



**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**EKLEMELİ ÜRETİM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN GEÇİCİ
RESTORASYONLARIN KIRILMA VE TAMİR BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Nazmi DİNÇER

**Samsun
Aralık-2023**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEMELİ ÜRETİM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN
GEÇİCİ RESTORASYONLARIN KIRILMA VE TAMİR
BAĞLANMA DAYANIKLILIĞININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Nazmi DİNÇER

Prof. Dr. Şafak KÜLÜNK

Samsun
Aralık-2023

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık öğrencisi Dt. Nazmi Dinçer tarafından Prof. Dr. Şafak Külünk danışmanlığında hazırlanan “Eklemeli Üretim Teknolojisi ile Üretilen Geçici Restorasyonların Kırılma ve Tamir Bağlanma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 01/12/2023 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Şafak KÜLÜNK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr.Göknil Ergün KUNT
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

....../....../202..
Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince engin bilgi ve tecrübesi ile her zaman yanımda olduğunu hissettiren ve yol gösteren, mesleki gelişimime yaptığı katkıların yanı sıra bana göstermiş olduğu ilgi, destek için her zaman minnettar olacağım Çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Şafak KÜLÜNK

Sevgi ve hoşgörülerini her zaman hissettiren başta Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. Duygu SARAÇ’a, ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’ndaki hocalarıma, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda çok güzel anılar paylaştığım başta Dt Elif UZAK, Dt Doğa BAYSAL Ve Uzm. Dt. Halime YAŞAR olmak üzere birlikte çalışma imkanı bulduğum sevgili asistan arkadaşlarıma ve Anabilim Dalı çalışanlarına,

Fakülteye adım attığım günden beri desteğini esirgemeyen ve hep yanımda olan Doç.Dr.İbrahim DURAN ‘a, Tez sürecimdeki katkılarından dolayı mikron diş laboratuvar ve Ade Dental ailesine, değerli dostum Dt Hüseyin KARACABEY’e,

Hayatım boyunca benim için gösterdikleri özverileri ve karşılıksız sevgileri ile haklarını ödeyemeyeceğim aileme, Attığım her adımda olduğu gibi uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince de sevgisi, anlayışı, sabrı ve desteği ile yanımda olan Berna BİŞKİN’e

Teşekkürlerimle...

ÖZET

EKLEMELİ ÜRETİM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN GEÇİCİ RESTORASYONLARIN KIRILMA VE TAMİR BAĞLANMA DAYANIKLILIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı 3 boyutlu yazıcı yardımı ile üretilen geçici restorasyonların erken dönem bükülme dayanımını ve farklı yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımına etkisini 3 nokta eğme testi ile değerlendirmektir.

Materyal ve Metod: Metilmetakrilat içermeyen fotopolimer rezin geçici materyalinden (GC TempPrint) 25 mm × 2 mm × 2 mm boyutunda 50 adet örnek bir 3 boyutlu yazıcı ile üretildi. Erken dönem bükülme dayanımı bir universal test cihazında (AG-IS, Shimadzu, Japonya) 3 nokta kırma testiyle değerlendirildi. Kırılan örnekler farklı yüzey işlemlerinin uygulanabilmesi için rastgele 5 gruba ayrıldı. Kontrol grubunda kırık yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı (Grup C). Diğer gruplarda örnekler sırasıyla zımparalama (Grup G), zımparalama işlemi ve silan bağlayıcı ajan (GS), 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama (S), 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama ve silan bağlayıcı ajan (SS) uygulaması yapıldı. Kırık yüzeyleri yüksek dolduruculu akışkan kompozit (G-Aenial Universal Flo) ile tamir edildi ve 20 sn led ışık cihazı ile polimerize edildi. Tamir bağlanma dayanımı universal test cihazında 3 nokta kırma testiyle değerlendirildi. Elde edilen veriler tek yönlü ANOVA ve eşleştirilmiş örnek t-testi ile incelendi. Kırık yüzeylere uygulanan yüzey işlemleri bir stereomikroskop (Olympus microscope bx50) kullanılarak incelendi.

Bulgular: Gruplara göre erken dönem kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmadı (P>0.05). Tamir bağlantı dayanımları ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (P<0.05). En yüksek tamir bağlanma dayanımı Grup SS'de en düşük Grup C'de elde edildi.

Sonuç: 3 boyutlu yazdırılan metilmetakrilat içermeyen fotopolimer rezin geçici materyaline tamir işleminde Al₂O₃ ile kumlama işleminden sonra silan uygulaması en etkili yöntem olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Tamir Dayanımı, Yazdırılabilir Resin, 3 Boyutlu Üretim, Geçici restorasyonlar

Nazmi DİNÇER, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, -Samsun, -2023

SUMMARY

EVALUATION OF THE FRACTURE AND REPAIR BOND STRENGTH OF TEMPORARY RESTORATIONS PRODUCED WITH ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGY

Aim: The aim of this study is to evaluate the initial bending strength of 3 dimension printed temporary restorations and the effect of different surface treatments on the repair bond strength with a 3-point bending test.

Materials and Methods: 50 samples of 25 mm × 2 mm × 2 mm in size were produced from methacrylate-free photopolymer resin temporary material (GC TempPrint) with a 3D printer. Initial flexural strength was evaluated by 3-point breaking test on a universal testing machine (AG-IS, Shimadzu, Japan). The broken samples were randomly divided into 5 groups to apply different surface treatments. In the control group, no surface treatment was applied to the fracture surfaces (Group C). In other groups, sandblasting (Group G), sandblasting and silane bonding agent (GS), sandblasting with 50 µm Al₂O₃ particles (S), sandblasting with 50 µm Al₂O₃ particles and silane bonding agent (SS) were applied to the samples, respectively. Fractured surfaces were repaired with high-filling flowable composite (G-Aenial Universal Flo) and polymerized with a LED light device for 20 seconds. Repair bond strength was evaluated with a 3-point fracture test on a universal testing device. The data obtained were examined with one-way ANOVA and paired sample t-test. The surface treatments applied to the fractured surfaces were examined using a stereomicroscope (Olympus microscope bx50).

Results: There was no statistical difference between early period fracture strengths according to groups ($P>0.05$). There is a statistically significant difference between repair bond strengths ($P<0.05$). The highest repair bond strength was obtained in Group SS and the lowest in Group C.

Conclusion: It has been observed that silane application after sandblasting with Al₂O₃ is the most effective method in the repair process of 3 D printed photopolymer resin temporary material that does not contain methacrylate.

Keywords: Repair Strength, Printable Resin, 3D Production, Temporary restorations

NazmiDİNÇER, Specialty Thesis
University of Ondokuz Mayıs, -Samsun, -2023

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
µm	: Mikrometre
Al₂O₃	:Alüminyum Oksit
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim
dk	: Dakika
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
p	: Anlamlılık
3D	: 3 boyutlu (3 dimensional)
3DP	: Toz bazlı bir 3D baskı tekniği
Cr-Co	: Krom-kobalt
DLP	: Dijital ışık projeksiyonu, Digital Light Processing
DMLS	: Direkt metal lazer sinterleme
DMLS	: Direkt metal sinterleme
EBM	: Elektron ışını eritme
FDM	: Malzeme ekstrüzyonu
MFJ	: Multijet eritme
PEMA	: Polietil metakrilat
PMMA	: Polimetil metakrilat
SL	: Stereolitografi
SLM	: Seçici lazer eritme
SLS	: Seçici lazer sinterleme

