARKLI MEKANİK TEST
YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Elif İrem Korkmaz

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Esma Başak GÜLAYGÜN

ADANA 2025

T.C ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ AD

**EKLEMELİ İMALAT İLE ÜRETİLEN DAİMİ REZİN
MATERYALLERDE FARKLI MEKANİK TEST
YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Elif İrem Korkmaz

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Esma Başak GÜLAYGÜN

**Bu çalışma TDH-2024-17085 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Bilimsel
Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir.**

ADANA 2025

KABUL VE ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan
“Eklemeli İmalat İle Üretilen Daimi Rezin Materyallerde Farklı Mekanik Test
Yöntemlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi”
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 05 / 08 / 2025

TEZ SINAV JÜRİSİ

Başkan

Üye

Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 06 /08 /2025 tarih ve 28/4 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince tez çalışmamda, klinik ve akademik tecrübeleriyle her zaman yanımda olan ve beni destekleyen danışman hocama,

Uzmanlık eğitimim boyunca günceli takip etmem konusunda klinik bilgi ve tecrübelerini her zaman paylaşan, gelişmemde katkı sağlayan kıymetli hocalarıma,

Protezi eğlenerek öğrendiğim, vakalar üzerine konuşabildiğim, meslektaş ve çalışma arkadaşı olmanın haricinde sevinç ve üzüntülerime ortak olan, hiçbir desteğini esirgemeyen canım eş kıdemime,

Huzurlu bir çalışma ortamı oluşturabilmemizde katkı sağlayan Protetik Diş Tedavisi bölümümüzde görev yapan asistan arkadaşlarıma ve tüm personele,

Hayatımda aldığım bütün kararlarda en büyük destekçim olan, maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, bugün geldiğim noktadaki başarımın en büyük mimarı olan biricik canım aileme,

Teşekkür Ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT.....	x
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. CAD/CAM sistemler	5
2.1.1. Eklemeli İmalat.....	7
2.2. Restoratif Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	13
2.2.1. Restoratif Materyallerde Eğilme Dayanımı.....	13
2.2.2. Restoratif Materyallerde Yüzey Sertliği	17
2.2.3. Restoratif Materyallerde Kırılma Tokluğu.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Üç Boyutlu Yazıcı Örneklerinin Hazırlanması.....	23
3.2. Üç nokta eğilme testinin uygulanması	27
3.3. Biaksiyal Eğilme Testinin Uygulanması	30
3.4. Vickers Mikrosertlik Testinin Uygulanması	32
3.5. Knoop Mikrosertlik Testinin Uygulanması	33
3.6. Girinti Oluşturma Yöntemiyle Kırılma Tokluğu Değerlendirmesi.....	34

3.6. İstatistiksel Analiz	36
4. BULGULAR.....	37
4.1. Eğilme Dayanımı Bulguları.....	37
4.2. Sertlik Testi Bulguları	38
5. TARTIŞMA.....	40
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	46
KAYNAKLAR	47
ÖZGEÇMİŞ	56



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Stereolitografi çalışma mekanizması.....	9
Şekil 2. 2. A, Dikey yönde üretilen 3B örnek. B, Yatay yönde üretilen 3B örnek.	10
Şekil 2. 3. 3 nokta eğilme testi.....	15
Şekil 2. 4. 3 nokta eğilme testinde oluşan kuvvetlerin gösterimi	15
Şekil 2. 5. 3 top üzerine piston biaksiyal eğilme testi	16
Şekil 2. 6. Biaksiyal eğilme dayanımı test fikstürü (ISO 6872)	16
Şekil 2. 7. Vickers sertlik testinde kullanılan girinti ucu.....	18
Şekil 2. 8. Vickers girintisinin mikroskop görüntüsü	19
Şekil 2. 9. Knoop ucunun şematik gösterimi.....	20
Şekil 2. 10. Knoop girinti ucunun mikroskop görüntüsü	20
Şekil 2. 11. Vickers girinti ucu ile oluşturulan çatlakların ışık mikroskobu görüntüsü .	22
Şekil 3. 1. 3B örneklerin dikdörtgen prizması (a) ve disk (b) şeklindeki tasarımı.....	23
Şekil 3. 2. Formlabs firmasına ait “Form 3” model yazıcı.....	24
Şekil 3. 3. Dikey yönde üretilen disk şeklindeki 3B örnekler	25
Şekil 3. 4. Dikey yönde üretilen prizmatik 3B örnekler	25
Şekil 3. 5. Kürlleme cihazındaki 3B örnekler.....	26
Şekil 3. 6. Zımpara cihazı	27
Şekil 3. 7. 3 nokta eğilme testi için örnek boyutu (ISO 10477)	27
Şekil 3. 8. Prizmatik 3B örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçümü	28
Şekil 3. 9. Prizmatik 3B örnek boyutları	28
Şekil 3. 10. Üniversal test cihazı	29
Şekil 3. 11. 3B örneğe test fikstüründe 3 nokta eğilme testinin uygulanması.....	29
Şekil 3. 12. Disk şeklindeki 3B örnekler	30
Şekil 3. 13. Disk şeklindeki 3B örneklerin dijital kumpas ile çap ölçümü.....	31
Şekil 3. 14. Mikrosertlik cihazı	32
Şekil 3. 15. Vickers girintisinin mikroskop görüntüsü (10x büyütme)	33
Şekil 3. 16. Knoop girintisinin mikroskop (10x büyütme) görüntüsü.....	34
Şekil 3. 17. Çatlak varlığı saptanamamış Vickers girintisine ait mikroskop (45x büyütme) görüntüsü	35
Şekil 4. 1. Gruplarda eğilme dayanım ölçümleri.....	37
Şekil 4. 2. ICC (Intra-class correlation coefficient) değerlerinin yorumlanması	38

Şekil 4. 3. Gruplardaki sertlik değerlerine ait istatistiksel grafik	39
Şekil 4. 4. Aynı örnekte uygulanan Vickers ve Knoop sertlik değerlerinin dağılımı	39

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Yönteme göre eğilme dayanımı ölçümlerinin karşılaştırılması.....	37
Çizelge 4.2. Gruplara ait ortalama değerler ve standart sapma(SS) değerleri.....	38



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

CAD/CAM	Bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim
3B	Üç boyutlu
SLA	Stereolitografi
DLP	Dijital ışık işleme
LCD	Likit kristal ekran
Ark.	Arkadaşları
mm/dk	Milimetre/dakika
g/f	Gram/kuvvet
kg	Kilogram
sn	Saniye
N	Newton
MPa	Megapaskal
DMD	Dijital mikromirror cihazı
ISO	Uluslararası Standart Organizasyonu
ADA	Amerikan Dişhekimleri Birliği
BSI	İngiliz Standartları Kurumu
FDI	Dünya Dişhekimliği Federasyonu
VHN	Vickers sertlik numarası
KHN	Knoop sertlik numarası
Kc	Kırılma tokluğu

ÖZET

Eklemleri İmalat ile Üretilen Daimi Rezin Materyallerde Farklı Mekanik Test Yöntemlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyaller üzerinde uygulanan farklı mekanik testlerden elde edilen sonuçları karşılaştırarak, bu yöntemler arasında anlamlı bir ilişki veya korelasyon olup olmadığını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada bir 3 boyutlu yazıcı (Form 3, Formlabs, USA) kullanılarak stereolitografi (SLA) teknolojisi ile daimi rezin materyalden toplam 360 adet örnek üretildi. Yöntem karşılaştırması ve korelasyon bakılacağı için sayısal güç analizi (G*Power 3.1.9.7) yazılımı kullanıldı ve iki sayısal ölçüm arasındaki korelasyon orta düzeyli ($r=0,30$) kabul edilerek %80 güç, %5 hata düzeyinde her test için 90'ar örnek üretildi. Universal test cihazı (Testometric, England) ile ISO 6872 standartlarına göre biaksiyal eğilme testi ve üç nokta eğilme testleri yapıldı. 90 adet 14 mm çapında ve 1.5 mm kalınlığında disk, biaksiyal eğilme testinde kırılma gerçekleşene kadar 1 mm/dk çapraz kafa hızıyla sürekli olarak yüke tabi tutuldu. 90 adet dikdörtgen prizması şeklindeki numune (25x2x2) üç nokta eğilme testinde 1 mm/dk çapraz kafa hızıyla yüklendi. Vickers ve Knoop mikrosertlik ölçümleri, aynı laboratuvarındaki bir mikrosertlik test cihazı (Wilson, Buehler) kullanılarak standart yük altında (100 gf) gerçekleştirildi. İstatistiksel analizler kapsamında Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılım kontrolü yapılmış, grup karşılaştırmaları bağımsız ve eşleştirilmiş örneklem t testleri ile değerlendirilmiş ve tekrarlanan sertlik ölçümlerinin tutarlılığı ve uyumu Intraclass Correlation Coefficient (ICC) ile incelenmiştir ($\alpha=0.05$).

Bulgular: Biaksiyal testlerden elde edilen eğilme dayanımı değerleri, üç nokta eğilme testlerinden elde edilen değerlere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.001$). Aynı örnekler üzerinde yapılan Knoop ve Vickers mikrosertlik ölçümleri arasında da anlamlı bir fark bulunmuş ($p < 0.001$) ve Knoop değerlerinin ortalama olarak 6 birim daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Sonuç: Aynı materyal grubuna uygulanan farklı mekanik testler anlamlı derecede farklı sonuçlar vermiştir. Rezin materyallerde kullanılan test yönteminin sonuçlar üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Daimi restorasyon, Eğilme dayanımı, Eklemeli imalat, Mikrosertlik

ABSTRACT

Comparative Evaluation of Different Mechanical Test Methods in Additively Manufactured Permanent Resin Materials

Purpose: The purpose of this study is to compare the results obtained from different mechanical tests applied to additively manufactured permanent resin materials and to evaluate whether there is a meaningful relationship or correlation between these methods.

Materials and Methods: A total of 360 permanent restorative resin specimens were fabricated using a 3D printer (Form 3, Formlabs, USA) based on stereolithography (SLA) technology. To compare methods and evaluate correlations, a power analysis was conducted using software (G*Power 3.1.9.7), assuming a moderate correlation ($r = 0.30$), 80% power, and a 5% significance level, resulting in 90 samples per test. Biaxial and three-point flexural strength tests were conducted using a universal testing machine (Testometric, England) in accordance with ISO 6872 standards. For the bi-axial test, 90 disc-shaped specimens (14 mm in diameter and 1.5 mm in thickness) were subjected to continuous loading at a crosshead speed of 1 mm/min until fracture occurred. Additionally, 90 rectangular bar-shaped specimens ($25 \times 2 \times 2$ mm) were tested under the same loading speed in the three-point bending test. Vickers and Knoop microhardness measurements were performed using a microhardness tester (Wilson, Buehler) in the same laboratory under a standard load of 100 gf. Statistical analyses included normality testing with the Kolmogorov-Smirnov test, group comparisons using independent and paired samples t-tests, and consistency and agreement evaluation of repeated hardness measurements using Intraclass Correlation Coefficients (ICC) ($\alpha = .05$).

Results: Flexural strength values obtained from biaxial tests were significantly higher than those from three-point tests ($p < 0.001$). A significant difference was also found between Knoop and Vickers microhardness values on the same specimens ($p < 0.001$), with Knoop values averaging 6 units higher.

Conclusions: Different mechanical tests applied to the same material group have yielded significantly different results. This shows that the test method used on resin materials has a decisive effect on the results.

Key Words: Additive-manufactured, Flexural strength, Microhardness, Permanent restoration

1.GİRİŞ

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojileri günümüzde diş hekimliği uygulamalarında devrim yaratmıştır. (1) CAD/CAM tekniği; tedavi süresini kısaltması, geleneksel tekniklere kıyasla daha düşük hata oranı sunması, konvansiyonel ölçü ihtiyacını ortadan kaldırması, aynı gün restorasyon teslim edebilme imkanı gibi avantajlara sahiptir. (2) CAD/CAM teknolojileri, hızlı üretim süreleri ve daha az sayıda personel gerektiren ve zaman tasarrufu sağlayan adımları nedeniyle, iç ve oklüzal uyum açısından yüksek doğrulukta restorasyonlar sağlarken, giderek geleneksel üretim tekniklerinin yerini almaktadır. (3) Dijital iş akışı içerisinde eksiltmeli üretim yöntemi (kazıma) ve eklemeli üretim (3 boyutlu üretim) yöntemi olarak iki üretim tekniği kullanılmaktadır. (4) Her iki tekniğin de dijital diş hekimliğinde avantajları ve uygulamaları vardır; bunlar arasındaki seçim genellikle restorasyon tipi, malzeme gereksinimleri, tasarımın karmaşıklığı ve hastanın özel ihtiyaçları gibi faktörlere bağlıdır. (5) Frezeleme tekniklerinde, önceden polimerize edilmiş katı bloklar, bilgisayar kontrollü kesme aletlerinin restorasyonun şeklini verdiği bir freze makinesine yerleştirilir. Öte yandan, eklemeli üretim sürecinde, parçalar katman katman inşa edilerek kademeli olarak istenen şekli oluşturur. Her katman protezin dijital modeline göre hassas bir şekilde konumlandırılır ve nihai üç boyutlu nesneyi oluşturmak için katmanlar birbirine bağlanır. (6)

Daimi restorasyonlar dijital ve geleneksel yöntemlerle üretilmektedir. Dijital iş akışı ve üretim bileşenleri bize yüksek doğruluk ve hassasiyet, öngörülebilirlik, verimlilik, maliyet etkinliği ve genellikle geleneksel olarak üretilenleri aşan fiziksel, optik ve biyolojik özelliklere sahip çok çeşitli restoratif malzemeler sunar. (7) Eksiltmeli yöntemde kullanılan CAD/CAM materyalleri daimi restorasyonların imalatı için rutin olarak kullanılırken, daimi restorasyonlar için 3 boyutlu üretim materyallerinin uzun süreli kullanımı mekanik ve estetik özellikleriyle hala sınırlıdır. (8,9) Bu üretim sürecine dahil birçok materyal rutinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu durum 3 boyutlu olarak üretilen ve daimi olarak kullanılan restorasyonların mekanik dayanımıyla ilgili çalışmaları gerekli kılmıştır. (10)

Son yıllarda restoratif diş hekimliğinde 3 boyutlu yazıcılarda üretilen rezin esaslı materyaller rutin olarak kullanılmaktadır. (11,12) 3 boyutlu üretimin temel prensibi, ışığa duyarlı sıvı bir reçinenin, reçineyi yerel olarak sertleştiren belirli bir dalga boyundaki ışığa seçici olarak maruz bırakılması ve bu noktada bir yapı platformunun yükselmesidir. Bu işlem, istenen nesne oluşana kadar birkaç kez tekrarlanır. (1,13) Eklemeli üretim; geçici ve daimi kron köprü restorasyonları, endokronlar, ağız apareyleri, temporomandibular bozukluğu olan hastalarda oklüzal ilişki splintleri, bruksizm hastalarında koruyucu splintler veya ortodontik retansiyon splintleri gibi splintlerin yanı sıra hizalayıcılar, cerrahi kılavuzlar, beyazlatma veya florür tepsileri ve atletik ağız koruyucuları da dahil olmak üzere çok çeşitli uygulamalar için kullanılmaktadır. (14,15)

Rezin esaslı materyallerin ağız içi ortamda gösterdiği performans, büyük ölçüde mekanik özelliklerine bağlıdır. (10) Sertlik, eğilme dayanımı ve kırılma tokluğu gibi mekanik özellikler, restoratif materyallerin çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılığını ve maruz kalacakları uzun süreli yüklemeler karşısında deformasyona veya kırılmaya ne ölçüde direnç göstereceğini belirler. (10,16) Bu anlamda doğru test yöntemlerinin seçilmesi, bu materyallerin klinik ömrünü öngörmede kritik öneme sahiptir. (17)

Eğilme dayanımı testleri dental materyallerin mekanik dayanıklılığını ölçmek için önemli test yöntemleridir. En sık kullanılan yöntemlerden ikisi olan üç nokta eğilme testi ve biaksiyal eğilme testi; örnek geometrisi, yükleme şekli ve gerilme dağılımı açısından birbirinden farklılık gösterir. (18) Biaksiyal testlerde, merkezden yükleme yapıldığı için daha homojen bir gerilme dağılımı sağlanırken, üç nokta testleri daha pratik ve yaygın bir standart test yöntemidir. (19)

Restoratif materyallerin eğilme dayanımının ölçülmesinde, biaksiyal eğilme testinin tercih edilmesi bilimsel olarak daha uygun görülmektedir. (19) Biaksiyal testte yük, disk şeklindeki numunenin merkezine uygulanır ve çevresel destek noktalarıyla homojen gerilme dağılımı sağlanır; bu durum çiğneme gibi çok yönlü yüklemeleri daha doğru temsil eder. (19) Ayrıca, rezin esaslı materyallerin viskoelastik ve bazen tabakalı yapıları, noktasal yükleme altındaki tepkilerini değiştirebilir. Biaksiyal test, bu yapısal özellikleri daha doğru yansıtır. (18) Bu çalışmada her iki testin karşılaştırılması, yalnızca hangi yöntemin daha yüksek değer verdiğini ortaya koymakla kalmayacak, aynı zamanda iki test yöntemi arasında bir korelasyon olup olmadığını, yani benzer değerleri gösterip

göstermediklerini de değerlendirme imkânı sunacaktır. Böylece hem test standardizasyonu açısından hem de yeni materyallerin karakterizasyonu için yöntem seçiminin bilimsel temeline katkıda bulunulacaktır.