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
SUMMARY	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması.....	4
2.1.1 Üretim Tekniğine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması	4
2.1.2 Geleneksel ve Dijital Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller.....	18
2.1.2.1 Polimetil metakrilatlar (PMMA)	19
2.1.3 Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması.....	21
2.2 Geçici Restorasyonlarda Başarısızlık.....	22
2.3 Geçici Dental Restorasyonlarda Tamir İşlemleri	23
2.3.1 Geçici Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Yüzey İşlemleri.....	24
2.4 Mekanik Test Yöntemleri.....	25
2.4.1 Bağlanma Dayanım Test Yöntemleri	26
3. MATERYAL VE METOT	32
3.1 Test Gruplarının Oluşturulması.....	33
3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması	33
3.2.1 Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi	35
3.2.2 Kırık Yüzeylerinin Hazırlanması.....	36
3.2.3 Tamir Kompozitinin Uygulanması	37
3.2.4 Tamir Dayanımının Değerlendirilmesi.....	38
3.3. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi.....	39
3.4 İstatistiksel Yöntem.....	39
4.BULGULAR.....	40
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇ.....	52
7.KAYNAKLAR	53

1.GİRİŞ

Geçici restorasyonlar protetik diş tedavisinin önemli bir aşamasıdır. Protezler daimî olarak hastaya teslim edilene dek diş ve implant çevre dokularının sağlığı ve şeklinin devamlılığının sağlanması, pulpanın mekanik, kimyasal ve termal etkilerden korunması, destek dişin pozisyon değiştirmesinin engellenmesi ve hastanın estetik ve fonksiyon beklentilerinin sürdürülmesi için uygulanması gerekli restorasyonlardır. Estetik ve biyolojik beklentilerle birlikte restorasyonun yerinden çıkarıcı kuvvetlere ve fonksiyonel kuvvetlere direnç göstermesini sağlayan yeterli mekanik özelliklere de sahip olmalıdır.¹

3D yazıcılar diş hekimliğinde son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. 3 boyutlu üretim teknolojisi ile üretilen geçici kronların yeterli mekanik özelliklere sahip olduğu, üretiminde daha az artık malzeme oluşturduğu bilinmektedir. Eklemeli imalat ara malzemeleri büyük ölçüde bis-akril/kompozit reçinelere dayanmaktadır. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen geçiciler ile ilgili daha iyi uyum ve daha yüksek kırılma dayanımı değerleri elde edildiği belirtilmesine rağmen daha ucuz ve basit olduğu için geleneksel teknik halen yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.² 3D yazıcılardan üretilen direkt ağız içi geçici ve daimî restorasyonların ve kullanılan materyallerin mekanik, fiziksel özelliklerini karşılaştıran sınırlı çalışma bulunmaktadır.

Geçici kron ve köprülerin yapımı için kullanılan materyaller sadece mekanik olarak dayanıklı değil aynı zamanda tamir edilebilir olmalıdır. Geçici restorasyonlarda kırılma, açık kontaklar veya marjinal açıklık durumunda hekim restorasyonunun yenilenmesine veya tamir edilmesine karar verebilir. Geçicilerin yenilenmesi daha ideal olsa da küçük defektlerin tamiri kısa sürede uygulanabilir ve daha ekonomik bir yöntemdir. Restorasyonların tamiri işleminde eski materyal ile yeni materyalin bağlantısı kırık alanın boyutu, ne kadar süredir kırık olduğu, kullanılan tamir tekniği, tamir materyali ve yüzey işlemleri gibi çeşitli faktörlerin etkisi altındadır.³⁻⁶ Genel olarak tamir bağlanma dayanıklılığı birincil bağlanma dayanıklılığından %25 ila %80 daha düşük olabilir.¹² Malzemelerin kendine özgü mekanik ve kimyasal davranışları olduğundan, bağlanmanın her malzeme için özel olarak oluşturulması gereklidir.³

Yüzey işlemlerinin tamir dayanıklılığı üzerine etkileri hakkında çok sayıda çalışma bulunmaktadır bununla birlikte tamir işleminde yüzey işlemleri hakkında kesin bir standardizasyon bulunmamaktadır. ⁷

Restorasyonların tamirinde yaygın olarak kompozit rezin materyali kullanılmaktadır. Küçük boyutlu defektlerde uygun, kolay kontrol edilen bir materyal olduğu için ışıkla polimerize olan akışkan kompozit tercih edilebilir. Özellikle bis akril kompozit rezin içerikli geçicilerle benzer kimyasal kompozisyona sahip olmalarından dolayı daha yüksek bağlanma değeri elde edilmektedir. Her iki materyal de (kompozit rezin ve bisakril kompozit) dimetakrilat monomer içermektedir. ^{4,5}

CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile özellikle kazıma tekniği ile üretilen geçiciler daha kısa sürede, estetik ve homojen bir materyal dayanımı sağladığı iddiasıyla popülerleşmiş ve geleneksel teknikle üretilen restorasyonlara göre mekanik ve fiziksel özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda artmıştır. Geçici restorasyonların tamirinde yüzey işlemlerinin, materyalin ve üretim tekniklerinin, özellikle geleneksel ve CAD/CAM kazıma ile üretilen geçicilerin, tamir dayanıklılığı üzerine etkisini değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Eklemeli üretim teknolojisi dış hekimliği uygulamalarında geniş kullanım alanı bulmasıyla çalışmalar daha çok materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerine yoğunlaşmıştır. 3 boyutlu yazıcılar yardımı ile üretilen restorasyonların tamir dayanıklılığında yüzey işlemlerinin etkisinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır bunun yanında restorasyonun kırılma ve erken tamir dayanıklılığının karşılaştırıldığı çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı 3 boyutlu yazıcı yardımı ile üretilen metilmetakrilat içermeyen fotopolimer rezin geçici restorasyonların erken dönem bükülme dayanımını ve kırılma sonrası uygulanan farklı yüzey işlemlerinden sonra elde edilecek tamir dayanıklılığının 3 nokta eğme testi ile değerlendirmektir. Çalışmanın hipotezleri, (H0) geçici restorasyonların erken dönem tamir dayanıklılığının restorasyonların kırılma dayanımından düşük olacağı, (H1) tamir için uygulanan yüzey işlemleri arasında mekanik yüzey işlemleri ile daha yüksek bükülme dayanımı elde edileceği şeklinde kurulmuştur.

2.GENEL BİLGİLER

Geçici restorasyonlar inley, onley, kron, köprü ve implant üst yapıları gibi birçok indirekt protetik uygulamanın önemli bir aşamasını oluşturmaktadır.⁸ Geçici restorasyonlar diş pulpasını ısısal, mekanik ve bakteriyel etkileşimlere karşı korur, prepare edilen dişleri oklüzal fonksiyon sırasında stabilize eder ve ön bölge dişlerinin restorasyonlarında estetik problemleri ortadan kaldırır.^{9,10} Özellikle ön bölgede uygulanan implant destekli protezlerde yumuşak doku şekillendirilmesi ve final restorasyonun şekil, kontur, renk gibi estetik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla uzun süre kullanılmaktadır.¹¹ Geçici restorasyon materyallerinin dayanıklılık ve aşınmaya karşı direnç gösterme gibi yeterli mekanik özellikler göstermesinin yanı sıra biyolojik ve estetik gereksinimleri de karşılaması gerekmektedir.¹² Bütün geçici restorasyonlar sıvı emilimi göstererek renk değişimine uğramaya müsaittirler. Estetik bölgelerde uzun süreli kullanılan geçici restorasyonlarda renk değişimi estetik problem oluşturarak hasta memnuniyetine olumsuz etki edebilir. Bu nedenle özellikle ön bölgede uzun süreli olarak kullanılacak geçici restorasyonlar için materyal seçiminde renk stabilitesi önemli bir kriter oluşturmaktadır.¹¹ Geçici restorasyonlar kullanımı süresi boyunca çiğneme kuvvetlerine direnebilecek dayanıklılığa sahip olmalı, diş stabilize etmeli, pulpayı ve periodonsiyumu korumalı, kenar uyumu ve estetiği iyi olmalıdır.^{13,14} Geçici restorasyon materyalleri daimî materyallere nazaran düşük kırılma dayanımına sahiptirler. Bu nedenle, uzun gövdeli geçici köprü yapılması gerektiğinde, uzun süreli tedavi gerektiren temporomandibuler eklem rahatsızlıklarında, oklüzal dikey boyutun yeniden düzenleneceği vakalarda, bruksizm vakalarında ve aşırı kuvvet alan bölgelerde daha dayanıklı materyallerinin kullanımı gerekmektedir.^{15,16}

Geçici restorasyonlar yapımında kullanılan materyallerin içeriklerine ve üretim yöntemlerine göre sınıflandırılmaktadır. Kullanılan materyaller üretim tekniğini etkilemektedir. Geçici restorasyonlar üretim yöntemlerine göre geleneksel ve dijital olarak iki ana sınıfa ayrılmaktadır. Geleneksel teknikte geçici restorasyon materyali için rezinlerin kullanımı 1937'ye uzanmaktadır. O tarihlerde kullanılan rezinler Biolon gibi ısı ile polimerize olan akriliklerdi.¹⁷ Bunu 1947 yılından sonra Alike, Trukit, Neopar, Jet, Coldpac ve Duralay gibi otopolimerizan polimetil metakrilat (PMMA) rezin kullanımı almıştır.¹⁷⁻¹⁹ 1960'lerde Snap ve Trim gibi vinil polietil metakrilatın, 1980'lerde Protemp, VisioGem ve Triad gibi kompozit rezin materyallerin kullanımına başlanmıştır.^{20,21}

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanılarak restorasyonların üretilmesi diş hekimliğinde önemli bir süreç haline gelmiş ve birçok alanda geleneksel yöntemlerin yerini almıştır.²² Geleneksel diş restorasyonu üretim süreciyle karşılaştırıldığında, bu yeni yöntem daha basit, daha doğru prosedürlere ve daha iyi hassasiyete sahip olmakla birlikte hastanın tedavi süresini de kısaltmaktadır..^{23,24,25} Ayrıca diş hekimleri ve diş teknisyenleri protezin tasarımını dijital olarak gözlemleyebilir ve tasarıma ait veriler dijital dosya olarak saklanabilir.^{26,27}

2.1 Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

2.1.1 Üretim Tekniğine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Geleneksel Yöntemle Üretilen Geçici Restorasyonlar

Direkt Yöntem: Bu teknikte diş preparasyonundan önce silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüsü alınır. Sonra silikon ölçü içindeki preparasyon alanına geçici restorasyon maddesi konularak sertleşme tamamlanmadan ölçü maddesi ile birlikte ağıza uygulanır. Bir süre beklendikten sonra, ölçü ağızdan çıkarılarak artık geçici maddeleri uzaklaştırır ve tekrar ağıza uygulanır.^{28,29} Ağızdan çıkartılan ölçü maddesi, geçici materyalin tamamen polimerize olmasını sağlamak için bir süre ılık suda bekletilmelidir. Bu süre sonunda restorasyonun dişe uyumu sağlanır polisaj prosedürünü takiben dişe geçici olarak yapıştırılır.^{28,30}

Otopolimerizan polimetilmetakrilat (PMMA) ilk olarak 1930'lu yıllarda kullanılmaya başlanmış ve direkt geçici protez yapımında en sık kullanılan materyal olmuştur. Direkt yöntemin başlıca avantajları; geçici restorasyon için ek bir seansa gerek kalmaması ve hastanın geçicileri takılana kadar geçen süre içinde, hassasiyetinin önlenmesidir. Bu tekniğin dezavantajları; deneyim gerektirmesi, metakrilat rezinlerin kullanıldığı durumlarda ise pulpada irritasyonlar meydana getirmesidir.^{28,31}

İndirek Yöntem: Bu yöntemde, diş preparasyonunu takiben preparasyon sahasının ve oklüzyonda olduğu dişlerin ölçüsü alınıp ve ölçülerden elde edilen alçı model üzerinde geçici restorasyonlar doğrudan hazırlanabilir. Diğer bir yöntemde, öncelikle alçı model üzerinde istenilen form ve büyüklükte mum örneğin oluşturulmasıdır. Daha sonra model üzerinden bir hidrokolloid ölçü maddesiyle tekrar ölçü alınır, mumun uzaklaştırılmasını takiben ölçü içindeki preparasyon bölgesine geçici restoratif materyal konularak ölçü, model üzerine yerleştirilir. Materyalin

polimerizasyonunu takiben gerekli tesviye ve polisaj prosedürü uygulanarak geçici restorasyonlar tamamlanır.²⁸

Direkt-İndirekt Yöntem: Direkt-indirekt teknikte; geçici krunun dış yüzey formu indirekt, iç yüzey formu ise direkt yöntemle elde edilir. Dışın preperasyonundan önce aljinat ile ölçü alınır ve alçı model elde edilir. Bu model üzerine, transparan propilen veya sellüloz asetat plakalar ısı ve basınçla adapte edilir ve kenarları kesilerek ağız içinde uyumlanır. Geçici materyali bu kalıbın içine doldurulur ve ağız içinde dişler üzerine uygulanır. Sertleştikten sonra tesviye ve polisajı yapılır.³²

İndirek tekniğin, direk tekniğe göre çeşitli avantajları mevcuttur. İndirekt teknikte geçici restorasyonun polimerizasyonu ağız dışında tamamlandığından yumuşak dokular ve dişler üzerine kimyasal etkileri en az seviyede olması, kenar uyumlarının daha iyi, yapımının daha kolay ve teknisyen yardımı ile yapıldığı için hekime zaman kazandırıyor olması, hastanın polimerize olmamış rezinden açığa çıkan uçucu hidrokarbonları soluması önlenmiş olması ve hasta ağzında üretilmeyecek, ısı ve basınç gerektiren, daha sağlam materyallerden elde edilebilir olması gibi avantajlara sahiptir.³⁵

CAD CAM Sistemleriyle Üretilen Geçici Restorasyonlar

Dış hekimliğinde CAD/CAM sistemi ilk defa 1970'te Francois Duret ve Jack Preston tarafından kullanılmıştır. Duret 1984'te CAD/CAM sistemini kullanarak frezeleme yoluyla ilk kronu üretmiştir.³³ 1985 yılında İsviçre'de Prof. Dr. Werner Mörmann ile elektrik mühendisi Marco Brandestini, ilk CAD/CAM sistemi olarak kabul edilen CEREC (bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu) sistemini kullanarak restorasyonlar üretmiştir.³⁴

CAD/CAM sistemlerin avantajları;

- Dijital ölçü alınan vakalarda konvansiyonel ölçü yönteminin kullanılmasına gerek kalmamıştır.
- Daha kısa sürede daha dayanıklı restorasyonları üretilme imkânı sağlamıştır.³⁵
- Konvansiyonel üretim yöntemlerindeki ölçü, mumlama ve döküm gibi aşamaların olmaması hata potansiyelini azaltır.
- Seans sayısı azaldığı için hekim ve hastaya zaman tasarrufu sağlamıştır.

- Restorasyonun birkaç saat içerisinde hazırlanabilmesi sayesinde geçici restorasyon hazırlanmasına gerek kalmamıştır.³⁶
- Verilerin arşivlenmesi kolay olduğu için tekrarlanması gereken vakalarda üretim yapmayı kolaylaştırmıştır.
- Ölçü kayıtlarının ve tasarımların transferinin çok kısa sürede içinde gerçekleşmesi başka ülkeden veya şehirden hizmet almayı kolaylaştırmıştır.³⁷
- Modeller uzun süre kolay bir şekilde saklanabilir. Dezenfeksiyona gerek yoktur.
- Renk seçimi kolayca yapılabilir, hastalara tedavi sırasında ve sonrasında öngörülebilir bilgiler verilebilir.