Mikrosertlik testleri, dental materyallerin yüzey özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan yöntemlerdir. Mikroskopik ölçekte uygulanan Vickers ve Knoop mikrosertlik testleri, dental materyallerde sık tercih edilen yöntemlerdir. Her iki yöntem de girinti sertliği prensibine dayanır; ancak, test ucu geometrisi ve oluşturulan iz şekli bakımından farklılık gösterir. Vickers testinde piramidal bir yükleme ucuyla kare şeklinde girinti oluşturulurken; Knoop testinde daha eliptik, yüzeye yayılmış bir iz oluşur. Bu nedenle, aynı yüzeye uygulandığında farklı değerler gözlenebilir. Knoop testi, daha sık ve eliptik bir iz bırakması sayesinde özellikle düşük elastik modüle sahip, daha esnek ve yumuşak yüzeyli materyallerde, örneğin rezin bazlı kompozitlerde daha hassas sonuçlar verir. Resin polimerlerde yük kaldırıldıktan sonra elastik toparlanma olgusu mevcuttur bu nedenle Vickers girintisindeki her iki köşegeni de etkiler ve böylece sonuçları maskeler. Bir Knoop girintisinde elastik toparlanma en küçük köşegeni büyük ölçüde etkiler ve bu nedenle uzun köşegenlerin ölçümüyle elde edilen sonuçları en az etkilemiş olur. (17) Bu iki test arasında metodolojik farklılıklar bulunması sebebiyle ölçüm sonuçlarının karşılaştırılabilirliği literatürde halen tartışma konusudur. (20)

Kırılma tokluğu, bir malzemenin mevcut bir çatlakın ilerlemesine karşı gösterdiği direnci tanımlar ve dental materyallerin uzun vadeli klinik başarısı açısından kritik bir mekanik özelliktir. (21) Daimi restorasyonlarda kullanılan rezin materyaller, çiğneme kuvvetlerine ve termal dalgalanmalara uzun süre maruz kalmaktadır. Bu tür gerilmeler zamanla mikroçatlakların oluşmasına ve ilerlemesine neden olabilir. Bu nedenle, rezin materyallerin kırılma tokluğu değerinin belirlenmesi, hem mekanik dayanıklılığın hem de klinik ömrün öngörülmesinde büyük önem taşımaktadır. (22)

Bu tez çalışmasının amacı, eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyaller üzerinde uygulanan farklı mekanik testlerden elde edilen sonuçları karşılaştırarak, bu yöntemler arasında anlamlı bir ilişki veya korelasyon olup olmadığını değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi; ‘eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyallerde uygulanan farklı mekanik test yöntemlerinden elde edilen sonuçlar arasında anlamlı bir fark yoktur’ olarak belirlenmiştir.

Elde edilen veriler ışığında, kullanılan test yöntemlerinin güvenilirliği ve birbirleriyle olan tutarlılığı analiz edilecek; hangi testlerin bu tür materyaller için daha uygun olduğu değerlendirilecektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM sistemler

CAD/CAM, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerini ifade etmektedir. Bu teknoloji, tasarım sürecini hızlandırmak ve üretime aktarmayı geliştirmek amacıyla hızlı prototipleme yöntemi olarak mühendislik, bilim ve hatta sanatın çeşitli disiplinlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. (23)

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin temelleri 1970'li yıllara dayanmaktadır. Dental alanda CAD/CAM uygulamaları ilk olarak Duret ve Preston tarafından geliştirilmiştir. Bu çalışmaları 1979 yılında Heitlinger ve Rodder, 1980'de ise Mörmann'ın katkıları izlemiştir. (3)

Dijital iş akışı dijital tarayıcılar kullanarak geometrik objeleri dijital dosyaya çevirme işlemi olan veri toplama ve işleme, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) olmak üzere 3 ana unsurdan oluşan bir yapıdır.(24) Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojileri (CAD/CAM), diş hekimliği alanında hem klinik hem de laboratuvar uygulamalarını kökten değiştiren dijital sistemlerdir. Bu sistemler, dijital tarama verileri üzerinden restorasyon tasarımı yapılmasına ve ardından bu tasarımın dijital olarak üretim cihazlarıyla birebir işlenmesine olanak tanır. (1)

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojilerindeki ilerlemeler, dijital diş hekimliğinde yeni klinik yaklaşımların gelişmesine olanak tanımıştır. Dijital iş akışlarının sunduğu köklü avantajların ardından, araştırmaların odak noktası üretim süreçlerinin ve kullanılan materyallerin iyileştirilmesine yönelmiştir. (25) Özellikle son on yılda, CAD/CAM sistemlerine olan talep; gelişmiş estetik özellikler, renk stabilitesi ve tedavi kalitesini artıran dijital ortam sayesinde artmıştır. Günümüzde kliniklerde yer alan CAD/CAM sistemleri, geleneksel olarak zaman alıcı ve çok seans gerektiren restoratif işlemlerin, tek randevuda tamamlanmasına imkân tanımaktadır. (26)

CAD/CAM sistemleri, diş hekimliğinde hızlı, estetik ve kişiye özel restorasyonlar üretmeye olanak tanıyan ve geleneksel üretime göre birçok avantajı barındıran dijital teknolojilerdir. Tek seansta tedavi imkanı sunarak zamanı ve maliyeti azaltırken, yüksek

hassasiyetli ve uyumlu restorasyonlar sağlar. (2,27) Geleneksel yöntemlere göre daha konforlu, hijyenik ve öngörülebilir bir iş akışı sunar; hasta memnuniyetini ve tedavi başarısını artırır. (28) Ayrıca dijital verilerin arşivlenebilmesi, sürecin kolayca tekrarlanmasına ve düzenlenmesine imkan verir. (29,30)

CAD/CAM teknolojileri, önemli avantajlar sunmasına rağmen bazı sınırlılıkları da beraberinde getirmektedir. Bu sistemlerin kullanımı hâlâ iyi eğitilmiş ve bilgisayara hâkim operatörler gerektirmektedir. (30) Ayrıca, eksiltici üretim sırasında önemli miktarda materyal israfı söz konusu olabilir. Ağız içi tarayıcıların doğruluğu, operatörün deneyimi ve klinik ortam koşullarına oldukça duyarlıdır. (31,32)

CAD/CAM arşivleriyle uyumlu iki ana sistem türü bulunmaktadır: açık sistemler ve kapalı sistemler. Kapalı sistemler, veri elde etme, yazılım aracılığıyla sanal tasarım ve restorasyon üretimi gibi tüm adımları tek bir platformda birleştiren tam entegre iş akışları sunar. Bu sistemlerde tüm bileşenler belirli bir üreticiye ait olup, farklı firmalara ait sistemlerle genellikle uyumsuzdur. (33) Bununla birlikte, bazı kapalı sistemler tasarım verilerini STL formatında dışa aktararak diğer firmaların yazılımlarıyla entegrasyona sınırlı düzeyde izin verebilmektedir. Günümüzde birçok dijital iş akışı, farklı formatlardaki verilerin aktarılmasına olanak sağlayarak evrensel dosya uyumluluğunu desteklemektedir. (34,35)

CAD/CAM sistemlerde restorasyon dijital olarak tasarlanır. Tasarım son haliyle dijital dosya olarak (stl vb formatta) ilgili cihazlara üretilmek üzere gönderilir. (36) Dental CAD/CAM sisteminde CAM, eksiltmeli (kazıma yöntemi) ve eklemeli üretim olarak ikiye ayrılır. (37–40) Prefabrike bloklar veya diskler kullanılarak restorasyonların frezeleme yöntemiyle üretilmesi, literatürde "kazıma yöntemi" olarak tanımlanmaktadır. (41–43) Ancak bu yöntemin bazı önemli dezavantajları bulunmaktadır. Eksiltmeli üretim yönteminde, yüzey detayları kullanılan frezlerin minimum çapı ile sınırlı olduğundan, restorasyonların hassasiyeti özellikle karmaşık geometrilerde kısıtlanabilmektedir. (40,44,45) Frezeleme işleminin doğası gereği, üretim sırasında önemli miktarda materyal kaybı yaşanmakta ve bu da ekonomik açıdan verimsizliğe neden olmaktadır. (46,47) Ayrıca, üretimde kullanılan frezeleme ünitesinin eksen sayısı, elde edilen restorasyonun hassasiyetini doğrudan etkilemektedir. (44) Elmas kaplı frezeleme aletlerinin tekrarlı kullanımı zamanla aşınma, kırılma ve doğruluk kaybına yol açmakta, bu da hem

restorasyonun yüzey morfolojisini hem de üretim maliyetini olumsuz etkilemektedir. (46,48,49) Son olarak, freze işlemi sırasında oluşan titreşimler restorasyonlarda mikroskobik çatlaklara neden olabilir ve bu durum restorasyonun dayanıklılığını düşürebilir. (45,50) Bu dezavantajlar, eklemeli imalat teknolojilerinin kazıyıcı üretim yöntemlerine güçlü bir alternatif olarak değerlendirilmesine neden olmuştur. (50,51)

2.1.1. Eklemeli İmalat

Eklemeli imalat, üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojilerinin temelini oluşturan ve dijital tasarım dosyaları üzerinden katmanlı üretim sağlayan modern bir üretim yöntemidir. (50) Bu teknoloji, geleneksel eksiltmeli yöntemlerin aksine malzeme israfını minimize ederek yüksek hassasiyetli ve kompleks geometrilere sahip yapılar üretmeye olanak tanır. 1986 yılında Chuck Hull tarafından kurulan 3D Systems firması ile birlikte, stereolitografi (SLA) teknolojisi ilk defa dental sektörde kullanılmaya başlanmıştır. (52–54)

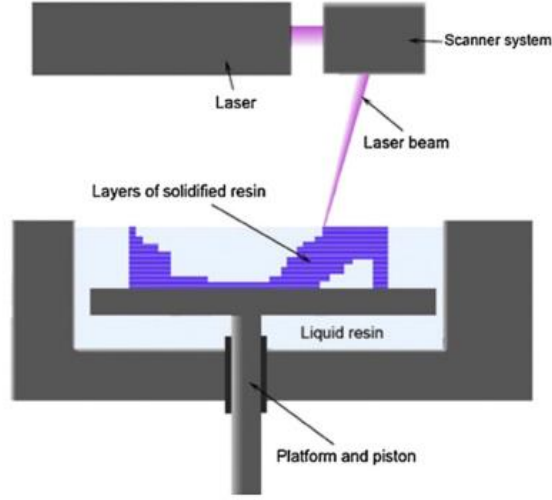
Eklemeli üretim teknolojisi, diş hekimliğinde özellikle son yıllarda restoratif, ortodontik ve cerrahi alanlarda yoğun olarak kullanılmaktadır. Geliştirilen yeni nesil yazıcılar ve reçine bazlı materyaller sayesinde cerrahi rehber, anatomik çalışma modeli, dental model, dental implant, kraniyomaksillofasiyal implant, metal altyapı, geçici restorasyon, kuron, köprü, endokron, okluzal splint, ortodontik aparey, şeffaf ortodontik plak, eğitim amaçlı yapay diş, tam protezde kullanılan dişler ve tam protez gibi birçok dental yapı hızlı ve uygun maliyetle üretilebilmektedir. (1,14,43) Özellikle reçine esaslı materyallerin geliştirilmesi, bu teknolojinin dental alanda daha etkin kullanılmasını sağlamıştır. Hasta başı üretim imkanı sunması, klinik süreçlerin hızlanması ve laboratuvar bağımlılığının azalması gibi avantajlar, eklemeli üretimin benimsenmesini teşvik etmiştir. (24,30)

Bu üretim yöntemi, karmaşık geometrilerin ve iç yapılarının üretiminde büyük avantaj sağlamaktadır. (55) Katmanlı üretim sayesinde kişiye özel restorasyonlar, geleneksel yöntemlerle mümkün olmayan hassasiyetle üretilebilmektedir. (14,56) Ayrıca CAD/CAM sistemleriyle uyumlu çalışabilmesi sayesinde dijital iş akışları ile tam entegre bir tedavi süreci mümkün hale gelmiştir. (30) Birden fazla restorasyon aynı anda üretilebilir. (50,57)

Eklemeli üretimin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Klinik uygulamalarda üç boyutlu yazıcılarla üretilen restorasyonların kullanımını kısıtlayan başlıca parametreler yüzey pürüzlülüğü, aşınma direnci ve boyutsal doğruluktur. CAD/CAM sistemleri ve üç boyutlu yazıcılarla üretilen restorasyonların monolitik yapısı ve mat estetiği estetik açıdan eleştirilmektedir. (24) Ayrıca, üç boyutlu yazıcılarla üretilen rezinlerin renk stabilitesi açısından yetersiz olduğu bildirilmiştir. Üretim sonrası materyalde artık monomer kalıntılarının bulunabileceği ve bu durumun potansiyel toksisite riski oluşturabileceği ifade edilmiştir. (58) Eklemeli üretim süreci ve baskı sonrası gerekli termal işlemler birkaç saatten birkaç güne kadar sürebilirken, seramik bir sabit protezin frezelenmesi genellikle bir saatten kısa sürede tamamlanabilmektedir. (59)

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan 3B yazıcı sistemleri genellikle kazan fotopolimerizasyonu (vat photopolymerization) prensibine dayanmaktadır. Bu teknoloji grubuna dahil olan yöntemler arasında, stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP – Digital Light Processing) ve likit kristal ekran (LCD – Liquid Crystal Display) teknolojileri yer almaktadır. (60)

Stereolitografi (SLA) teknolojisiyle çalışan üç boyutlu yazıcılarda, nesnenin her bir katmanı, lazer ışınının sıvı fotopolimer reçine yüzeyine ‘noktasal’ olarak yansıtılmasıyla oluşturulur. Bu süreçte lazer, galvanometre olarak adlandırılan mikro aynalar yardımıyla yönlendirilerek katmanın tamamını tarar ve seçilen bölgelerde fotopolimerizasyon başlatılır. Katman taraması tamamlandığında, üretim platformu belirlenen katman kalınlığı kadar yukarı doğru hareket eder. Aynı tarama işlemi, takip eden katman için tekrarlanır ve bu döngü, üç boyutlu nesnenin tamamı oluşana kadar yüzlerce kez yinelenir. (61,62) SLA teknolojisi, özellikle karmaşık geometrilere sahip dental yapıların yüksek hassasiyetle üretimine olanak tanınması nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında sıkça tercih edilmektedir. (60,63)



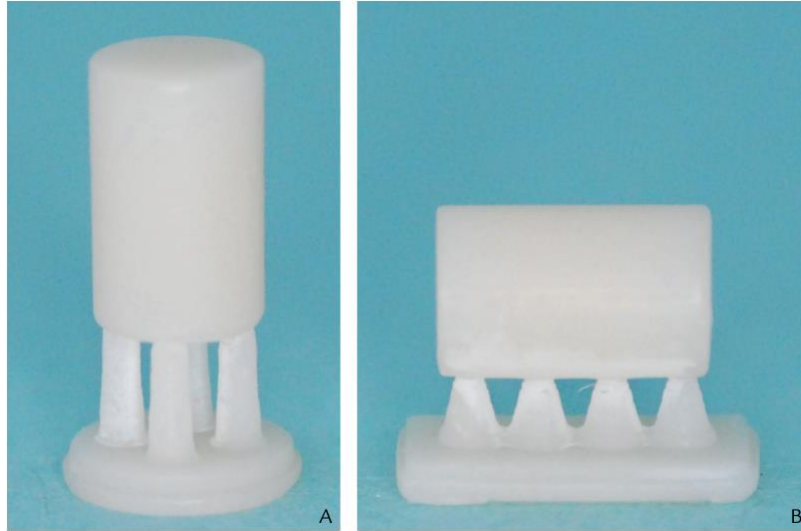
Şekil 2.1. Stereolitografi çalışma mekanizması (64)