CAD/CAM sistemlerin dezavantajları;

- Gingival marjinlerin ve andırkatlı bölgelerin ölçüsünün alınması zordur.
- Ölçü alınırken oral sıvılar, parlak ya da renkli yüzeyler ölçünün doğruluğunu etkileyebilir.
- Tüm oral mukozanın ya da tüm dişlerin kayıtlarının elde edilmesi zordur, zaman alabilir.³⁸
- Monokromatik blokların kullanılması sebebiyle renk kısıtlaması olabilir bu da estetik beklentilerin her zaman istenilen gibi olmamasına neden olur.
- Üretim için kurulacak sisteme ek bütçe ayırmak gerekir. Sistemi kullanma konusunda iyi eğitilmiş uzman kişilere ihtiyaç vardır.^{34,39}

Bütün CAD/CAM sistemleri 3 ana bölümden oluşmaktadır. Bunlar;

- Preparasyonun ağız içi veya ağız dışı olarak taranıp verilerin elde edilmesi,
- Restorasyonun sanal ortamda 3 boyutlu olarak tasarlanması (CAD),
- Sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretimi (CAM)³⁴

Protezin tasarımı bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı ile tamamlandıktan sonra veriler, üretim birimini kontrol eden bilgisayar destekli üretim (CAM) yazılımına aktarılmaktadır. Bilgisayar destekli üretimin amacı, CAD yazılımı tarafından tasarlandığı

gibi doğru bir uyum ve morfolojiye sahip doğru bir restorasyon üretmektir. Bilgisayar destekli üretim eksiltmeli (kazıma) üretim ve eklemeli (tabakalama) üretim olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.⁴⁰

Eksiltmeli üretim, prefabrike bir bloğun freze makinesi kullanılarak şekillendirilmesi işlemidir.⁴¹ Eklemeli üretim, CAD tasarımının STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına dönüştürülerek çok kesitli katmanlara ayrılması ve sıvı veya toz materyalin katman katman yazdırılarak nesnenin üretilmesidir. Eklemeli imalat, hızlı prototipleme (HP) ve 3 Boyutlu (3D) baskı olarak da bilinir.^{37,42} 3D yazıcıyla üretilen hareketli geçici protezler geleneksel yöntemlere göre daha kısa sürede ve düşük maliyetle üretilmiş, fakat klinik çalışmalar eksik olduğundan, uzun vadeli boyut ve renk stabilitesinin, biyouyumluluğunun ve mekanik özelliklerinin bilinmediğini bildirmişlerdir.⁴³ Eklemeli imalat, eksiltmeli imalata göre birçok avantaja sahiptir. Neredeyse hiç atık malzeme üretmez, ürünlerin geometrik şekillerinde herhangi bir kısıtlama yoktur ve özel geometrik şekillerdeki parçaların seri üretimini sağlamaktadır. Ayrıca diş hekimliğinde fiziksel tanı modelleri, cerrahi kılavuzlar, ekstraoral maxillofasial protezler, diş implantolojisi, ortodonti, okluzal splintler, uzun süreli geçici protezler, sabit ve hareketli protezlerin yapımı gibi birçok kullanım alanı vardır.⁴⁴

Eksiltmeli İmalat Teknikleri

CAD/CAM teknolojisi son birkaç on yılda güçlü bir ilerleme kaydetmiştir ve yakın bir zamana kadar diş hekimliğinde CAM süreci eksiltmeli üretim süreciyle eşanlamlıydı.⁴⁵ Eksiltmeli üretim bilgisayar sayısal kontrol (CNC) protokolünü temel alan bir freze makinesi yardımı ile önceden hazırlanmış bir bloğun kazınarak şekillendirilmesi işlemidir. CNC cihazları en az 3 en fazla 5 eksenli frezelenme sistemlerinden oluşmaktadır. Frezeleme sistemiyle metaller, seramikler, zirkonya ve polimer katkılı materyaller kullanılarak kron, köprü, inley, onley, abutment ve çeşitli hibrit altyapıların üretimi yapılabilmektedir.^{40,45,46}

Freze üniteleri iki gruba ayrılır; birinci grup kuru kazıma ve sulu kazıma olarak sınıflandırılabilir. Kuru kazıma işleminde zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Sulu kazıma işleminde, soğuk sıvı spreyi, metal ve cam seramik materyalleri ısı hasarına karşı korumak amacıyla kullanılmaktadır. İkinci grup ise X, Y, Z eksenlerine ek olarak doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket etmesi ile dört eksenli ve beş eksenli cihazlar

olarak ayrılmaktadır. Burada temel fark rotasyon sayısıdır. Blok/disk, X eksenı etrafında dönüyorsa A dönüşü gerçekleşmektedir. Ancak blok/disk X ve Y eksenleri etrafında hareket ediyorsa A dönüşüne ek olarak B dönüşü de gerçekleşmektedir.⁴⁷Beş eksenli frezeleme ünitesiyle üretilen restorasyonlar, dört eksenli frezeleme ünitesiyle üretilenlerden daha yüksek üretim hassasiyetine sahiptir. Eksiltmeli imalat tekniğinde nesneler başarılı bir şekilde retilenmektedir. Bununla birlikte eksiltmeli üretim bazı dezavantajları vardır. Frezeleme işleminde sonra bloklardan artan materyal geri dönüştürülememektedir ve malzeme kaybı %90'a ulaşabilmektedir. Bu durum ekonomik olarak oldukça maliyetli olmaktadır. Frezeleme takımları (elmas frezler, diskler vb.) ağır aşınmaya maruz kalır, bu sebeple kısa çalışma döngüleri halinde kullanılabilirler ve kullanım ömürleri sınırlıdır. Kazıma teknolojisinin en büyük dezavantajı, frezeleme prosedürünün hassasiyetinin kullanılan en küçük frezin çapına bağlı olmasıdır. Bu da, freze ucunun çapından daha küçük herhangi bir yüzeyin aşırı kazınması ve restorasyonun hassasiyetine negatif yönde katkıda bulunması anlamına gelmektedir.⁴⁸retim hassasiyeti, her zaman en küçük freze takımının çapına bağlı olduğu için ince detaylar tam olarak oluşturulamaz. Derin andırkatların varlığında ve karmaşık yüzey morfolojilerinin işlenmesi gereken durumlarda eksiltmeli imalat teknikleri oldukça zor ve maliyetli yöntemlerdir. Kırılgan malzemelerden üretilen seramik blokların frezelenmesi nedeniyle seramik yüzeylerde mikroskobik çatlaklar oluşabilir. Ayrıca tek seferde sınırlı sayıda blok frezelenebilir.^{45,49}

Dijital l Yöntemlerine Göre Aşındırma/Eksiltme Teknolojisini Kullanan CAD/CAM Sistemleri

1.Klinikte kullanılan sistemler; diş preperasyonları ağız içi tarayıcılar ile taranmakta ve restorasyonlar klinikte hazırlanmaktadır. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bu gruptadırlar.⁵⁰

2.Laboratuvarda kullanılan sistemler; alçı modelden tarama yapılmaktadır veya gönderilen STL datadan direkt olarak tasarım yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu bitirebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.⁵⁰

3.Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde, model laboratuvarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan

restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolünü sağlanır. Procera, Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır.⁵⁰

CAD/CAM sistemleri, açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilir. Kapalı sistemler, üretici firma tarafından veri toplama, dijital tasarım ve restorasyon üretimi dahil olmak üzere tüm CAD/CAM tasarım ve üretim sürecini sunmaktadır. Burada elde edilen veriler, diğer üreticilerin farklı sistemleriyle uyum sağlamaz. Açık sistemler, orijinal sanal verilerin farklı üreticilerin CAD yazılımı ve CAM cihazları tarafından kullanılmasına izin verir.⁵¹ Dijitalleşmede açık sistemlere geçiş artmaktadır. Bu sayede farklı kaynaklardan verilerin elde edilmesi, tasarım yapılması ve daha geniş üretim tekniklerine ulaşılabilmesi mümkün olmaktadır.⁵²