Dijital Işık İşleme (DLP – Digital Light Processing) teknolojisi, stereolitografi (SLA) sistemlerinden temel olarak kullandığı ışık kaynağı bakımından farklılık gösterir. SLA sistemlerinde lazer tabanlı noktasal tarama uygulanırken, DLP sistemlerinde fotopolimer reçinenin polimerizasyonu, yüksek çözünürlüklü bir projektör aracılığıyla sağlanır. (62) Projektörden yayılan ışık, dijital mikromirror cihazı (DMD) üzerinde yer alan binlerce mikro ayna tarafından yönlendirilerek, üretilecek katmanın tamamına eş zamanlı olarak yansıtılır. Böylece tüm katman, tek bir ışık patlamasıyla aynı anda polimerize edilir. Bu eşzamanlı katman sertleştirme mekanizması sayesinde DLP teknolojisi, SLA sistemlerine kıyasla çok daha kısa sürede üretim gerçekleştirebilir. Bu özelliği nedeniyle DLP, yüksek hacimli üretimlerde ve zamana duyarlı klinik uygulamalarda tercih edilen bir sistem haline gelmiştir. (53,62)

LCD (Liquid Crystal Display) teknolojisi, katman bazlı üretim prensibi açısından DLP sistemlerine benzer şekilde çalışır ve bir katmanın tamamını tek bir ışınlama adımıyla polimerize eder. Ancak bu iki teknoloji arasındaki temel fark, ışığın DLP'de bir projektör aracılığıyla yönlendirilmesi yerine, LCD sistemlerinde doğrudan bir LCD ekran üzerinden yansıtılmasıdır. Bu yöntemde kürleme işlemi yüzeyin tamamında eş zamanlı olarak gerçekleştiği için üretim süresi kısadır; ancak sistemin en büyük dezavantajı, ışık verimliliğinin düşük olmasıdır. LCD ekranın yapısı nedeniyle ışığın yaklaşık %90'a varan kısmı absorbe edilir, bu da polimerizasyon etkinliğini ve enerji kullanımını olumsuz

etkileyebilir. Bu nedenle, LCD sistemlerinin üretim kalitesi; kullanılan ekranın çözünürlüğü, ışık geçirgenliği ve ışık kaynağının gücü gibi birçok parametreye bağlıdır. (53,60)

Üretim yönü, parça ile yapı platformu arasında oluşan açıdır. (45) Üretim yönü modelin yapı platformu içindeki yönünü değiştirilerek kullanıcı tarafından seçilir. (26) Bu adım çok önemlidir. Üretim süresini, üretilen parçanın fiziksel ve mekanik özelliklerini direkt etkiler. (24,45) Eklemeli üretim teknolojilerinde, katman içi bağlanma kuvveti, katmanlar arası bağlanma kuvvetinden genellikle daha yüksek olduğundan, üretim işlemi sırasında katmanların uygulanan yük yönüne dik olarak yönlendirilmesi, elde edilen yapıların mekanik özelliklerini anlamlı şekilde iyileştirebilmektedir. (26,45) Ayrıca bu açının seçimi (0° veya 90°) üç boyutlu yazıcıda kullanılan rezinlerin optik özelliklerini ve renk stabilitesini etkileyebilir. (24)



Şekil 2.2. A, Dikey yönde üretilen 3B örnek. B, Yatay yönde üretilen 3B örnek. (65)

Eklemeli üretim süreçlerinde her bir katmanın dikey kenarları, üretim yüzeyinde "merdiven etkisi" (stair-stepping effect) olarak adlandırılan bir yapı oluşturarak, üretilen parçanın yüzey kalitesi ve boyutsal hassasiyeti üzerinde doğrudan etkili olabilir. Bu etki, özellikle eğimli veya kavisli yüzeylerde daha belirgin hale gelir. Katman kalınlığı, bu merdiven etkisinin derecesini ve kenarlarda oluşan ayrıntı noktalarının sayısını belirleyen temel bir parametredir. Daha ince katmanlar kullanıldığında, katmanların kenarlarında

daha fazla ayırık nokta oluşturulur. Böylece daha pürüzsüz ve daha ayrıntılı bir yüzey üretilebilir. (45,66) Bu nedenle daha ince bir katman, doğruluk ve yüzey kalitesi artışı sağlayabilir. (45) Ayrıca, merdiven basamağı etkisi anterior estetik restorasyonlar için kullanılan 3D yazıcı rezin materyallerin renk stabilitesini ve estetiğini önemli ölçüde etkileyebilir. (66,67)

2.1.1.1 Eklemeli Olarak Üretilen Daimi Rezin Restorasyonlar

Son yıllarda, daimi tek üye restorasyonların üretiminde kullanılmak üzere üç boyutlu yazıcı teknolojilerine uyumlu kompozit rezin materyaller geliştirilmeye başlanmıştır. (25,50) Bu kompozit esaslı rezin materyaller, özellikle tek kron, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanım potansiyeli taşıyarak restoratif ve protetik diş hekimliğinde uzun süreli geçici ya da daimi çözümler olarak öne çıkmaktadır. (46,68) Daimi restorasyonlarda kullanılacak olan bu materyallerin, ağız ortamındaki yoğun çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek düzeyde yüksek mekanik performans göstermesi, uzun dönemli kullanım süresince aşınmaya karşı dirençli olması ve renk stabilitesine sahip olması beklenmektedir. (69) Bununla birlikte, üretim sonrası işlemler uygulanmış olsa dahi, yapıda kalan artık monomer varlığına bağlı olarak bu materyallerin mekanik, fiziksel, biyouyumluluk ve optik özelliklerinin halen tam anlamıyla güvenilir olmadığı bildirilmiştir. (1,68)

2.1.1.2. Daimi Rezin Materyallerin Mekanik Özellikleri

Eklemeli üretim teknolojisi, akrilik rezinler, rezin kompozitler, metaller ve seramikler gibi farklı materyal gruplarının işlenmesine olanak tanıyarak diş hekimliği uygulamalarında geniş bir kullanım alanı yaratmıştır. (45,70,71) Bu teknoloji kapsamında kullanılan dental materyaller arasında, polimer bazlı malzemeler günümüzde en yaygın şekilde araştırılan ve uygulanan grubu oluşturmaktadır. (24)

Bir rezin materyalin mekanik özellikleri, büyük ölçüde kimyasal bileşimine ve yapı içindeki bileşenlerin oranına bağlıdır. (72) 3B yazıcıyla üretilen dental rezinlerin en büyük dezavantajlarından biri, bu materyallerin halen sınırlı mekanik özelliklere sahip olmasıdır. (73,74) Bu sınırlılık, yazdırılabilir rezinlerin sıvı formda sabit bir kıvamda

kalması gerektiği için, blok veya disk formundaki eksiltmeli üretim materyallerine kıyasla daha düşük inorganik dolgu maddesi içermesidir. (74) Bununla birlikte, yakın dönemde geliştirilen yeni nesil yazdırılabilir rezin materyallerin mekanik dayanıklılık açısından umut verici özellikler sergilediği çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur. (75)

Ağız içi ortamda yer alan dental restorasyonlar, çiğneme kuvvetlerinden kaynaklanan tekrarlayan streslere sürekli olarak maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler, hem doğal diş dokularına hem de restoratif materyallerin yapısına etki ederek çeşitli deformasyonlara neden olabilir. Zamanla oluşan bu deformasyonlar, restorasyonların mekanik bütünlüğünü tehlikeye atarak, çatlama, kırılma veya adeziv başarısızlık gibi yapısal arızalara zemin hazırlayabilir. (76) Ağız içi ortam; nem, sıcaklık değişimi, pH değişiklikleri ve kimyasal ajanların etkisiyle, restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini zamanla değiştirebilir. Dental materyallerin temel gereksinimlerinden biri, uygulandıkları bölgedeki diş dokusunun mekanik karakteristiklerine uygunluk göstermesidir. Bu nedenle, bir malzemenin belirli bir kullanım alanı için uygun olup olmadığını değerlendirebilmek amacıyla çeşitli mekanik test yöntemleri uygulanmaktadır. Bu testler, malzemenin gerilim-gerinim davranışlarını değerlendirerek elastiklik, sertlik, dayanıklılık, kırılma direnci ve plastik deformasyon gibi parametreler hakkında bilgi sağlar. Bu tür değerlendirmeler, malzemenin klinik başarı şansını artırmak için oldukça önemlidir. Ayrıca, dental materyallerin uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de dinamik ağız ortamındaki farklı stres türlerine karşı gösterdiği dirençtir. Restorasyonlar; çiğneme, brüksizm, termal döngüler ve kimyasal ajanlara bağlı olarak değişen kuvvetlere karşı maruz kalır. Bu nedenle, dental materyallerin mekanik özelliklerinin kapsamlı şekilde analiz edilmesi, olası klinik başarısızlıkların önceden belirlenmesine, restorasyonun dayanıklılığının artırılmasına ve hasta memnuniyetinin uzun vadede korunmasına katkı sağlar. (77)

Bir malzemenin mekanik davranışı, uygulanan kuvvet veya yüke karşı verdiği tepkiye bağlıdır ve bu davranış, söz konusu malzemenin belirli bir klinik uygulama için uygunluğunu belirleyen temel kriterlerden biridir. (78) Dental materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla yapılan testler genellikle Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO), Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA), İngiliz Standartları Kurumu (BSI) ve Dünya Dişhekimliği Federasyonu (FDI) gibi uluslararası kuruluşlar tarafından belirlenen standartlara göre gerçekleştirilir. Günümüzde diş hekimliği

uygulamalarında çok sayıda restoratif materyalin bulunması, klinisyenler için malzeme seçiminde karar vermeyi zorlaştırmaktadır. Her ne kadar mekanik testler klinik koşulları tam olarak yansıtmasa da, materyalin performansını belirleyen önemli parametreler hakkında bilgi sağlar ve bu nedenle malzeme seçimi sürecinde kritik rol oynar. (76) Bu bağlamda, doğru mekanik test yöntemlerinin uygulanması, dental materyallerin işlevselliğini ve uzun dönem klinik başarısını doğrudan etkiler. Özellikle kırılma dayanımı, elastiklik modülü, sertlik ve aşınma direnci gibi özelliklerin uygun şekilde analiz edilmesi, materyalin ağız içi stresler karşısındaki davranışını anlamaya yardımcı olur. Bu analizler, yalnızca yapısal dayanıklılığı değil, aynı zamanda materyalin estetik kalıcılığını da değerlendirerek restorasyonun genel başarısını etkiler. Sonuç olarak, mekanik ve estetik açıdan ağız dokularıyla uyumlu, uzun ömürlü ve güvenilir restorasyonlar elde edebilmek için uygun malzeme seçimi kadar uygun test protokollerinin kullanılması da büyük önem taşımaktadır. (79)

2.2. Restoratif Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Restoratif materyallerde sıklıkla test edilen mekanik özellikler; eğilme dayanımı , sertlik, kırılma tokluğu, gibi özelliklerdir. (80)

2.2.1. Restoratif Materyallerde Eğilme Dayanımı

Ağız içi kullanım için tasarlanan materyallerin uzun dönem başarısının sağlanabilmesi, belirli bir mekanik dayanıklılık ve yeterli fiziksel özelliklere sahip olmalarını zorunlu kılmaktadır. Dayanıklılık, materyalin kırılma anında taşıyabildiği maksimum gerilme (stres) değeri olarak tanımlanmaktadır. Eğilme dayanımı, bir materyalin elastik sınırları dahilinde deformasyona karşı koyma yeteneğini ve kırılmaya karşı gösterdiği direnci değerlendiren kritik bir mekanik parametredir. (81) Diğer bir tanımla eğilme mukavemeti, bir malzemenin kırılmadan önce bükülebilme yeteneğidir. (82) Kırılma ile ilişkili mekanik bir özellik olan eğilme dayanımının ölçülmesi önemlidir. (83) Yüksek eğilme dayanımı gösteren materyaller, mekanik yükler altında kırılmaya karşı daha dirençli restorasyonların elde edilmesine olanak sağlar. (76) Dental

restorasyonlarda kullanılan rezin bazlı materyaller, restorasyonların işlevselliği ve uzun ömürlülüğü açısından mekanik direnç özellikleriyle dikkat çekmektedir. (84) Bu materyaller, ağız ortamında sürekli olarak çiğneme, sıkma ve öğütme gibi kompleks dinamik yükler altında kalmaktadır. Resin materyaller basınç kuvvetleri altında iyi dayanım gösterir, çünkü polimer matrisler basınca karşı yüksek direnç sergiler. (85) Eğilme kuvvetleri ise materyalin hem çekme hem de basınç etkisini aynı anda uyguladığı karmaşık yüklerdir. Resin içerikli materyaller çekme kuvvetine karşı zayıf oldukları için, eğilme testlerinde genellikle daha erken kırılma gözlenir. (76) Resin esaslı materyallerin eğilme dayanımı; reçine matris yapısı, dolgu partikül oranı, partikül boyutu ve partikül dağılımı gibi faktörlere doğrudan bağlıdır. (85) Klinik başarı için, bu materyallerin yalnızca estetik gereklilikleri karşılaması değil, aynı zamanda fonksiyonel yükler altında yeterli mekanik stabiliteyi sürdürebilmesi de zorunludur. (61)

Eğilme dayanımlarını değerlendirebilmek için tek eksenli ve biaksiyal (iki eksenli) eğilme testleri yapılır;

a) Tek eksenli eğilme testleri

- Üç nokta eğilme testi
- Dört nokta eğilme testi

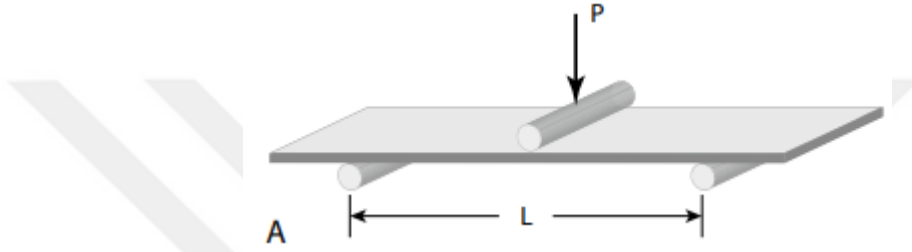
b) Biaksiyal (iki eksenli) eğilme testleri

- Halka üzerine halka (Ring-on-ring)
- Halka üzerine top (Ball-on-ring)
- Üç top üzerine piston (Piston-on-Three-Ball)

Tek eksenli eğilme testlerinin dezavantajı, numune kenarlarına yakın kusurlara ve defektlere karşı çok hassas olmasıdır. Buna karşılık biaksiyal eğilme testi, maksimum çekme geriliminin merkezi yükleme alanında oluşması ve kenar arızalarının etkisinin ortadan kaldırılması nedeniyle restoratif malzemeleri incelemek için güvenilir bir teknik olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. (19) Bu yüzden ağız içi ortamlarda kullanılan materyaller, çok yönlü aksiyel kuvvetlere maruz kaldıkları için, biaksiyal eğilme testleri materyal dayanıklılığını değerlendirmede daha etkin ve temsil edici bir yöntem olarak kabul edilmektedir. (81,86) Eğilme dayanımı özellikle okluzal streslere maruz kalan uzun köprü gövdeleri için önemlidir. (87)

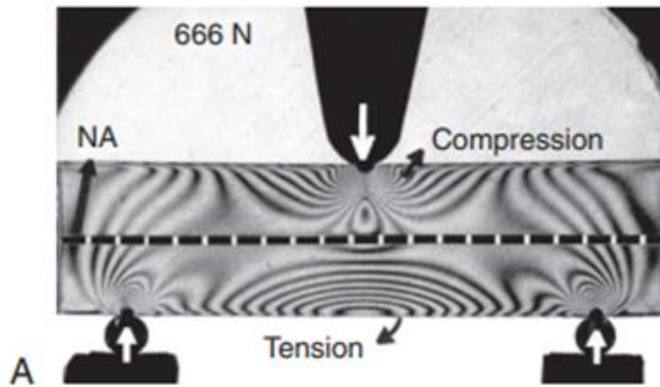
2.2.1.1. Tek Eksenli Eğilme Testleri

Üç nokta eğilme testinde, dikdörtgen prizmatik formda hazırlanan numuneler iki silindirik destek üzerinde yerleştirilir ve numunenin tam orta noktasına tek bir yük uygulanır. Buna karşılık, dört nokta eğilme testinde yine dikdörtgen şeklindeki numuneler aynı şekilde iki destek üzerinde konumlandırılır; ancak bu kez yük, iki ayrı noktadan eşit şekilde uygulanır. Bu yükleme noktaları, destekler arası mesafenin dörtte biri kadar uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilir.