3D baskı ve eklemeli üretim yöntemleri CAD/CAM sistemlerinin gelişimine bağlı olarak diş hekimliğinde üretim sistemlerinin sınırlamalarını geliştirmek için ortaya çıkan bir teknolojidir.⁵³ 3D baskı tekniği ile üretilen materyallerin estetik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişimini sürdürmesi ve halen yeterli vaka raporlarının mevcut olmaması sebebiyle çoğunlukla implant üstü gibi görece daha uzun sürebilecek vakalarda geçici restorasyonların üretiminde kullanılmaktadırlar.^{2,54-56}

Eklemeli Üretim Teknikleri

Eklemeli imalat yöntemi eksiltmeli imalat yönteminin sınırlamalarının üstesinden gelme potansiyeline sahiptir. Eklemeli imalat CAD tasarımının STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına dönüştürülerek, her biri 16-300 mikronluk küçük katmanlara ayrılması ve katmanların üst üste yazdırılarak fiziksel nesnenin oluşturulmasıdır. Nesneleri oluşturmak için gereken süre yazdırılan modellerin sayısından ziyade yazdırılan katmanların sayısına (modelin dikey yüksekliğine) bağlıdır. Eklemeli imalat, hızlı prototipleme (HP) ve 3 boyutlu (3D) baskı sistemi olarak da bilinir. 3 boyutlu baskı 1980 yılından itibaren gelişimini sürdürmüş ve 1986'da Chuck Hull, Stereolitografi (SLA) adını verdiği hızlı prototipleme cihazıyla tarihte yerini almıştır.⁵⁷

Yazıcı, CAD verilerini işleyerek bir araya getirilen bir dizi enine kesitten bir model oluşturmak için ardışık sıvı, toz ve plastik filament katmanları biriktirir. Eklemeli imalat ince detayların nesne üzerinde işlenmesinde çok başarılıdır. Bu sebeple dental uygulamalar için çok uygun bir üretim yöntemidir.⁵⁸ Eklemeli üretim implantolojide

rehber plakların üretimi; protez, ortodonti ve cerrahi için fiziksel modellerin üretimi; ağız içi, kraniyomaksillofasiyal implantların üretiminde hareketli protezlerde, implant ve diş restorasyonları için koping ile çerçevelerin imalatında kullanılabilir.⁶⁶

3D yazıcılar ile objenin x, y ve z olmak üzere üç eksende üretimi yapılmaktadır. Bu eksenlerden x ve y eksenleri yatay düzlemde iki boyutlu görüntüyü ifade ederken, z eksenini ise dikey yönü belirtmektedir. Bir başka ifade ile z eksenini, x ve y eksenlerinin üst üste eklenmesi ile oluşmaktadır. Böylece z eksenini iki boyutlu görüntüyü üçüncü boyuta taşımaktadır.³⁸

Eklemeli imalatta, eksiltmeli imalata göre malzeme israfı çok azdır, bu sebeple ekonomiktir. Üretim daha kısa sürede gerçekleştiği için verimlilik daha fazladır. Eksiltmeli imalat freze kaleminin çapından etkilenirken, eklemeli imalat boyutsal karmaşıklığı ve miktarı ne olursa olsun bir nesnenin üretilmesine izin vermektedir. Eklemeli üretim tekniğinde materyal üzerine kuvvet uygulamayan pasif üretim sayesinde eksiltmeli üretimdeki frezenin oluşturduğu gürültü, ısı ve yüzey hasarının önüne geçilmiş olur. Ayrıca aynı anda birden fazla nesne üretilabilir ve bir nesnenin farklı bölgelerinde farklı türde malzeme kullanılabilir. Nesneler yüksek düzeyde doğruluk ve hassasiyete sahiptir.^{40,59} 3D yazıcıyla üretilmiş geçici kronların, eksiltmeli yöntem ile üretilen kronlara göre daha iyi internal uyum gösterdiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir.^{60,61} Dijital olarak üretilen geçici restorasyonların geleneksel yöntemlerle üretilenlerden daha yüksek marjinal uyum gösterdiği belirtilmiştir.^{62,63} 3D yazıcı ile üretilen geçici restorasyonların, özellikle okluzal bölgelerinde yüksek internal uyum gösterdiği belirtilmiştir.^{62,63} Ancak, eklemeli üretim teknolojisindeki cihazların maliyeti yüksektir ve sistemleri karmaşıktır. Kullanım için personelin eğitim alması gerekmektedir. Katman kalınlığı mümkün olan en küçük seviyede ayarlanmadığı sürece, üretilen ürün üzerinde bir merdiven etkisi yaratmaktadır. Katman kalınlığı minimum seviyede olduğunda bu durum engellenebilir. Fakat katman kalınlığını minimum olarak ayarlamak üretim süresini önemli ölçüde arttırmaktadır.⁶⁴ Katmanların tabaka tabaka birbiri üzerine eklenmesiyle ürün oluşturan 3D yazıcılar ile üretimin doğasında bulunan merdiven etkisi (staircase efekt), son ürün doğruluğuna ve yüzey pürüzlülüğüne doğrudan etki eder.⁶⁵ Mevcut teknoloji ile bu etki tamamen ortadan kaldırılamaz, ancak katman kalınlığı düşürülerek azaltılabilir. Daha düşük katman kalınlığı ayarları, ürünün doğruluğunu,

yüzey pürüzlülüğünü ve adaptasyonunu iyileştirmeye fayda sağlarken, işlem süresini ise arttırır.⁶⁵

Çakmak ve arkadaşlarının 2021’de yaptıkları çalışmada, tabaka kalınlığının 3D baskılı kompozit rezin kronların gerçekliği ve kenar kalitesi üzerindeki etkisini araştırmış ve frezelenmiş kronlarla karşılaştırılmıştır. Bunun için geçici kronlar 3 farklı katman kalınlığında (20, 50 ve 100 µm) basılarak incelenmiştir. Buna göre katman kalınlığının, 3D baskılı geçici kronların gerçekliğini ve kenar kalitesini etkilediğini göstermişlerdir. Frezelenmiş kronlar, internal yüzeylerde 100 µm 64 katmanlı kalınlıktaki 3D geçici kronlardan daha yüksek gerçekliğe sahip iken yine frezelenmiş kronlar en yüksek marjin kalitesine sahip bulunmuş,

20 µm ve 100 µm tabaka kalınlığında basılan kronlar en düşük marjin kalitesine sahip bulunmuştur. Araştırmacıların önerisine göre gerçeklik ve marjin kalitesi için, 100 µm yerine 20 veya 50 µm’lik bir katman kalınlığı tercih edilebilir.⁶⁶ Katman kalınlığının 3D baskılı kalıpların ve tam protezlerin gerçekliği üzerindeki etkisi gösteren çalışmalarda en yüksek gerçeklik, 100 µm’lik bir tabaka kalınlığında gösterilmiştir.⁶⁷ Bu ise Çakmak ve arkadaşlarının sonuçlarıyla çelişmektedir. Araştırmacıya göre sonuçlar arasındaki farklılığın, basılan nesnelerin yapısından kaynaklanabileceği ileri sürülmektedir. Karşılaştırılan çalışmalardaki protezler, tek üye kronların sahip olduğu kadar ince ve konik kenarlara sahip değildir, bunun yerine geniş düz ve yuvarlak yüzeylere sahiptirler. Katman kalınlığı çok küçük olduğunda, özellikle bu tür ince kenar boşluklarında farklılıklar meydana gelebilir. Yine Çakmak ve arkadaşlarının çalışmasına göre 50 µm grubunda 20 µm grubuna göre daha yüksek gerçekliğin görünmesinin sebebi bu olabilir.^{74,78}

Yine Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları implant destekli 3 üyeli geçici köprü protezinin oturumunda basım parametrelerinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, internal boşluk hacminin 50 µm tabaka kalınlığında 100 µm’lik kalınlığa göre daha düşük değerde bulunmasına rağmen marjinal uyumun 100 µm’lik tabaka kalınlığında daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun sebebinin ise, 50 µm katman kalınlığında artan katman sayısı nedeniyle hataların birikiminin fazla olmasına bağlanır.⁶⁸ Yazıcı hızı ve çözünürlüğü fiziksel özellikleri direk etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada 150 ve 210 üretim acıları ile üretilmiş kuronlarda destek çubuklar simetrik

yerleştirilmiş fakat 150° üretim grubuna 13 adet, 210° üretim grubuna 11 adet destek çubuk tutturulmuştur. 210° üretim grubunda okluzal internal aralık anlamlı olarak daha büyük bulunmuştur. Bunun sebebinin ise destek çubuk sayısının az olması ile ilişkili olabileceğini söylemiştir. 3D baskı teknolojisi diş hekimliğinde hala gelişimini sürdürdüğü için, 3D Baskı yapan makineler günümüzde bazı dental uygulamalarda gereken uyum ve tekrarlanabilirlikte üretim gerçekleştirememektedir.^{69,70}

3D Yazıcıların Çalışma Prensipleri

3 boyutlu yazıcılar çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler. Bu sınıflamalardan biri üretim yöntemlerine göre sınıflamaktır. Üretim yöntemlerine göre yazıcılar; Ekstrüzyon baskı, Inkjet baskı, Lazer melting/sintering baskı ve Lithografi baskı olarak sınıflandırılabilir. Ekstrüzyon baskıda, 3 eksenli bir kademenin bilgisayar kontrollü hareketi ile bir memeden bir malzeme dağıtılır. Mürekkep püskürtmeli baskıda, bir mürekkebin (tipik olarak bir fotopolimer) mikrometre boyutlu damlacıkları da 3 eksenli aşamalar kullanılarak dağıtılır. Öte yandan, lazer eritme ve sinterleme, tipik olarak bir memeden malzeme dağıtmaz; bunun yerine, lazer ışığının yüksek sıcaklığı, bir aşama yukarı veya aşağı hareket ederken bir toz yatağındaki belirli bölgeleri sinterlemek veya kaynaklamak için kullanılır ve malzeme katman katman eklenir, böylece bir 3B yapı oluşturulur.² Son olarak, ışık veya litografi baskısı (genellikle ışık kaynağı olarak lazerleri kullanır), Z eksenli kontrollü bir kapta tutulan fotopolimerleri kullanır ve 3B yapı, kazan veya numune tutucu yukarı veya aşağı hareket ederken polimerin ışığa doğrudan maruz bırakılmasıyla oluşturulur. Bu son yöntemde, eşit derecede yaygın iki yaklaşım kullanılır. Stereolitografi (SLA) baskısında, bir galvano ayna tarayıcı, lazer ışığını bir monomer teknesinin yüzeyini rasterleştirmek için yönlendirir ve 3D polimer yapılar oluşturmak için vokselleri açığa çıkarır. Öte yandan, dijital projeksiyon baskısında (veya dijital mikro ayna cihazı-dijital projeksiyon baskısı anlamına gelen DMD-DPP), bir dizi mikro ayna, monomerleri bir seferde tek bir katmanın tamamını polimerize etmek için ışığın açma kapama işlemini kontrol eder ve bir yapı platformu yükseldikçe, katman katman bir 3D polimer yapısı oluşturulur.²

3D yazıcı teknolojilerinin bazıları toz, filament ve film formundaki önceden şekillendirilmiş polimerik malzemeleri kullanarak materyal üretirken, bazıları ise ışığa duyarlı rezinlerin aktif polimerizasyonunu ile üretim yapmaktadır.⁷¹

Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi, diş hekimliğinde kullanılan en eski ve en çok kullanılan 3 boyutlu baskı yöntemlerinden biridir. SLA, fotopolimerize bir sıvı polimer havuzu, üzerinde modelin oluşturulacağı bir platform ve rezini sertleştirmek için kullanılan ultraviyole lazerden oluşmaktadır.⁷² Önce parçayı sabitlemek ve sarkan yapıları desteklemek için bir platform oluşturulur. Her katmanın kalınlığını ifade eden z eksen çözünürlüğü, yüksek çözünürlük gerektiren uygulamalarda 50 µm veya daha az olacak şekilde ayarlanır. Standart veya daha düşük çözünürlük gerektiren parçalar için katman kalınlığı 200 µm veya daha fazlası olarak ayarlanır.⁷¹ İlk katman polimerize olduktan sonra, platform z eksen çözünürlüğü miktarı (yaklaşık 30-200 mikron) kadar alçalmakta ve sonraki katman kürlenmektedir. Bu işlem üretim tamamlanana kadar tekrarlanmaktadır. Üretilen materyal üzerindeki istenmeyen polimerize olmamış reçine artıkları bir çözücü (genellikle izopropil alkol) ile temizlendikten sonra rezin tam polimerizasyon için bir ultraviyole fırına yerleştirilmektedir.⁴⁰

SLA teknolojisinde, z eksen çözünürlüğünü belirleyen faktörler sertleşme derinliği, foto-başlatıcı, ışına maruz kalma koşulları (dalga boyu, güç ve maruz kalma süresi/hızı), boyalar, pigmentler ve eklenen UV emicilerdir.⁷³ SLA yazıcılar genellikle diğerlerinden daha yavaştır çünkü lazer bir seferde yalnızca küçük bir alanı kürleyebilir. SLA sistemi diğer eklemeli üretim tekniklerine kıyasla daha pahalı olmasına rağmen, yüksek çözünürlük ve doğruluğa sahip olması, ince detayların oluşturulabilme yeteneği, tipik bitirme işlemleri gerektirmeyen pürüzsüz yüzey kalitesi ve katmanlar arası kimyasal bağlanma nedeniyle iyi bir z ekseni mukavemeti sunar.^{69,71,74}

Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP yazıcının bileşenleri: Bir dijital ışık projektör ekranı, dijital mikro ayna cihazı, rezin tankı, yapı platformu ve yapı platformunun seviyesini ayarlayan asansördür. Resin tankının şeffaf bir tabana sahip olması gerekir, böylece dijital ışık projektörü tarafından yansıtılan ışık reçineye ulaşabilir. Dijital mikro ayna cihazı adı verilen dikdörtgen ayna düzenlemesinde mikro aynaların açısı ayrı ayrı ayarlanabilir. Bu yüz binlerce ayrı ayrı hareket eden mikro ayna, ışığın yansıma yolunu kontrol ederek tek seferde tüm katmanı kürleyebilir. Görüntünün her pikseli ayrı bir mikro aynaya karşılık gelmektedir.^{57,75} DLP 3D baskı, minimum 50 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek baskı

çözünürlüğüne sahiptir. DLP 3D baskı, nesneleri yüksek hassasiyetle yazdırma avantajı sağlar, ancak mikro aynaların sayısı sınırlı olduğundan yüksek hassasiyeti garantilemek için projeksiyonun boyutu sınırlıdır. Bu nedenle, DLP yazıcılarla yalnızca küçük boyutlu nesneler yazdırılabilir.⁷⁶