Şekil 2.3. 3 nokta eğilme testi (21)

Bu testlerde yük uygulandığı zaman numune çekme, basınç ve kayma gerilmeleriyle bükülür. Oluşan gerinim, numunenin üst yüzey uzunluğunda meydana gelen bir azalma(basınç gerinimi) ve alt yüzey uzunluğunda meydana gelen bir artış(çekme gerilimi) ile temsil edilir. (88)

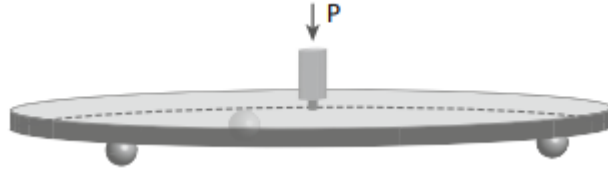


Şekil 2.4. 3 nokta eğilme testinde oluşan kuvvetlerin gösterimi (88)

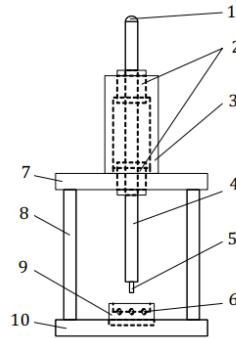
2.2.1.2. Biaksiyal Eğilme Testleri

Dental materyaller, ağız içi ortamda çok yönlü aksiyel kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu nedenle, biaksiyal eğilme dayanımı testlerinden elde edilen veriler, materyal tasarımı ve klinik öngörülebilirlik açısından daha temsil edici kabul edilmektedir. (19) ISO 6872 standardı, özellikle dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla iki eksenli eğilme dayanımı testlerinin uygulanmasını önermektedir. (89) Bu testlerde yükleme, numunenin merkezinden yapıldığı için dayanıklılık değeri örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez. (90)

Biaksiyal eğilme dayanımı testlerinde, test numuneleri dairesel disk formunda hazırlanır. Bu disk numuneler, eşit aralıklarla yerleştirilmiş üç destek bilyesi üzerinde dairesel bir düzlem oluşturacak şekilde konumlandırılır. Yükleme, disk örneğin merkezine üst yüzeyden aşağı doğru hareket eden bir piston aracılığıyla gerçekleştirilir. Bu test yöntemi, ISO 6872 standardı tarafından tanımlanmış ve standardize edilmiştir. (91)



Şekil 2.5. 3 top üzerine piston biaksiyal eğilme testi (21)



Şekil 2.6. Biaksiyal eğilme dayanımı test fikstürü (ISO 6872) (89)

2.2.2. Restoratif Materyallerde Yüzey Sertliği

Mikrosertlik bir malzemenin lokalize plastik deformasyona karşı direncinin bir ölçüsüdür. (17,92) Sertlik testlerinde, malzemenin yüzeyine belirli bir kuvvet altında ve sabit bir süre boyunca uygulanan elmas uç ile girinti (indentasyon) yapılır. Girinti prensibi, belirli bir yükün uygulanması ve ardından girinti geri çekildikten sonra malzemede kalan kalıntı izinin boyutlarının ölçülmesinden oluşur. (93) Girinti işlemi sonucunda oluşan mikroskobik iz, optik mikroskop veya dijital görüntüleme sistemleri yardımıyla ölçülerek girinti alanı ya da çapı değerlendirilir. Bu ölçüm, malzemenin plastik deformasyona karşı gösterdiği direncin nicel bir göstergesidir. (17,93) Uçun şekli çubuk, piramit, küre veya konik olabilir ve elmas, çelik veya tungsten karbit yapıda olabilir. Uygulanan kuvvet; 1 ile 3000 kg arası değişebilir. (94)

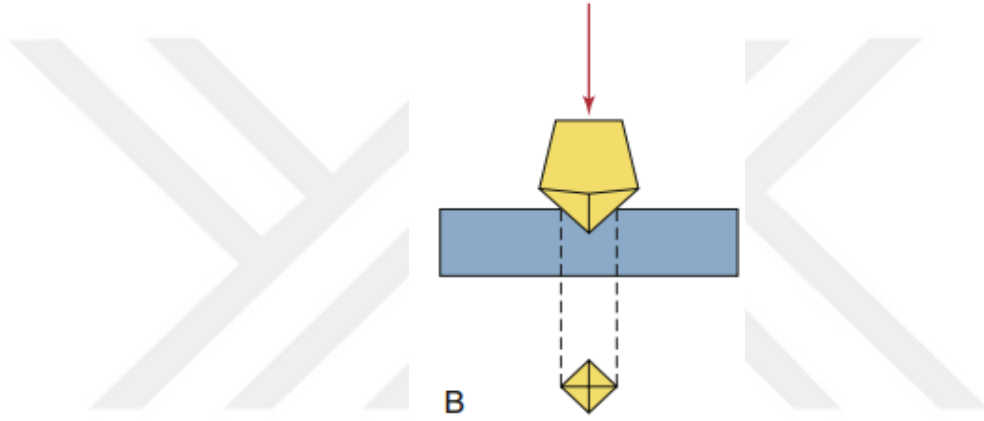
Sertlik değerini belirlemek amacıyla kullanılan en yaygın dört standart test yöntemi; Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop testleridir. Bu yöntemlerin her biri, uygulanan yükün büyüklüğü ve kullanılan girinti ucunun geometrisine göre farklı skalalara ayrılmıştır. Her test yöntemi, belirli uygulamalarda ve malzeme türlerinde farklı hassasiyet ve avantajlar sunar; bu nedenle test yöntemi seçimi, malzemenin yapısına, boyutuna ve hedeflenen analiz türüne göre dikkatle yapılmalıdır. (95)

Sertlik ölçümleri, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve ölçülen deformasyonun hassasiyetine göre genel olarak makro, mikro ve nano sertlik testleri olmak üzere üç farklı düzeyde sınıflandırılır. Genellikle 1 Kg ve üzeri yükler ile uygulanan sertlik testleri makrosertlik, 30 gr İle 1 Kg arası yükler ile uygulanan sertlik testleri mikrosertlik ve 30 gr'dan daha az yükler ile uygulanan sertlik testleri nanosertlik olarak tanımlanır. Makrosertlik test sonuçları genel olarak uygulanan yükten bağımsız sonuçlardır. Mikrosertlik ve nanosertlik test sonuçları ise uygulanan yüke bağımlıdır. (96) Makrosertlik testleri, genellikle daha büyük örnekler üzerinde yapılır ve bu testler malzemenin genel kütle özelliklerine dair bilgi verir. Bu tür testlerde en yaygın kullanılan yöntemler Rockwell ve Brinell sertlik testleridir. Mikrosertlik ölçümleri ise daha ince yapılara veya küçük boyutlu örneklerle uygulanır ve düşük yüklerle gerçekleştirilir; bu da mikroyapısal farklılıkların değerlendirilmesini mümkün kılar. Bu kapsamda en sık tercih edilen yöntemler Vickers ve Knoop sertlik testleridir. (82,96) Malzemenin homojenliğini,

yüzey işlem etkilerini veya çok fazlı yapısını değerlendirmek için özellikle mikrosertlik testleri tercih edilmektedir. (82)

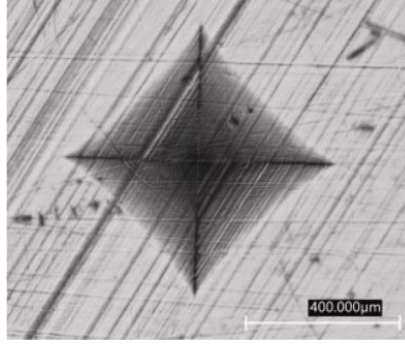
2.2.2.2 Vickers Mikrosertlik Testi

Vickers sertlik testi, uygulama prensipleri bakımından Brinell ve Knoop testlerine benzese de, bu yöntemde uç olarak 136 derece tepe açılı elmas kare piramit uç kullanılır. (88)



Şekil 2.7. Vickers sertlik testinde kullanılan girinti ucu (88)

Test sırasında örneğin hareket etmesini önlemek amacıyla, numuneler alt yüzeylerinden test tablasına sabitlenmelidir. Ayrıca, güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde edilebilmesi için örneklerin üst ve alt yüzeylerinin düz olması ve yeterli kalınlığa sahip olmaları gereklidir. Yük uygulamasının ardından yüzeyde oluşan izin karşılıklı iki köşegeni mikroskop altında ölçülerek değerlendirilir. Mikroskop üzerinde yer alan ve birbirine paralel konumlandırılmış iki referans çizgi, kare piramit şeklindeki izin karşılıklı köşelerine teğet gelecek şekilde hizalanır. Görüntü bu şekilde netleştirildikten sonra, mikroskop yardımıyla önce alt ve üst köşegen uzunlukları ölçülerek kaydedilir. Ardından, sağ ve sol köşegenlerin ölçümleri alınır ve ortalama değer elde edilir. (17,93)



Şekil 2.8. Vickers girintisinin mikroskop görüntüsü (20)

Vickers sertlik numarası (VHN), kilogram (kg) cinsinden uygulanan yükün, milimetrekare (mm²) cinsinden ölçülen girinti alanına bölünmesiyle elde edilir. Oluşan girinti alanı ne kadar küçük olursa, Vickers sertlik değeri o kadar yüksek olur ve bu da test edilen materyalin daha yüksek sertlik gösterdiğini ifade eder. (84)

VHN şu formül ile hesaplanır; (95)

$$VHN=1.854(F/D^2)$$

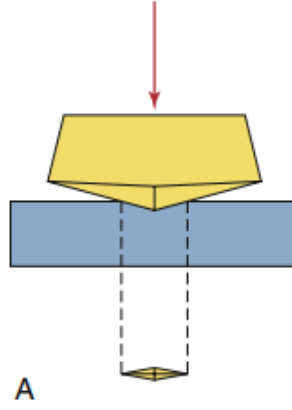
F : Uygulanan yük (kgf),

D : Köşegen uzunluğu (mm)

Vickers testi özellikle çok sert materyallerin sertlik derecesini ölçmede faydalıdır. (94,97)

2.2.2.1 Knoop Mikrosertlik Testi

Bu test yönteminde, piramit (eşkenar dörtgen) şeklindeki elmas uç yardımıyla materyale kuvvet uygulanır. Knoop sertlik testi için, elmas eşkenar dörtgen şeklindedir ve ölçümler mikroskopta izlenimin en uzun köşegeninde gerçekleştirilir. (17,84) Çünkü elastik materyallerde yük kaldırıldığında izde kısmi bir elastik toparlanma meydana gelir ve bu durum özellikle kısa kenar ölçümünü etkiler. (93) Bu nedenle değerlendirme sırasında uzun kenarın ölçülmesi daha güvenilir sonuçlar verir. (17,20) Oluşan izde büyük açı 172°30' ve küçük açı 130° dir. (88)



Şekil 2.9. Knoop ucunun şematik gösterimi (88)



Şekil 2.10. Knoop girinti ucunun mikroskop görüntüsü (20)

Knoop sertlik numarası (KHN), Newton (N) cinsinden uygulanan yükün milimetrekare (mm^2) cinsinden iz alanına bölünmesiyle elde edilir. Elde edilen değer ne kadar yüksekse, test edilen doku ya da materyalin sertliği o oranda fazladır. (84,98)

Knoop sertlik numarası (KHN) şu formül ile hesaplanır; (95)

$$\text{KHN} = 14,24 L / d^2$$

d: en uzun köşegenin uzunluğu (mm),

L: uygulanan yük (kgf)

Bu testin başlıca avantajı, çok çeşitli materyallerin mikrosertlik değerlerinin hassas şekilde belirlenmesine olanak sağlamasıdır. Knoop sertlik testi; mine ve dentin gibi sert doku örneklerinin yanı sıra, metal ve metal alaşımlı materyallerin değerlendirilmesinde

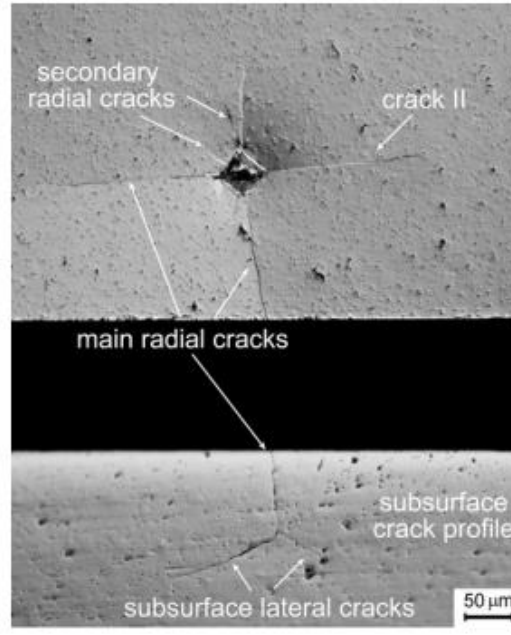
de yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Özellikle test edilecek yüzeyin düz, düzgün ve parlak olması gereklidir. (84)

2.2.3. Restoratif Materyallerde Kırılma Tokluğu

Kırılma tokluğu (Kc), kırılman malzemelerin uygulanan bir gerilim altında kusurların katastrofik yayılmasına karşı direncini tanımlayan mekanik bir özelliktir. (21) Diğer bir tanımla, başlatıcı bir kusurdan kaynaklanan çatlak büyümesinin kolaylığını ölçer. Dental seramiklerin bu tür kusurlara karşı özellikle hassas olduğu bulunmuştur. (99) Kırılma tokluğu malzemenin doğal bir özelliğidir ve farklı malzemeleri karşılaştırmak için kullanılabilir. (100)

Kırılma tokluğu V-notch bükme testleri gibi keskin çatlak oluşturma teknikleri, var olan çentik için yükleme teknikleri ve girinti oluşturularak(Vickers,Knoop) yapılan kontrollü çatlak oluşturma ve yükleme esaslı yaklaşımlarla ölçülebilir. Malzemelerin kırılma tokluğunu doğru bir şekilde ölçmek genellikle zordur. Örneği bozmadan keskin ön çatlak oluşturmaya başarmak zor olabilirken, çentikli örnekler kullanılan kırılma tokluğu değerlerinde ise hatalı olarak yüksek sonuçlar ortaya çıkabilir. Bu nedenlerden dolayı Vickers, Knoop gibi keskin bir elmas girinti kullanılarak oluşturulan girinti yöntemlerindeki çatlakların doğrudan ölçümlemleri yaparak kırılma tokluğunu değerlendirmek, daha geleneksel kırılma tokluğu test tekniklerine alternatif olarak görülebilir. (101)

Vickers ve Knoop sertlik testlerinde belirli bir yük altında girinti oluşturulduğunda, çatlaklar girinti ucundan radyal olarak gelişir. Bu çatlak uzunlukları mikroskopta ölçülerek kırılma tokluğu, yük ve çatlak boyutuna dayalı analitik formüllerle hesaplanır. (101)



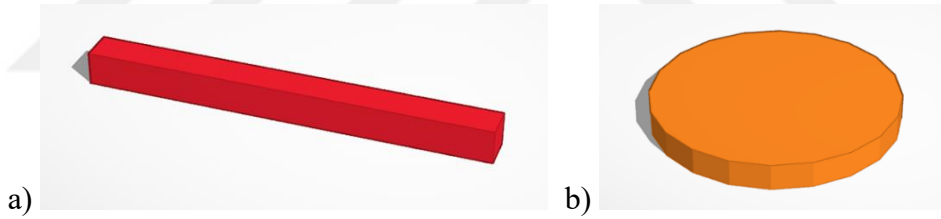
Şekil 2.11. Vickers girinti ucu ile oluşturulan çatlakların ışık mikroskobu görüntüsü (101)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 3 boyutlu yazıcı teknolojileri kullanılarak üretilen daimi restoratif materyallerin eğilme dayanımı ve sertlik değerleri değerlendirildi ve farklı test yöntemleri karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Bu çalışmada uygulanan test yöntemleri standardizasyon sağlanması amacıyla tek operatör (EİK) tarafından yapıldı. Çalışmamız Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kurulu'nca TDH-2024-17085 proje kodu ile desteklendi.