DLP yazıcıların tasarımı, SLA yazıcıların tasarımına benzer. Temel fark ışık kaynağıdır. SLA yazıcılar fotopolimer bir ışık kaynağı kullanırken, DLP yazıcılar kısa dalga boyundaki ışığın dijital mikro ayna cihazı aracılığıyla yönlendirildiği projeksiyon teknolojisini kullanmaktadır. Böylece DLP yazıcılar SLA yazıcılara göre, lazerle her bir alanı birbiri ardına taramak yerine, mikro aynalar sayesinde tek bir pozlama ile tüm alanı kürleyebilmektedir. Bu avantaj, yapım süresini ilgili katman geometrisinden veya nesne sayısından bağımsız kılmaktadır. Böylece nesnelerin daha kısa sürede basılmasını sağlayarak zaman tasarrufu sağlamaktadır.⁵⁷ SLA yazıcılara göre daha sık bir fotopolimer reçine tablası kullanıldığı için daha az atık oluşturmaktadır. DLP yöntemindeki piksel tabanlı pozlama nedeniyle çözünürlük daha yüksektir. Yüksek güçte LED kaynakları kullanılır ve ışık kaynağının yoğunluğu kontrol edilebilir.^{77,78}

SLA ve DLP teknikleri ışığa maruz kalma, platform taşıma ve reçine doldurma şeklinde 3 aşamadan oluşur. Her aşama birbirinden farklıdır ve son ikisinde gerçek bir baskı yoktur. Normalde son baskılı katman rezervuar yüzeyine yapışır ve platform indirildiğinde yüksek sıyrılma gerçekleşir. Tumbleston ve arkadaşları, bu endişeyi ele alarak sürekli sıvı ara yüz üretimi (CLIP) adını verdikleri sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem bir parçanın sürekli basılmasına izin verir ve yapım süresini hızlandırır. Sistemde rezervuarın üst kısmına oksijen geçirgen bir zar eklenir ve hem UV ışığını hem oksijeni geçirir. Oksijen geçirgen membran ‘ölü bölge’ adı verilen bir alan oluşturur ve basılı parçanın altında her zaman taze bir reçine tabakasının bulunması, baskının sürekliliğini sağlar. Ölü bölgenin kalınlığı oksijen akışı ile kontrol edilebilir.⁵⁷ Bununla birlikte, CLIP teknolojisinin de bazı dezavantajları vardır. Doldurulmuş reçineler, ölü bölgedeki partiküllerde kontrolsüz ışık saçılmasına yol açabilir, bu nedenle reçineye ulaşan gerçek lazer ışığının yoğunluğu yeterli olmayabilir ve bu da potansiyel olarak baskı kalitesinden ödün verir. Reçinelerin oksijene afiniteleri farklı olduğundan ölü bölgelerin kalınlıklarında değişikliğe yol açar. Bu nedenle, ölü bölge kalınlığı ve oksijen penetrasyon hızı, yazdırma ayarlarına dahil edilmesi gereken diğer değişkenlerdir.⁵⁷

Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM) / Kaynaştırılmış Flament Modelleme (FFM)

Bir yapı platformu, baskı malzemesi olarak işlev gören bir filament bobini ve bir salınım başlığından oluşmaktadır. FDM, erime ısısının üzerinde ısıtılmış reçinenin x, y ve z eksenlerinde hareket eden salınım başlığından katman katman bırakıldığı hızlı prototipleme tekniğidir. Isıtılmış malzeme ekstrüze edildikten hemen sonra sertleşir ve böylece hata oranının en aza indirilmesi amaçlanır. Eşit olmayan soğutma durumunda ısı bozulmasını en aza indirmek için ısıtılmalı inşaat odaları kullanılabilir. Tek katmanlı bir düzlemin tamamlanmasından sonra, yapı platformu z ekseni kalınlığı kadar indirilir ve bir sonraki katmana başlanır.^{57,72,78} Uygulanan malzemenin tabaka kalınlığı esasen salınım başlığının enine kesiti ile belirlenir. İşleme bağlı olarak 0.1 ile 0.25 mm'lik bir tabaka kalınlığı mevcuttur. Bu sebeple diğer yöntemlere göre daha kademelidir.

Farklı renklerdeki farklı malzemelerin eşzamanlı kullanımı mevcuttur. Bununla birlikte, çok renkli bileşenler şu anda mümkün değildir, çünkü işlem sırasında kartuş malzeme ile değiştirilemez. Gelecekte bu sorunun birkaç salınım başlığının aynı anda kullanılmasıyla da çözülebileceği düşünülebilir. Üretimden hemen sonra yüzey kalitesi genellikle yetersizdir, sonradan işlem gereklidir. Bununla birlikte, aynı zamanda parçaların doğruluğu, son işlemde olumsuz etkilenebilir. Nihai ürünlerin daha zayıf mekanik özellikleri, anizotropik malzeme yapısından kaynaklanır. Mevcut malzeme yelpazesi geniştir.⁷⁹ FDM tekniğinde kullanılan en popüler 3D baskı malzemeleri polilaktik asit (PLA) ve akrilonitril bütadien stiren (ABS) veya polikarbonatlar gibi termoplastik polimerlerdir.

Polijet Fotopolimer Baskı (PPJ)

Standart 2B baskı yapan mürekkep püskürtmeli ofis yazıcısı ile aynı temel teknolojiyi kullanır. Bu teknikte, toz halindeki malzeme hareketli bir piston tarafından yükseltilir ve yükselen toz, bir rulo yardımıyla yapı platformunun tepesine doğru itilerek sıkıştırılır. Sonra, çok kanallı püskürtme başlığından toz üzerine sıvı bir yapıştırıcı madde püskürtülür. Toz ve sıvı birleşir ve nesnenin bir katmanını oluşturulmuş olur. Bir katman tamamlandığında, piston bir sonraki toz katmanını yukarı iter ve yapışkan sıvı ile birleşmesine yardımcı olur. Bu işlem katman katman devam eder ve eksiksiz bir prototip oluşturulması için aşamalı olarak sürdürülür. Bağlanmamış toz, bir ısıtma işleminin

ardından süpürülerek uzaklaştırılır. Yapı platformu, sonraki katmanlara yer açmak için dikey olarak hareket eder.^{77,78}

Bu mekanizma model üzerinde tabakalama çizgileri bıraksa da yapı katmanları 16-20 µm kadar ince olan nesneler üretebilir. Bu da nesnelerin yüksek doğrulukta ve mükemmel yüzey kalitesinde olmasını sağlar. Aynı zamanda kaliteli yüzey yapısı sayesinde son işlem gerekli değildir.⁷¹ PPJ sistemi, birkaç baskı kafasının aynı anda çalışmasına izin verir. Böylece farklı renklere ve malzeme özelliklerine sahip nesneler üretilir. Polijet fotopolimer baskı çok renkli modelleri basabilen tek teknolojidir.⁸⁰ Destek malzemelerinin eriyebilir veya çözünebilir olması nedeniyle, desteklerin çıkarılması işlemi nesne zarar görmeden ve kolayca yapılabilir. Püskürtmenin düşük viskoziteye ihtiyaç duyması nedeniyle reçinenin viskozitesi önemlidir.⁷⁶

PPJ yazıcılarda diğer teknolojilere göre daha fazla atık oluşur çünkü fazla malzemeyi nesneden uzaklaştırmak ve boyutsal doğruluğu arttırmak amacıyla her katman sertleştirmeden önce bir silme bıçağı ile temizlenir. Yeniden kullanılamayan veya geri dönüştürülemeyen bu malzeme, düzenli olarak boşaltılması gereken bir atık tankında biriktirilir. Baskı mekanizmasındaki püskürtme başlıklarının tıkanmasını önlemek için ara sıra temizlenmesi ve periyodik olarak değiştirilmesi gerekir. SLA yazıcılara göre maliyetleri daha yüksektir.^{72,78} Üretilen parçalar boyutsal olarak doğrudur ve mekanik özellikleri açısından güvenilir olabilir; bununla birlikte, yapı oryantasyonu elastik modülü ve kırılma gerilimini önemli ölçüde etkileyebilir, ancak gerilme mukavemeti baskı yönüne nispeten duyarsızdır.⁷¹