3.1. Üç Boyutlu Yazıcı Örneklerinin Hazırlanması

3 boyutlu yazıcılar ile üretilecek örnekler bilgisayar destekli tasarım Autodesk yazılımı (Tinkercad, San Francisco, Kaliforniya) ile tasarlandı.



Şekil 3.1. 3B örneklerin dikdörtgen prizması (a) ve disk (b) şeklindeki tasarımı

Çalışmada kullanılacak örnek sayısı bir güç analizi (G*Power 3.1.9.7) yazılımı kullanılarak hesaplandı. İki sayısal ölçüm arasındaki korelasyon orta düzeyli ($r=0,30$) kabul edilerek %80 güç, %5 hata düzeyinde 82 numune ile çalışmanın yürütülebileceği görüldü. Ölçüm sıkıntısı gibi durumlar göz önünde bulundurularak yaklaşık olarak %10 artış ile 90 numune dahil edilerek çalışmanın yapılması planlandı.

Toplamda 180 örnek hazırlandı ve her grup için ISO 6872 standartlarına uygun olarak deneysel protokoller uygulandı.

- Üç nokta eğilme testi için: 90 adet 25×2×2 mm boyutlarında prizmatik numune kullanıldı.

- Biaksiyal eğilme testi için: 90 adet 14 mm çap, 1.5 mm kalınlıkta disk numune kullanıldı.
- Vickers ve Knoop mikrosertlik testi için: Biaksiyal testle kırılan numuneler sertlik ölçümleri için kullanıldı.

3 boyutlu formatta (STL) dosyalar 3 boyutlu yazıcıya aktarıldı. Aktarılan dosyalar Formlabs firmasına ait “Form 3” yazıcıda stereolitografi (SLA) teknolojisi kullanılarak üretildi. Örneklerin üretim doğrultusu dikey yönde (90 derece), tabaka kalınlığı 50 µm olarak belirlendi.



Şekil 3.2. Formlabs firmasına ait “Form 3” model yazıcı



Şekil 3.3. Dikey yönde üretilen disk şeklindeki 3B örnekler



Şekil 3.4. Dikey yönde üretilen prizmatik 3B örnekler

3 boyutlu baskıdan sonra yazıcıdan çıkarılan tüm örnekler üretim tablasından ayrıldı ve reaksiyona girmemiş artık rezinlerin uzaklaştırılması amacıyla örnekler yıkama cihazında (Form Wash, Formlabs, Somerville, MA, USA) 10 dakika boyunca %99'luk izopropanol ile yıkama işlemine tabi tutuldu. Sonrasında kürleme cihazında (Form Cure, Formlabs, Somerville, MA, USA) hem alt hem üst yüzeyleri 60°C'de 20'şer dk kürlendi. Yıkama ve kürleme işlemleri tamamlandıktan sonra destek çubukları tesviye edildi.



Şekil 3.5. Kürleme cihazındaki 3B örnekler

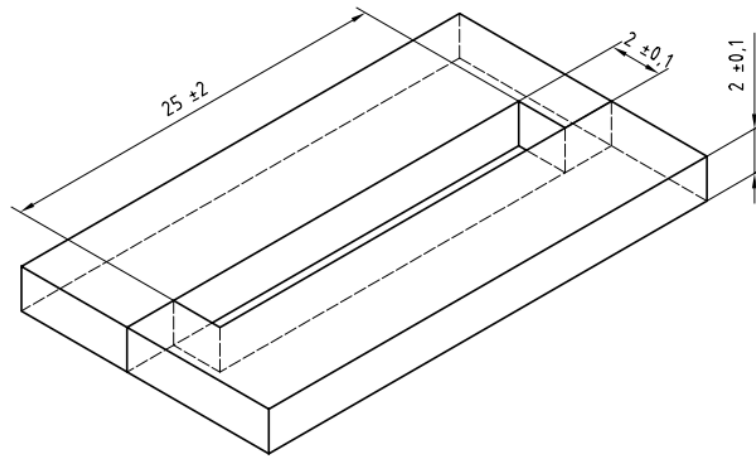
Tüm örnekler, test öncesi yüzey düzgünlüğünü ve standardizasyonu sağlamak amacıyla Çukurova Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki zımpara cihazında (Exakt, Norderstedt, Germany) 1000,1200 ve 2500 grit silikon karbür zımpara kâğıdı ile su altında zımparalandı. Tüm örneklerin yüzeylerinde birikmiş kalıntıların uzaklaştırılması ve test öncesi yüzeyin standart hale getirilmesi amacıyla, örneklerin yüzeyleri pomza ile temizlendi.



Şekil 3.6. Zımpara cihazı

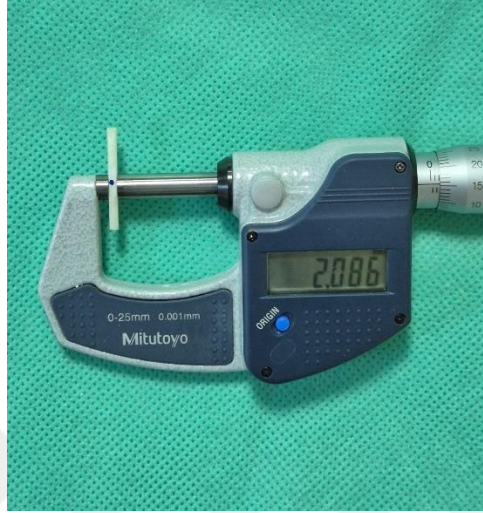
3.2. Üç nokta eğilme testinin uygulanması

Üç nokta eğilme testi için örnek boyutu, rezin bazlı materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmede referans kabul edilen ISO 10477 standardına uygun olarak belirlendi. Ancak iki eksenli eğilme test yöntemi yalnızca ISO 6872 standardı kapsamında yer aldığından, bu test prosedürü ilgili ISO'ya göre uygulandı.

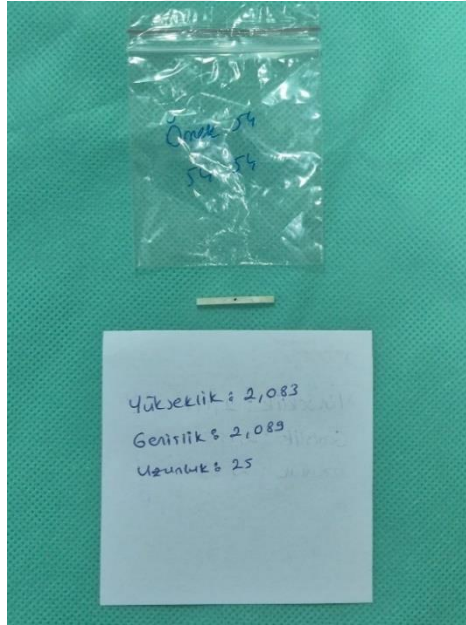


Şekil 3.7. 3 nokta eğilme testi için örnek boyutu (ISO 10477)

25x2x2 boyutlarındaki dikdörtgen prizması şeklindeki örnekler 3 nokta eğilme testi için hazırlandı; örneklerin nihai boyutları elektronik dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya) ile değerlendirildi.



Şekil 3.8. Prizmatik 3B örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçümü



Şekil 3.9. Prizmatik 3B örnek boyutları

Eğilme testleri universal test cihazı (Testometric, Rochdale, England) kullanılarak 1 mm/dk çapraz kafa hızı ile gerçekleştirildi, maksimum kırılma yükü kaydedildi.



Şekil 3.10. Üniversal test cihazı



Şekil 3.11. 3B örneğe test fikstüründe 3 nokta eğilme testinin uygulanması

Eğilme dayanımı aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır:

$$\sigma = 3Pl/2wb^2$$

P, newton cinsinden kırılma yüküdür;

l, milimetre cinsinden test açıklığıdır (destek silindirleri arasındaki merkezden merkeze mesafe); 20 mm

w, numunenin genişliğidir, yani uygulanan yükün yönüne dik açı yapan tarafın milimetre cinsinden boyutudur;

b, numunenin kalınlığıdır, yani uygulanan yükün yönüne paralel olan tarafın milimetre cinsinden boyutudur.

3.3. Biaksiyal Eğilme Testinin Uygulanması

Biaksiyal eğilme testi ISO 6872 standardına uygun olarak yapıldı. Hazırlanan örnekler disk şeklinde olup 14 mm çapında ve 1.5 mm kalınlığındadır.



Şekil 3.12. Disk şeklindeki 3B örnekler

Her bir örnek dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Tokyo,Japonya) ile hassasiyetle ölçüldü.



Şekil 3.13. Disk şeklindeki 3B örneklerin dijital kumpas ile çap ölçümü

Biaksiyal eğilme testine hazırlanmak üzere her bir disk şeklindeki örneğin merkez noktası, test cihazına doğru ve tekrarlanabilir biçimde yerleştirilebilmesini sağlamak amacıyla hassas bir şekilde işaretlendi. Yükleme sırasında, test cihazında kullanılan yükleme ucu 1.5 mm çapında olup, bu uç örneğin daha önce belirlenmiş olan merkez noktasına denk gelecek şekilde konumlandırıldı. Testler universal test cihazında (Testometric Rochdale, England) 1 mm/dk çapraz kafa hızıyla uygulandı. Eğilme dayanımı, aşağıdaki formül ile hesaplandı:

$$\sigma = -0,2387P(X-Y)/b^2$$

P, newton cinsinden kırılmaya neden olan toplam yüküdür;

$$X=(1+v)\ln(r_2/r_3)^2+[(1-v)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y=(1+v)[1+\ln(r_1/r_3)^2]+(1-v)(r_1/r_3)^2$$

v Poisson oranıdır; 0,25

r1 milimetre cinsinden destek dairesinin yarıçapıdır; 5,5 mm

r2 milimetre cinsinden yüklenen alanın yarıçapıdır; 0,75 mm

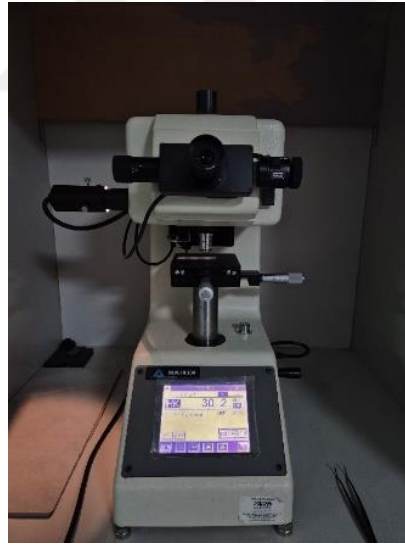
r3, milimetre cinsinden numunenin yarıçapıdır; 7 mm

b, milimetre cinsinden kırılma orijinindeki numune kalınlığıdır.

3.4. Vickers Mikrosertlik Testinin Uygulanması

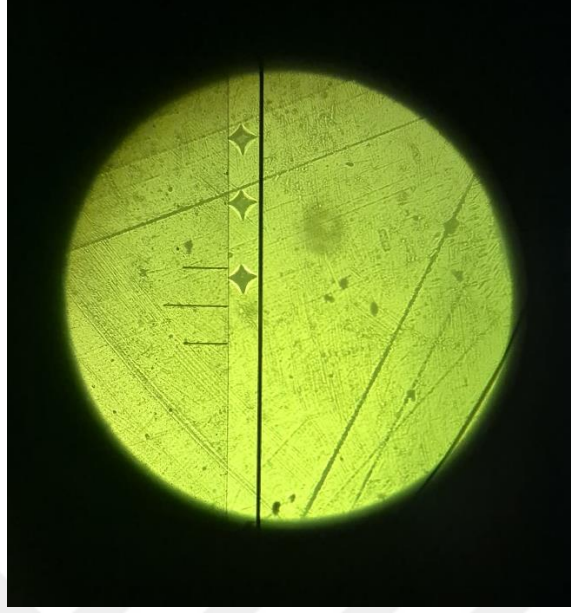
Vickers ve Knoop mikrosertlik testlerinde, ISO 6872 standardına uygun olarak biaksiyal eğilme testi uygulanan kırık örnek parçaları kullanıldı. Sertlik testleri sırasında, örneklerin üst yüzeyleri mikroskobik değerlendirme için uygun olacak şekilde polisajdan geçirildi.

Sertlik ölçümleri, mikrosertlik cihazı (Wilson, Buehler) ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.14. Mikrosertlik cihazı

Her örnek için 100 gf sabit yük, 15 saniye süreyle uygulandı. Yükleme sonrasında oluşan girintinin çapraz köşegen uzunlukları mikroskop (10x büyütme) altında ölçüldü, her örnekten üç farklı noktadan alınan ölçümlerin ortalaması alınarak Vickers sertlik değeri (VHN) hesaplandı.



Şekil 3.15. Vickers girintisinin mikroskop görüntüsü (10x büyütme)

Vickers sertlik numarası (VHN), aşağıdaki formül ile elde edilmiştir:

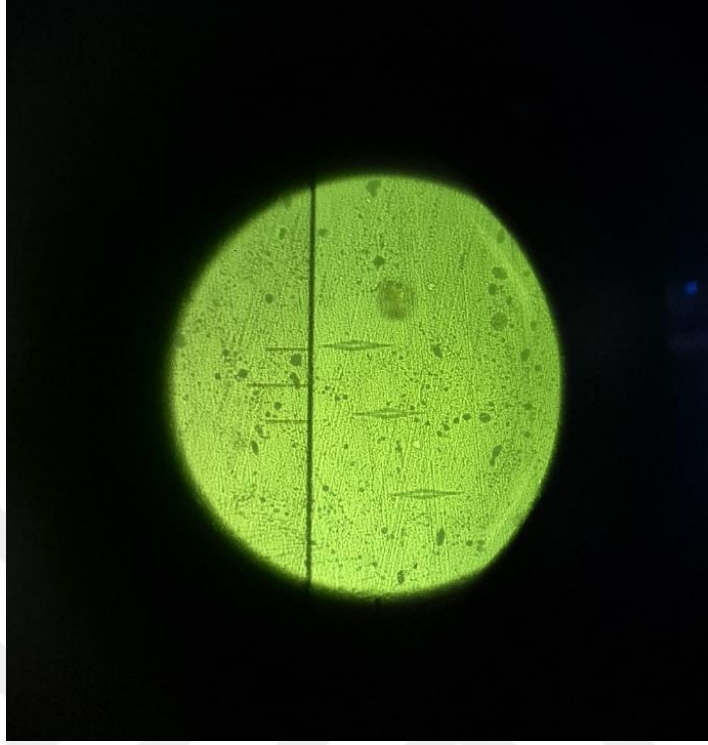
$$VHN=1.854(F/D^2)$$

F : Uygulanan yük (kgf),

D : Köşegen uzunluğu (mm)

3.5. Knoop Mikrosertlik Testinin Uygulanması

Sertlik ölçümleri, mikrosertlik cihazı (Wilson, Buehler) ile gerçekleştirildi. Test sırasında, cihazın elmas piramidal ucu yüzeye dik olarak konumlandırıldı ve her örnek için 100 gf sabit yük, 15 saniye süreyle uygulandı. Yük uygulaması sonrası oluşan iz, Knoop karakteristiğine uygun olarak uzunlamasına tek yönlü bir eşkenar dörtgen şeklindedir. Knoop testinde oluşan bu iz, mikroskopik görüntüleme ünitesi aracılığıyla büyütülmüş (10x büyütme) ve uzun köşegen ölçümü mikrometre cinsinden kaydedilmiştir. Kısa köşegen, elastik deformasyon nedeniyle güvenilir kabul edilmediğinden değerlendirmeye alınmamıştır.



Şekil 3.16. Knoop girintisinin mikroskop (10x büyütme) görüntüsü

Her bir numunede rastgele seçilen üç farklı noktadan ölçüm alınmış ve bu ölçümler üzerinden ortalama Knoop Sertlik Numarası (KHN) hesaplanmıştır.

Knoop sertlik değeri (KHN), aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır:

$$KHN = 14,24 L / d^2$$

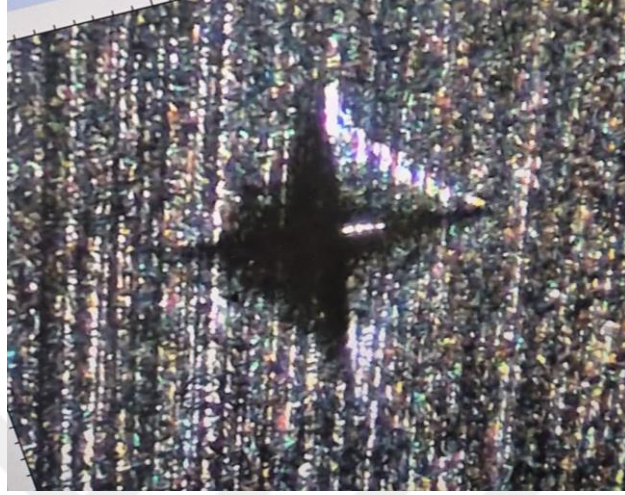
d: en uzun köşegenin uzunluğu (mm),

L: uygulanan yükü (kgf)

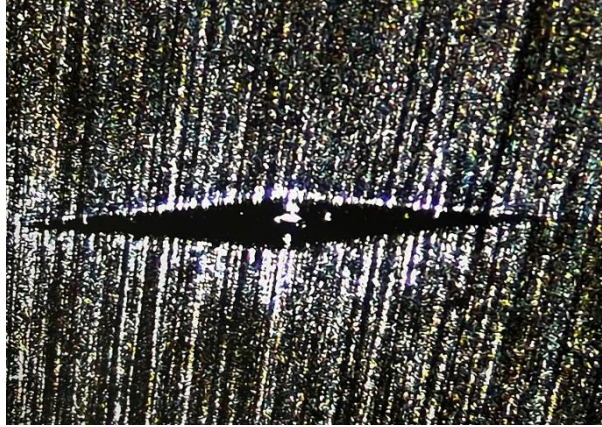
3.6. Girinti Oluşturma Yöntemiyle Kırılma Tokluğu Değerlendirmesi

Bu çalışmada, Vickers ve Knoop sertlik testleri kullanılarak girinti yüklemesiyle örnek yüzeylerinde çatlak oluşturularak kırılma tokluğu ölçümü yapılması hedeflenmiştir. Bu amaçla farklı yük seviyeleri ve uygulama süreleri denenmiş; ancak gerçekleştirilen tüm yüklemelerde, yüksek büyütme (45x) mikroskopik incelemeler sonucunda dahi

girinti çevresinde çatlak oluşumu gözlenememiştir. Çatlakların oluşmaması nedeniyle bu yöntemle kırılma tokluğu değeri hesaplanamamış ve analiz kapsamı dışında bırakılmıştır.



Şekil 3.17. Çatlak varlığı saptanamamış Vickers girintisine ait mikroskop (45x büyütme) görüntüsü



Şekil 3.18. Çatlak varlığı saptanamamış Knoop girintisine ait mikroskop (45x büyütme) görüntüsü

Çalışmadaki tüm ölçümler aynı ortam koşullarında (23 ± 1 °C, $\%50\pm 10$ bağıl nem) ve aynı cihaz operatörü tarafından gerçekleştirilerek standartlaştırılmıştır.

3.6. İstatistiksel Analiz

Sayısal ölçümler ortalama $\pm$ standart sapma olarak özetlendi. Sayısal ölçümlerin normal dağılım varsayımını sağlayıp sağlamadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile test edildi. Gruplar arasında sayısal ölçümlerin karşılaştırılmasında Bağımsız Gruplarda T testi kullanıldı. Bağımlı sayısal ölçümlerin karşılaştırılmasında Bağımlı Gruplarda T testi kullanıldı. Aynı örneğin 3 farklı ölçümünde tutarlılık değerlendirilirken ICC (Intraclass Correlation Coefficient) kullanıldı, ICC kategorilerinde 0.75 ve üzeri yüksek uyumlu/tutarlı olarak kabul edildi. Vickers ve Knoop ölçümlerinde uyumluluk değerlendirilirken de ICC kullanıldı. Verilerin analizinde IBM SPSS Statistics yazılımı sürüm 20.0 paket programı kullanıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Eğilme Dayanımı Bulguları

Yapılan biaksiyal ve 3 nokta eğilme testleri sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farka rastlandı ($p<0.001$).

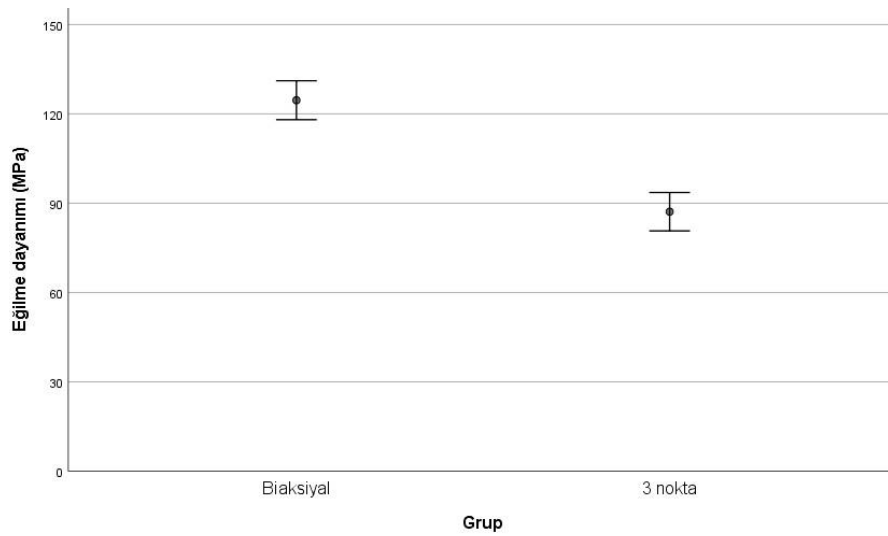
Gruplarda eğilme dayanımı değerlendirmesinde, biaksiyal eğilme testi sonuçlarının 3 nokta eğilme testine göre daha yüksek eğilme dayanımına sahip olduğu görüldü ($p<0.001$). (şekil 4.1.)

Gruplara ait eğilme dayanımı sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 4.1.'de gösterildi. 3 nokta eğilme grubunda ortalama değer 87,1 MPa olarak bulunurken, biaksiyal grupta bu değer 124,6'dır.

Çizelge 4.1.Yönteme göre eğilme dayanımı ölçümlerinin karşılaştırılması

	Yöntem		p
	Biaksiyal	3 nokta	
Eğilme dayanımı (MPa)	Ortalama $\pm$ SS (min-maks)	Ortalama $\pm$ SS (min-maks)	<0,001
	124,6 $\pm$ 31,2 (9,1-181,3)	87,1 $\pm$ 30,7 (24,5-140,2)	

NOT: SS: Standart sapma, min: minimum değer, maks: maksimum değer



Şekil 4.1. Gruplarda eğilme dayanımı ölçümleri

4.2. Sertlik Testi Bulguları

Aynı örnek üzerinde yapılan sertlik testleri sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farka rastlandı ($p<0.001$). (şekil 4.3.)

Gruplara ait ortalama değerler ve standart sapma değerleri çizelge 4.2.'de gösterildi. Vickers grubunda ortalama Vickers sertlik değeri (VHN) 21,4 olarak bulunurken, Knoop grubunda bu değer 28,5'tir. Knoop sertlik değeri Vickers'a göre ortalama 6 birim daha yüksektir.

Ölçümler arası uyum incelendiğinde (şekil 4.4.) ICC (Intraclass Correlation Coefficient) değerinin 0,232 olduğu görüldü. Bu değer şekil 4.2.'de gösterilen ICC kategorizasyonu incelendiğinde sıfıra yakın olduğu için ($0<ICC<0,4$) sertlik ölçüm metotları arasında neredeyse uyum olmadığı görüldü ($p=0.014$).

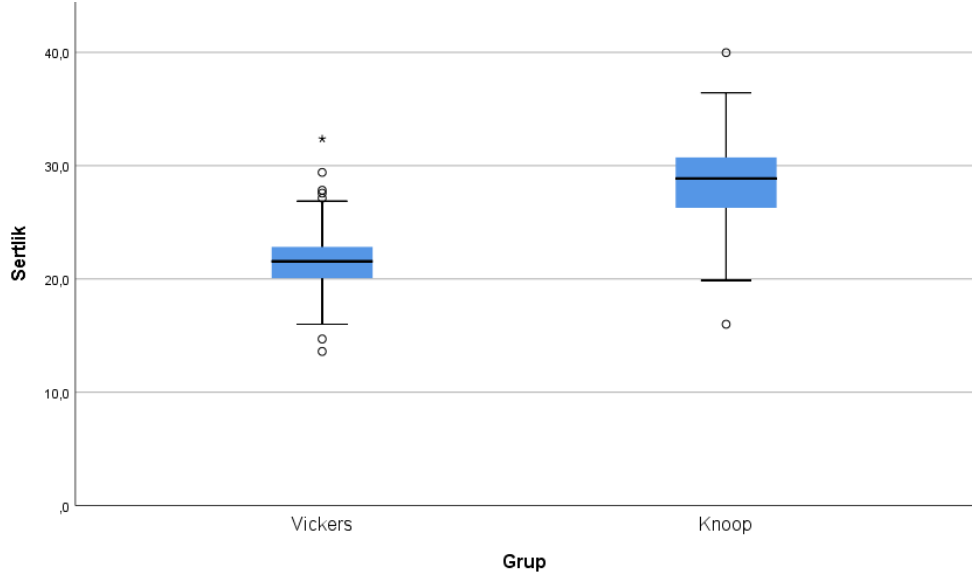
ICC	Interpretation
0–0.39	Poor reliability
0.4–0.74	Modest reliability
0.75–1	Excellent reliability

Şekil 4.2. ICC (Intra-class correlation coefficient) değerlerinin yorumlanması(102)

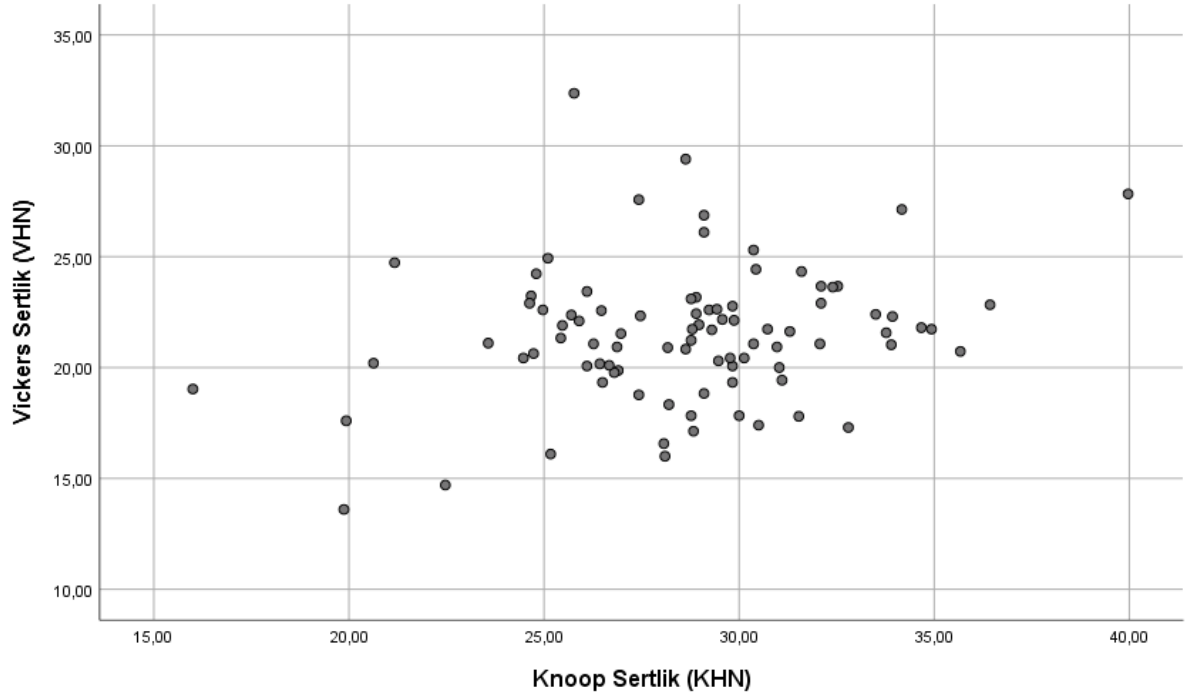
Vickers ve Knoop sertlik ölçümü sırasında her örnekten yapılan 3 farklı ölçüme ait VHN ($ICC=0,900$) ve KHN ($ICC=0,849$) değerleri için yapılan tekrarlı ölçümler yüksek tutarlılıktaydı ($p<0.001$).

Çizelge 4.2. Gruplara ait ortalama değerler ve standart sapma(SS) değerleri

Sertlik			
Grup	Ortalama	Örnek Sayısı	SS
Vickers(VHN)	21,48	90	3,02
Knoop(KHN)	28,59	90	3,84



Şekil 4.3. Graplardaki sertlik değerlerine ait istatistiksel grafik



Şekil 4.4. Aynı örnekte uygulanan Vickers ve Knoop sertlik değerlerinin dağılımı

5. TARTIŞMA

Bu çalışma eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyaller üzerinde uygulanan farklı mekanik testlerden elde edilen sonuçları karşılaştırarak, bu yöntemler arasında anlamlı bir ilişki veya korelasyon olup olmadığını incelemeyi amaçlamıştır. Elde edilen sonuçlara göre, eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyallerde uygulanan farklı mekanik test yöntemlerinden elde edilen sonuçlar arasında anlamlı bir fark olmayacağı yönünde kurulan sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Dental malzemelerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde kullanılan farklı eğilme dayanımı test yöntemleri bulunmaktadır. Bunlar tek eksenli ve biaksiyal (iki eksenli) eğilme testleri olarak sınıflandırılabilir. Üç nokta eğilme testleri (tek eksenli) numune hazırlığının kolay olması sebebi ile literatürde sıklıkla kullanılırken özellikle kenarlardaki çatlaklara ve numune kenar kusurlarına daha duyarlı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. (19) Ağız içi ortam çok yönlü aksiyel kuvvetlere maruz kalmaktadır; biaksiyal test bu ağız içi kuvvetlere daha yakın bir yükleme modeli oluşturduğundan daha güvenilir sonuçlar verebilmektedir. (19) Bu nedenle, iki farklı test metodundan elde edilen eğilme dayanımı değerlerinin doğrudan eşdeğer kabul edilmesi, materyal seçimi ve klinik simülasyon açısından yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu çalışmada, eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyaller üzerinde uygulanan biaksiyal ve üç nokta eğilme testleri sonuçlarının istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklılık gösterdiği belirlenmiştir. Her iki test yöntemi arasında pozitif korelasyon görülmemiştir. Özellikle biaksiyal eğilme testi sonuçlarının üç nokta eğilme testine göre daha yüksek eğilme dayanımı değerleri verdiği gözlenmiştir. Bu durum, farklı test metodolojilerinin örnek üzerindeki yükleme geometrisi ve gerilme dağılımı mekanizmasıyla açıklanabilir. Bulgular, eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyallerin mekanik performans değerlendirmesinde kullanılan test yöntemi seçiminin kritik önem taşıdığını göstermektedir. Klinik uygulamalarda materyallerin çok yönlü kuvvetlere maruz kalacağı göz önüne alındığında, biaksiyal eğilme testinin daha doğru bir değerlendirme sağlayabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda mekanik testlerin uygulanması esnasında örneklerin kırılma mekaniği farklılık göstermiştir. 3 nokta testinde destek açıklığı 20 mm ve dolayısıyla

örnek eğilme yüküne tabi tutulduğunda daha fazla esnekliğe izin vermiştir. Aksine, örnekler çok daha küçük bir dairesel destek açıklığına sahip olan biaksiyal test yönteminde daha tok davranmıştır. Dişlerin ağız içi kuvvetlere maruz kalan meziodistal ve bukkolingual genişliklerinin ,biaksiyal test sırasında örneklerin maruz kaldığı kuvvet alanı ile benzer olması dolayısıyla biaksiyal test, malzemenin ağız içindeki davranışını daha iyi simüle edebilir.

Çalışmada elde edilen eğilme dayanımı değerleri, ISO 6872’de monolitik tek üye restorasyonlar için önerilen minimum 100 MPa sınır (89) değeriyle karşılaştırıldığında heterojen bir dağılım göstermiştir. Hem üç nokta hem de biaksiyal eğilme testlerinde; bazı örneklerde bu eşik değerinin üzerinde sonuçlar elde edilirken, bazıları ise 100 MPa’nın altında kalmıştır. Aynı şekilde rezin polimerlerin standartlarına (ISO 10477) göre değerlendirdiğimizde ise eğilme dayanımı değerleri 50 MPa sınır (103) değerinin üzerinde kalmıştır. Daimi rezin materyallerin seramik dolduruculu rezin polimerler olduğu göz önüne alındığında bu bulgular, daimi rezin materyallerin mekanik performansının standardizasyonu ve klinik güvenilirliği açısından dikkatli değerlendirilmesi gerektiğini ve mekanik olarak geliştirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Günümüzde rezin esaslı restoratif materyallerin, özellikle köprü gibi yüksek yük taşıyan restorasyonlar için henüz yeterli mekanik özellikleri sağlayamadığı bilinmektedir. (50) Bu materyallerin geliştirilmesi ve klinik dayanıklılıklarının artırılması için eğilme dayanımı kritik bir parametre olarak öne çıkmaktadır. (74) Eğilme dayanımı ölçümleri, malzemenin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği direnci değerlendirmede temeldir ve daha dayanıklı, uzun ömürlü restorasyon materyallerinin tasarlanabilmesi için güvenilir test verilerine ihtiyaç vardır. Resin restorasyonlar, doldurucu oranlarına bağlı olarak çentik ve yüzey kusurları içerebilmektedir; bu tür kusurlardan etkilenmemek ve çiğneme kuvvetlerini daha gerçekçi biçimde taklit edebilmek adına biaksiyal testin kullanılması önerilmektedir. (90) Yaptığımız çalışmada biaksiyal ve üç nokta eğilme testleri arasında anlamlı bir fark saptanarak bu yöntemlerin materyal değerlendirmesinde farklı sonuçlar verebileceği ortaya koyulmuştur.

Chung ve ark. (19) yaptıkları çalışmada farklı kompozit gruplarını biaksiyal eğilme ve üç nokta eğilme testlerine tabi tutmuş, biaksiyal eğilme testinden elde edilen değerleri

3 nokta eğilme testine göre anlamlı derecede daha yüksek bulmuştur. Bu bulgu çalışmamızdaki sonuçlarla tutarlıdır.

Temizci ve ark. (74) tarafından yapılan çalışmada daimi rezin materyale biaksiyal test uygulanmıştır. Elde ettikleri değerler (ortalama=234 MPa) ile çalışmamızda elde edilen değerler (ortalama=124,6 MPa) arasında tutarlılık gözlenmemiştir. Aynı materyalin kullanılmasına ve aynı standartların uygulanmasına rağmen bu farklılık, eklemeli üretim parametrelerindeki değişkenliklerden veya test cihazlarının kalibrasyonundan kaynaklanabilir. Yazıcı ayarları, ışık şiddeti, ortam sıcaklığı ve havalandırma koşulları gibi faktörler reçinenin çapraz bağlanma yoğunluğunu ve dolayısıyla mekanik dayanıklılığını doğrudan etkileyebileceğini gösterebilir.

Rezin materyallerde mikrosertlik ölçümlerinde girinti iz geometrisi ve elastik toparlanma önemli bir etkiye sahiptir. Rezin polimerler gibi düşük elastik modüle sahip restoratif materyallerde materyale gelen yüklerle birlikte yük kaldırıldıktan sonra elastik geri toparlanma meydana gelir. (104) Vickers testi kare tabanlı simetrik iz geometrisine dayanır ve yük kaldırıldığında malzemede gerçekleşen elastik toparlanma oluşan geometrinin her kenarı boyunca gerçekleşir ve izin boyutlarının küçülmesine neden olur; bu küçülme izin alanını olduğundan küçük gösterir ve hesaplanan sertlik değerinin gerçekte olduğundan daha yüksek çıkmasına yol açabilir. (20) Buna karşılık Knoop testinde ise elastik toparlanma büyük oranda kısa kenarı etkiler, asimetric ve uzunlamasına izin yalnızca uzun köşegenini ölçerek elastik toparlanmanın etkisi sınırlandırılmış olur ve özellikle polimerik malzemelerde daha güvenilir, tekrarlanabilir sonuçlar verir. (17,20) Ancak çalışmamızda elde edilen sonuçlarda teorik beklentinin aksine, Knoop değerlerinin Vickers değerlerine göre anlamlı biçimde daha yüksek çıkması, bu iki test arasındaki ölçüm farkının aslında elastik toparlanmanın etkisiyle görünenden bile daha büyük olabileceğini düşündürmektedir. Bu bulgu, yalnızca Vickers testi kullanılarak eklemeli imalatla üretilen daimi rezin materyallerin sertliğinin değerlendirilmesinin, ölçüm yönteminin sınırlılıklarını göz ardı ederek eksik ve yanıltıcı sonuçlara yol açabileceğini ortaya koymaktadır.

Aktuğ ve ark. (105) yaptıkları çalışmada eklemeli imalatla üretilmiş daimi rezin materyalde post-kürleme sürelerinin Vickers sertliğine etkisini değerlendirmiştir. Elde edilen Vickers sertlik değerleri (ortalama=24,66), bu çalışmada elde edilen değerlerle

(ortalama=21,48) tutarlılık göstermiştir. Çelikel ve ark. daimi rezin materyalde farklı post polimerizasyon süreçlerinin Vickers sertlik ölçümlerine etkisini değerlendirmiştir ve elde edilen sertlik değerleri (ortalama=22,86) çalışmamızdaki değerlerle yüksek tutarlılık göstermiştir.

Sertlik ölçüm yöntemlerinde uygulanan yük büyüklüğü, sonuçlar üzerinde farklı etkiler yaratır. Makrosertlik testleri genellikle yüksek yükler altında gerçekleştirilir ve bu testlerden elde edilen sonuçlar, malzemenin hacimsel özelliklerini yansıtarak yükten bağımsız ve daha tutarlı değerler sağlar. Buna karşılık, mikrosertlik ve nanosertlik testleri daha düşük yük seviyelerinde yapılır. Özellikle polimerik ve heterojen yapıli malzemelerde sertlik testleri yük büyüklüğüne duyarlı sonuçlar verebilir. Düşük yüklerde yüzey pürüzlülüğü, dolgu-matris ara yüzey farklılıkları, elastik toparlanma etkileri ölçümü önemli ölçüde etkileyebilir; bu durum girinti boyutunun ve dolayısıyla hesaplanan sertlik değerinin değişmesine neden olur. (96) Temizci ve ark. (74) eklemeli imalatla üretilmiş daimi rezin materyalde 1 kgf yükü elde ettikleri ortalama VHN= 29,39 bulunmuştur. Çalışmamızda ise 100 gf yükü yapılan ölçümlerde VHN=21,48 olarak bulunmuştur. Daha düşük yük seviyelerinde polimer matrisin elastik deformasyonu ve yüzey pürüzlülüğü etkileri daha belirgin hale gelerek girinti izinin büyümesine ve sertlik değerinin düşmesine yol açabilir. Daha yüksek yük altında elastik toparlanma etkisi azalır, daha küçük girinti izi ve daha yüksek sertlik değeri elde edilir. (96) Bu farklılık, mikrosertlik testlerinde uygulanan yük büyüklüğünün sonuçlar üzerinde belirleyici bir parametre olduğunu ve ölçümlerin karşılaştırılabilirliği için test koşullarının standardize edilmesinin gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Shaw ve ark. (106) tarafından alaşım materyaller üzerinde yapılan çalışmada farklı uygulama yükleriyle elde edilen Vickers ve Knoop sertlik değerleri değerlendirilmiştir. Çalışmada Mg-Al-Zn alaşımından elde ettikleri değerler (F:100 gf, VHN:58 KHN:46) göz önüne alındığında Vickers değerlerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. Çalışmamızda ise Knoop değerlerinin Vickers değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Rezinler alaşımlara göre daha elastiktir ve polimerik yapı gösterir, bu malzeme özelliği sonuçların farklılığını etkilemiş olabilir.

Poskus ve ark. (17) kompozitler üzerinde yaptığı çalışmada Knoop ve Vickers sertlik testleriyle elde edilen sonuçlar arasında %1 düzeyinde pozitif bir korelasyon

olduğunu, Vickers değerlerinin genel olarak Knoop değerlerinden daha yüksek olduğunu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bulmuşlardır ve bu sonucun muhtemelen elastik toparlanmadan kaynaklandığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda ise Knoop ve Vickers sertlik ölçümleri arasında korelasyon olmadığı ve testlerin düşük düzeyde uyumlu olduğu görüldü. Bu durum çalışmalarda kullanılan materyal farklılığından kaynaklıyor olabilir.

Mevcut çalışmada, Vickers ve Knoop girintileri kullanılarak girinti tabanlı çatlak oluşturma yöntemiyle kırılma tokluğu ölçümü yapılması hedeflenmiş ancak uygulanan çeşitli yük seviyeleri ve sürelerine rağmen örnek yüzeylerinde mikroskop altında gözlemlenebilir bir çatlak oluşumu sağlanamamıştır. Bu durum, test edilen daimi rezin materyallerin belirli bir kırılma tokluğu eşiğinin üzerinde olabileceğini veya kullanılan sertlik test yüklerinin ve geometrisinin bu materyalde çatlak başlatmaya yetersiz kaldığını düşündürmektedir. Ayrıca malzemenin polimer matris yapısı ve viskoelastik özellikleri, gerilme birikimini dağıtarak çatlak başlatma potansiyelini azaltmış olabilir. Çatlak oluşumu sağlanamadığı için kırılma tokluğu hesaplanamamıştır ve materyalin bu açıdan klinik performansı hakkında doğrudan bir sayısal veri elde edilememiştir. Bu sonuç test edilen rezin materyallerin çatlak başlatmaya karşı dirençli bir yapıya sahip olabileceğini, ancak aynı zamanda kırılma tokluğu karakterizasyonu için daha uygun alternatif test yöntemlerinin veya daha yüksek yükleme koşullarının değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

İlie ve ark. (22) yaptığı çalışmada kompozit esaslı restoratif materyallerin kırılma tokluğunu, tek kenarlı çentikli ışın yöntemi (SENB) ile başarılı bir şekilde değerlendirilmiştir. SENB yöntemi, örnek üzerinde önceden kontrollü şekilde çentik oluşturduğundan kırılma tokluğunu ölçmede etkili bir yöntem olarak öne çıkar. Buna karşılık çalışmamızda, Vickers ve Knoop test uçları ile girinti oluşturarak çatlak başlatılması amaçlanmıştır ancak uygulanan çeşitli yük seviyeleri ve sürelerine rağmen çatlak oluşumu gözlemlenememiştir. Bu farklılık, test yönteminin seçiminde malzemenin mekanik özelliklerinin ve yapısal davranışının dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini, polimer esaslı materyallerin kırılma tokluğu ölçümünde çentik oluşturulan kontrollü yöntemlerin daha uygun olabileceğini ortaya koymaktadır.

Bu çalışmada yalnızca tek bir marka daimi rezin materyal kullanılmış olması, farklı üreticilerin reçine kompozisyonlarındaki varyasyonların değerlendirilmesini sınırlamaktadır. Tüm testler in vitro koşullarda yürütülmüştür ve bu nedenle ağız içi ortamın nem, sıcaklık değişimleri, pH dalgalanmaları ve biyolojik yükler gibi dinamik etkileri birebir yansıtılamaması çalışmamızı sınırlandırmıştır. Vickers ve Knoop girinti testlerinde çatlak oluşmaması nedeniyle kırılma tokluğu ölçümleri yapılamamış ve bu mekanik parametre karşılaştırmaya dahil edilememiştir. Çalışmada seramik bir kontrol grubu yer almadığı için elde edilen sonuçların klinikte yaygın olarak kullanılan seramik restorasyon materyalleriyle doğrudan karşılaştırılması mümkün olmamış ve materyalin bu restorasyonlara mekanik açıdan yakınlığı net olarak ortaya konamamıştır.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın bulgularına dayanarak, aşağıdaki sonuçlar çıkarıldı:

1) Üç nokta eğilme testi sonuçları ve biaksiyal eğilme testi sonuçları arasında korelasyon bulunmaması seramik içeriği nedeniyle rezin materyallere özgü test yönteminin seçilmesi gerektiğini ortaya koymuştur.

2) Daimi rezin materyalin eğilme dayanımı, uygulanan test yöntemine göre farklılık göstermiştir. Üç nokta eğilme testinde elde edilen ortalama değerler ISO 6872 standardının öngördüğü sınırların altında kalırken, biaksiyal eğilme testinde ise bu sınırların üzerinde bulunmuştur. Bu sonuçlar kullanılan rezin materyalin halen sınırlı bir performans sergilediğini ve bu nedenle klinik olarak seramik restorasyonların yerini alabilecek düzeyde olmadığını göstermektedir.

3) Mikrosertlik ölçümlerinde Knoop değerleri Vickers değerlerinden daha yüksek bulunmuştur ve bu iki test arasında korelasyon bulunmamıştır.

4) Vickers ve Knoop mikrosertlik testleri sırasında, farklı yük düzeyleri uygulanmasına rağmen çatlak oluşumu gözlenmemiştir. Kırılgan materyallerin aksine daimi rezin materyallerin çatlak başlatma ve ilerletme direnci güçlüdür.

5) Farklı mekanik test yöntemleri arasında anlamlı fark olması dolayısıyla restorasyon malzemesinin doğasına uygun yöntemlerin seçilmesi gerekir.

KAYNAKLAR

1. **Kollmuss M, Edelhoff D, Schwendicke F, Wuersching SN.** In Vitro Cytotoxic and Inflammatory Response of Gingival Fibroblasts and Oral Mucosal Keratinocytes to 3D Printed Oral Devices. *Polymers (Basel)*. **2024** May 1;16(10).
2. **Gupta C, Mittal A.** Role of digital technology in prosthodontics: A step toward improving dental care. *Indian Journal of Oral Health and Research*. **2018**;4(2):35.
3. **Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y.** A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Vol. 28, *Dental Materials Journal*. **2009**.
4. **Jockusch J, Özcan M.** Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J*. 2020;39(3):345–54.
5. **Pham DM, Gonzalez MD, Ontiveros JC, Kasper FK, Frey GN, Belles DM.** Wear Resistance of 3D Printed and Prefabricated Denture Teeth Opposing Zirconia. *Journal of Prosthodontics*. **2021** Dec 1;30(9):804–10.
6. **Gad MM, Alghamdi R, Al-Ghamdi R, Al-Jefri A, Akhtar S, Khan SQ, et al.** Wear and Fracture Resistance of 3D-Printed Denture Teeth: An In Vitro Comparative Study. *Journal of Prosthodontics*. **2023** Feb 1;32(2):170–7.
7. **Blatz MB, Conejo J.** The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. Vol. 63, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; **2019**. p. 175–97.
8. **Vichi A, Balestra D, Scotti N, Louca C, Paolone G.** Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations. *Polymers (Basel)*. **2023** Mar 1;15(6).
9. **Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG, et al.** Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 14, *Polymers*. MDPI; 2022.
10. **Balestra D, Lowther M, Goracci C, Mandurino M, Cortili S, Paolone G, et al.** 3D Printed Materials for Permanent Restorations in Indirect Restorative and Prosthetic Dentistry: A Critical Review of the Literature. Vol. 17, *Materials*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2024.
11. **Loomans BAC, Mesko ME, Moraes RR, Ruben J, Bronkhorst EM, Pereira-Cenci T, et al.** Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *J Dent*. **2017** Apr 1;59:18–25.
12. **Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C.** Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: Case report. *BMC Oral Health*. **2018** Aug 7;18(1).
13. **Liaw CY, Guvendiren M.** Current and emerging applications of 3D printing in medicine. Vol. 9, *Biofabrication*. Institute of Physics Publishing; **2017**.

14. **Çelikel p, Şengül f, Büyüksefil m, Aslan İnce n, Şimşek Derelioğlu s.** Effect of Different Polymerization Devices on Surface Hardness of Two Different Resin Materials Used in Three-Dimensional Printers: An In Vitro Study. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. **2024**;30(1):67–73.
15. **Kessler A, Hickel R, Reymus M.** 3D printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent*. **2020** Jan 1;45(1):30–40.
16. **Ruse ND, Sadoun MJ.** Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. Vol. 93, *Journal of Dental Research*. SAGE Publications Inc.; **2014**. p. 1232–4.
17. **Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC.** Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*. **2004** Oct;20(8):726–32.
18. **Kim N, Kim H, Kim IH, Lee J, Lee KE, Lee HS, et al.** Novel 3D Printed Resin Crowns for Primary Molars: In Vitro Study of Fracture Resistance, Biaxial Flexural Strength, and Dynamic Mechanical Analysis. *Children*. **2022** Oct 1;9(10).
19. **Chung SM, Yap AUJ, Chandra SP, Lim CT.** Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. **2004** Nov 15;71(2):278–83.
20. **Titus R, Satpathy M, Mecholsky JJ, Jodha KS, Abdulhameed N, Griggs JA.** Determination of elastic moduli of polymeric materials using microhardness indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*. **2024** Dec 1;160.
21. **Shen C, Ralph Rawls H, Esquivel-Upshaw JF.** *Phillips' Science of Dental Materials* - Chiayi Shen, H. Ralph Rawls, Josephine F. Esquivel-Upshaw - 13th Edition (**2021**) 448 pp., ISBN: 9780323697552.
22. **Ilie N, Hickel R, Valceanu AS, Huth KC.** Fracture toughness of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. **2012** Apr;16(2):489–98.
23. **Davidowitz G, Kotick PG.** The Use of CAD/CAM in Dentistry. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. **2011**. p. 559–70.
24. **Espinar C, Della Bona A, Pérez MM, Pulgar R.** Color and optical properties of 3D printing restorative polymer-based materials: A scoping review. Vol. 34, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. John Wiley and Sons Inc; **2022**. p. 853–64.

25. **Daher R, Krejci I, Ardu S.** Time-and cost-effective 3-dimensional-printing workflow to rehabilitate worn dentitions: *A clinical report*. **2024** Jun.
26. **Alharbi N, Osman R, Wismeijer D.** Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **2016** Jun; 115(6):760-67
27. **Alehaideb A, Lin WS, Levon JA, Chu TMG, Yang CC.** Accuracy of digital duplication scanning methods for complete dentures. *Journal of Prosthodontics*. **2023** Jan 1;
28. **Arora O, Ahmed N, Nallaswamy D, Ganapathy D, Srinivasan M.** Denture base materials: An in vitro evaluation of the mechanical and color properties. *J Dent*. **2024** Jun 1;145.
29. **Takhtdar M, Azizimoghadam N, Kalantari MH, Mohaghegh M.** Effect of denture cleansers on color stability and surface roughness of denture bases fabricated from three different techniques: Conventional heat-polymerizing, CAD/CAM additive, and CAD/CAM subtractive manufacturing. *Clin Exp Dent Res*. **2023** Oct 1;9(5):840–50.
30. **Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A.** 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. **2015** Dec 11;219(11):521–9.
31. **Abad-Coronel C, Pazán DP, Hidalgo L, Larriva Loyola J.** Comparative Analysis between 3D-Printed Models Designed with Generic and Dental-Specific Software. *Dent J (Basel)*. **2023** Sep 1;11(9).
32. **Seth C, Bawa A, Gotfredsen K.** Digital versus conventional prosthetic workflow for dental students providing implant-supported single crowns: A randomized crossover study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **2024** Mar 1;131(3):450–6.
33. **Abad-Coronel C, Valdiviezo P, Naranjo OB.** Intraoral Scanning Devices Applied in Fixed Prosthodontics. *Acta Scientific Dental Sciences*. **2019**;3:2581–4893.
34. **Clunie L, Morris NP, Joynes VCT, Pickering JD.** How comprehensive are research studies investigating the efficacy of technology-enhanced learning resources in anatomy education? A systematic review. Vol. 11, Anatomical Sciences Education. *John Wiley and Sons Inc.*; **2018**. p. 303–19.
35. **Eaton KA, Reynolds PA, Grayden SK, Wilson NHF.** A vision of dental education in the third millennium. *Br Dent J*. **2008** Sep 13;205(5):261–71.
36. **Sulaiman TA.** Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. **2020** Mar 1;32(2):171–81.

37. **Arora O, Ahmed N, Nallaswamy D, Ganapathy D, Srinivasan M.** Denture base materials: An in vitro evaluation of the mechanical and color properties. *J Dent.* **2024** Jun 1;145.
38. **Kagaoan Z, Liu X, Cameron A, Aarts J, Choi JJE.** Factors influencing the bond strength of additively manufactured crown materials in dentistry: A systematic review of in vitro studies. Vol. 144, *Journal of Dentistry. Elsevier Ltd*; **2024**.
39. **Lee B, Hwang J, Lim JH, Kim JE, Shim JS, Shin Y.** Three-axis load analysis of high-speed handpiece on dental training teeth and computer-aided design/computer-aided manufacturing blocks. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2024** Jul 1;155.
40. **Son K, Lee JH, Lee KB.** Comparison of intaglio surface trueness of interim dental crowns fabricated with sla 3d printing, dlp 3d printing, and milling technologies. *Healthcare (Switzerland).* **2021** Aug 1;9(8).
41. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D.** Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* **2008** May 10;204(9):505–11.
42. **Zandparsa R.** Digital imaging and fabrication. Vol. 58, *Dental Clinics of North America.* **2014**. p. 135–58.
43. **Sulaiman TA.** Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2020** Mar 1;32(2):171–81.
44. **Abu Ghofa A, Önöral Ö.** An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw-retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry.* **2023** Mar 1;129(3):440–6.
45. **Zhu H, Jiang J, Wang Y, Wang S, He Y, He F.** Additive manufacturing of dental ceramics in prosthodontics: The status quo and the future. Vol. 68, *Journal of Prosthodontic Research.* Japan Prosthodontic Society; **2024**. p. 380–99.
46. **Alanazi KK, Wood D, Shepherd J, Stokes CW, Asencio IO.** Assessing the suitability of fused deposition modeling to produce acrylic removable denture bases. *Clin Exp Dent Res.* **2024** Jun 1;10(3).
47. **Alsandi Q, Ikeda M, Arisaka Y, Nikaido T, Tsuchida Y, Sadr A, et al.** Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized udma for dlp 3d printer. *Sensors.* **2021** May 2;21(10).

48. **Cho SM, Young Kim RJ, Park JM, Chung HM, Kim DY.** Trueness, physical properties, and surface characteristics of additive-manufactured zirconia crown. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2024** Jun 1;154.
49. **Helal MA, Abdelrahim RA, Zeidan AAE latif.** Comparison of Dimensional Changes Between CAD-CAM Milled Complete Denture Bases and 3D Printed Complete Denture Bases: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics.* **2022** Apr 1;
50. **Çakmak G, Steigmeier D, Güven ME, Yilmaz D, Schimmel M, Yoon HI, et al.** Fabrication Trueness, Intaglio Surface Adaptation, and Marginal Integrity of Resin-Based Onlay Restorations Fabricated by Additive and Subtractive Manufacturing. *International Journal of Prosthodontics.* **2024** Feb 21;37(7):S99–107.
51. **Alhazzawi TF.** Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Vol. 60, *Journal of Prosthodontic Research. Elsevier Ltd;* **2016.** p. 72–84.
52. **Perlea P, Stefanescu C, Dalaban M, Petre A.** Experimental study on dimensional variations of 3D printed dental models based on printing orientation. *Clin Case Rep.* **2024** Mar;12(3).
53. **Pitzanti G, Mohylyuk V, Corduas F, Byrne NM, Coulter JA, Lamprou DA.** Urethane dimethacrylate-based photopolymerizable resins for stereolithography 3D printing: A physicochemical characterisation and biocompatibility evaluation. *Drug Deliv Transl Res.* **2024** Jan 1;14(1):177–90.
54. **Tsolakis IA, Papaioannou W, Papadopoulou E, Dalampira M, Tsolakis AI.** Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dent J (Basel).* **2022** Oct 1;10(10).
55. **Al Mortadi NA, Khasawneh L, Alzoubi KH.** Manufacturing of PEEK orthodontic baseplate and 3D-printed alloy components from an intraoral scan. *Medicine (United States).* **2024** Apr 26;103(17):E38004.
56. **Bek Kurklu ZG, Sonkaya E.** Comparison of discoloration of ceramic containing 3D printable material and CAD/CAM blocks. *Dent Mater J.* **2024**;43(1):28–35.
57. **Bora P V., Sayed Ahmed A, Alford A, Pittman K, Thomas V, Lawson NC.** Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2024** Jan 1;36(1):220–30.
58. **Lim JH, Lee SY, Gu H, Jin G, Kim JE.** Evaluating oxygen shielding effect using glycerin or vacuum with varying temperature on 3D printed photopolymer in post-polymerization. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2022** Jun 1;130.

59. **Hoffmann M, Stawarczyk B, Günster J, Zocca A.** Influence of additives and binder on the physical properties of dental silicate glass-ceramic feedstock for additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2024** Jul 1;155.
60. **Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X.** Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Vol. 5, *Bioactive Materials. KeAi Communications Co.*; **2020**. p. 110–5.
61. **Stansbury JW, Idacavage MJ.** 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. In: *Dental Materials.* Elsevier Inc.; **2016**. p. 54–64.
62. **Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, et al.** Photopolymers for rapid prototyping. *J Coat Technol Res.* **2007**;4(4):505–10.
63. **Revilla-León M, Özcan M.** Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. Vol. 28, *Journal of Prosthodontics. Blackwell Publishing Inc.*; **2019**. p. 146–58.
64. **Van Noort R.** The future of dental devices is digital. Vol. 28, *Dental Materials.* Elsevier Inc.; **2012**. p. 3–12.
65. **Alharbi N, Osman R, Wismeijer D.** Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. . *The Journal of Prosthetic Dentistry.* **2016** Jun; 115(6):760-67
66. **Sasany R, Jamjoon FZ, Kendirci MY, Yilmaz B.** Effect of Printing Layer Thickness on Optical Properties and Surface Roughness of 3D-Printed Resins: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics.* **2024** Feb 21;37(7):S165–73.
67. **Daghrery A.** Color Stability, Gloss Retention, and Surface Roughness of 3D-Printed versus Indirect Prefabricated Veneers. *J Funct Biomater.* **2023** Oct 1;14(10).
68. **Ozer NE, Sahin Z, Yikici C, Duyan S, Kilicarslan MA.** Bacterial adhesion to composite resins produced by additive and subtractive manufacturing. *Odontology.* **2024** Apr 1;112(2):460–71.
69. **Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al.** Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers (Basel).* **2021** Apr 2;13(8).
70. **Güntekin N, Tunçdemir AR.** Comparison of volumetric loss and surface roughness of composite dental restorations obtained by additive and subtractive manufacturing methods. *Heliyon.* **2024** Feb 29;10(4).

71. **Siqueira JRC dos S, Rodriguez RMM, Campos TMB, Ramos N de C, Bottino MA, Tribst JPM.** Characterization of Microstructure, Optical Properties, and Mechanical Behavior of a Temporary 3D Printing Resin: Impact of Post-Curing Time. *Materials*. **2024** Apr 1;17(7).
72. **Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B.** Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. **2020** Feb 1;24(2):701–10.
73. **AlGhamdi MA, Alatiyyah FM, Almedarham RF, Al Dawood ZH, Alshaikhnasser FY, Alboryh SY, et al.** Impact of Nanoparticle Addition on the Surface and Color Properties of Three-Dimensional (3D) Printed Polymer-Based Provisional Restorations. *Nanomaterials*. **2024** Apr 1;14(8).
74. **Temizci T, Bozoğulları HN.** Effect of thermocycling on the mechanical properties of permanent composite-based CAD-CAM restorative materials produced by additive and subtractive manufacturing techniques. *BMC Oral Health*. **2024** Dec 1;24(1).
75. **Sabatini GP, Yoon HI, Orgev A, Fonseca M, Molinero-Mourelle P, Yilmaz B, et al.** Complete Digital Workflow for Fabricating an Occlusal Device Using Artificial Intelligence– Powered Design Software and Additive Manufacturing: A Dental Method. *International Journal of Prosthodontics*. **2024** Feb 21;37(7):S275–84.
76. **Wang Dds L, Perlatti D’alpino PH, Gonzaga L, Dds L, Carlos J, Dds P.** A Mechanical Properties Of Dental Restorative Materials: Relative Contribution Of Laboratory Tests Propriedades Mecânicas Dos Materiais Dentários Restauradores: Contribuição Relativa Dos Ensaio Laboratoriais. *J Appl Oral Sci* **2003**; 11(3): 162-7
77. **De Jager N, De Kler M, Van Der Zel JM.** The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*. **2006** Mar;22(3):234–42.
78. **Sohail Zafar M, Madinah A, Munawwarah A, Arabia S.** A Comparison of Dental Restorative Materials and Mineralized Dental Tissues for Surface Nanomechanical Properties. *Life Science Journal*. **2014**;11(10s)
79. **Yanikoglu ND, Sakarya RE.** Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. Vol. 9, *Journal of Materials Research and Technology*. Elsevier Editora Ltda; **2020**. p. 9720–34.
80. **Sakaguchi R. PJ.** Testing Of Dental Materials And Biomechanics. In: *Craig’s Restorative Dental Materials* . **2012**. 85–107 p.
81. **Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T.** Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*. **2011** Aug;27(8):786–95.

82. **KJ Anusavice.** *Phillips' Science of Dental Materials.* . **1996.**
83. **Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, Van Dijken JWV.** Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontol Scand.* **2003** Apr;61(2):87–92.
84. **Anusavice KJ.** *Science of dental materials.* **2013.** 28–111 p.
85. **Ferracane JL.** Resin composite - State of the art. Vol. 27, *Dental Materials.* **2011.** p. 29–38.
86. **Karakoca S, Yilmaz H.** Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* **2009** Nov;91(2):930–7.
87. **Craig RG.** Testing of dental materials and biomechanics, in *Restorative Dental Materials.* St. Louis: Mosby. Vol. 13. **2012.** 83–107 p.
88. **Sakaguchi RL., Ferracane JL., Powers JM.** *Craig's restorative dental materials.* Elsevier; **2019.** 340 p.
89. Dentistry-Ceramic materials INTERNATIONAL STANDARD **ISO 6872** COPYRIGHT PROTECTED DOCUMENT [Internet]. **2015.** Available from: www.iso.org
90. **Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D.** The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *Journal of Prosthodontics.* **2012** Jul;21(5):353–62.
91. **Morrell R, McCormick NJ, Bevan J, Lodeiro M, Margetson J.** Biaxial disc flexure-modulus and strength testing. *British Ceramic Transactions.* **1999;** 98(5).
92. **Tantbirojn D, Versluis A, Cheng YS, Douglas WH.** Fracture toughness and microhardness of a composite: Do they correlate? *J Dent.* **2003;**31(2):89–95.
93. **Chicot D, Mercier D, Roudet F, Silva K, Staia MH, Lesage J.** Comparison of instrumented Knoop and Vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. *J Eur Ceram Soc.* **2007;**27(4):1905–11.
94. **O'Brien WJ.** Dental materials and their selection. *Quintessence Pub. Co.;* **2002.** 418 p.

95. **Broitman E.** Indentation Hardness Measurements at Macro-, Micro-, and Nanoscale: A Critical Overview. Vol. 65, *Tribology Letters*. Springer Science and Business Media, LLC; **2017**.
96. **Karadeniz E, Bölümü MM, Üniversitesi S.** Çeliklerin Vickers Mikro-Sertlik Değerlerine Uygulanan Yükün Etkisi. In: *UDCS'19 Fourth International Iron and Steel Symposium*. karabük; **2019**.
97. **Roberson T, Heymann H, Swift E.** *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. **2011**. 66–132 p.
98. **Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW.** Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials*. **2003** Nov;19(7):612–9.
99. **Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK.** Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*. **2003** Nov;19(7):603–11.
100. **Cesar PF, Della Bona A, Scherrer SS, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al.** ADM guidance—Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. Vol. 33, *Dental Materials*. Elsevier Inc.; **2017**. p. 575–84.
101. **Kruzic JJ, Kim DK, Koester KJ, Ritchie RO.** Indentation techniques for evaluating the fracture toughness of biomaterials and hard tissues. Vol. 2, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Elsevier BV; **2009**. p. 384–95.
102. **Chaparro-Rico BDM, Cafolla D.** Test-retest, inter-rater and intra-rater reliability for spatiotemporal gait parameters using SANE (an eaSy gait aNalysis systEm) as measuring instrument. *Applied Sciences* (Switzerland). **2020** Sep 1;10(17).
103. Dentistry-Polymer-based crown and bridge materials Art dentaire-Produits à base de polymères pour couronnes et ponts Copyright International Organization for Standardization Reproduced by IHS under license with ISO Not for Resale No reproduction or networking permitted without license from IHS from IHS. **2004**.
104. **D. B. Marshall, Tatsuo Noma, A. G. Evan.** A Simple Method for Determining Elastic-Modulus-to-Hardness Ratios using Knoop Indentation Measurements. *Communications of the American Ceramic Society*. **1982**;
105. **Aktug Karademir S, Atasoy S, Akarsu S, Karaaslan E.** Effects of post-curing conditions on degree of conversion, microhardness, and stainability of 3D printed permanent resins. *BMC Oral Health*. **2025** Dec 1;25(1).
106. **Shaw C, Li Y, Jones H.B** Effect of load and lubrication on low load hardness solidified light alloy. Vol. 28, *Materials Letters*. **1996**.

ÖZGEÇMİŞ