Toz Yatağı Üretim Tekniği

Temelde sistem toz yatağı içerisindeki tozun lazer ışını ya da başka bir bağlayıcı ile katmanlı olarak üretilmesini içerir.⁸¹ Üretim sırasında yapı platformu en üst konumdadır ve üzerine üretimi yapılacak materyal serpilir. Materyalin serpilme kalınlığı üretilen nesnenin z eksenini oluşturur. Bilgisayar üzerinde tasarlanmış şeklin x ve y düzlemlerini oluşturmak üzere bir lazer ışını tablaya düşürülür. Böylece z eksen kalınlığı kadar tanecikler kaynaştırılmış olur. Daha sonra tabla bir miktar aşağı iner ve bir silindir yardımıyla yeni tanecikler yüzeye yayılır. Ardından ışınlama işlemi gerçekleştirilir ve istenilen yapı oluşturulana kadar işlem devam eder.⁵⁷

Bu sistem içerisinde güç kaynağına bağlı olarak çeşitli üretim teknikleri mevcuttur. Bunlar;

- Seçici lazer sinterleme (SLS)
- Seçici lazer ergitme (SLM)

Elektron demeti ergitme (EBM)

Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

SLS sistemi, 1980'lerde Carl Deckard tarafından geliştirilmiştir. Bu teknik toz haldeki seramik, plastik, metal (direk metal lazer sinterleme), veya cam parçacıklarını istenen bir 3D şekle kaynaştırmak için yüksek güçlü bir lazer kullanan katmanlı bir üretim tekniğidir.⁸²

SLS yönteminde, toz halindeki malzeme bir silindir yardımıyla yapı platformunun üzerine dağıtılır ve bilgisayarla yönlendirilen bir CO2 lazerin ışınlamasıyla belirlenen şablona göre tabaka tabaka birleştirilir. Toz, önceki kirlenmiş tabakanın üzerine katman katman yayılır ve tekrar tekrar sinterleme işlemi yapılır. SLS işleminin amacı, tozu erime noktasının hemen altında ısıtmak, küçük parçacıkları bir araya getirerek katı bir nesne oluşturmaktır. Seramik üretimi için iki farklı türde SLS işlemi vardır: dolaylı SLS (indirect-iSLS) ve doğrudan SLS (direct-dSLS).⁸²⁻⁸⁴

Dolaylı SLS'de, seramik tozları bir polimer bağlayıcı ile karıştırılır ve bağlayıcının tarayıcı lazer ile eritilmesi sırasında seramik parçacıkları birbirine bağlanır. Sonrasında bağlayıcı uzaklaştırma işlemiyle bağlayıcı çıkarılır ve ardından sinterleme sonucunda seramik yoğunlaştırılır.⁸⁵

Doğrudan SLS'de, polimer bağlayıcı kullanılmaz ve seramik partiküller doğrudan lazer ışını ile sinterlenir. Uygulanan lazerin enerji yoğunluğu yeterince yüksek olduğunda seramik parçacıklarının birbirine bağlanması gerçekleşir. Böylece bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon işlemi elimine edilmiş olur.

SLS'de kullanılacak tozun hazırlanması, bu tekniğin kritik adımlarından bir tanesidir. Toz yatağındaki materyal yoğunluğu ne kadar yüksekse, elde edilebilecek seramik yoğunluğu o kadar yüksek olur.⁸⁵ SLS tekniğinde lazer ışının gücü toz partiküllerin erime sıcaklığına yetecek ölçüde olmadığı için malzemeler tamamen erimez. Bu nedenle, iç havuz denilen bir fırın bölmesinde malzemelere ön ısıtma işlemi tatbik

edilir, koruyucu gaz olarak argon veya azot gazı kullanılır.⁵⁷ Partiküllerin erime noktasının hemen altında ön ısıtma işlemine tabi tutmak, sinterleme için gereken lazer ışınının enerjisini sınırlar. Böylece parça bozulmasına sebep olacak büyük termal farkları önler. Lazer gücü, ışın boyutu, ışın hızı ve tarama aralığı etkili sinterlemeyi dengelemek ve aşırı ısınmayla birlikte gelen polimer özelliğinin bozulmasını önlemek için dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir.⁸⁶

Seçici Lazer Ergitme (SLM) ve Elektron Demeti Ergitme (EBM)

SLM tekniği malzemeleri tamamen eriten tek aşamalı bir toz yatağı füzyonu olmasının dışında, SLS ile hemen hemen aynı şekilde nesne üretimi yapmaktadır. SLM teknolojisinde yüksek bir lazer enerjisi kullanılmakta, bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon aşamalarına gerek duyulmamaktadır.⁸⁷ SLS tekniğinden farklı olarak lazer kaynağının gücü sayesinde tanecik halindeki malzemeleri tamamen eritilmekte ve pörözite oluşumunu engelleyecek şekilde birleştirilmektedir. Bu teknikle beraber üretimi zor, yüksek yoğunluktaki ve karmaşık yapıdaki şekillerin üretimini kısa sürede yapmak mümkün hale gelmiştir. Seçici lazer sinterleme terimi, seramik veya polimerlerden bir modelin imalatını tanımlamak için kullanılırken, seçici lazer eritme metalden model imalatı için kullanılır.⁴⁰ EBM üretiminde ise doğrudan lazer ışını yerine tanecikler üzerine elektron enerjisi gönderilir. Üretim yüksek vakumlu bir ortamda gerçekleştirilmektedir. Çok iyi mekanik özellikler sağlar. Buna rağmen her iki metotta erimemiş tanecikler gözlemlenebilir.⁸⁷

2.1.2 Geleneksel ve Dijital Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Geçici restorasyonlar genellikle bir kompozit rezin veya akrilik polimer materyali kullanılarak üretilir.⁸⁸ Polimerizasyon, çok sayıdaki monomer molekülünün birleşerek bir makromolekül veya polimer oluşturduğu bir seri kimyasal reaksiyondur. Polimerlerin en önemli özelliği çok büyük moleküllerden oluşmalarıdır. Materyalin birçok özelliklerini monomerler belirler. Monomerin polimere dönüşebilme özelliği, ağız ortamında dayanıklı bir materyale dönüşebilmesine olanak verir. En sık kullanılan monomerler metil metakrilat, etil metakrilat, izobutil metakrilat, bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Tüm bu monomerler serbest

radikal polimerizasyonu yoluyla polimere dönüşürler. Bu dönüşüm süreci hiçbir zaman kusursuz olarak gerçekleşmez ve artık ürün açığa çıkabilir.⁸⁹

2.1.2.1 Polimetil metakrilatlar (PMMA)

Polimetil metakrilatlar geçici restorasyonların üretiminde 1940'lı yıllardan itibaren günümüze kadar kullanımı devam eden ve bu amaç için en sık kullanılan materyaldir⁹⁰. PMMA, dental rezinler arasında en sert olanıdır. Knoop sertlik değeri 18 ile 20 arasındadır. Çekme kuvveti 59 MPa, yoğunluğu 1.19 gr/ml ve elastiklik modülü 2400 MPa'dır.⁸⁸ PMMA'nın renk stabilitesi, estetiği, kenar uyumu kabul edilebilir seviyededir, kolay ve iyi tesviye-polisaj yapılır, düşük maliyetlidir.^{9,21,91-93} Tüm rezinler gibi PMMA da imbibisyon yoluyla bir miktar su emer. Bu özelliği yapının zamanla yumuşamasına ve renklenmesine neden olur.⁸⁸ Geçici restorasyon materyali olarak, otopolimerizan ve ısı ile polimerize olan PMMA kullanımını içeren bir çok çalışma bulunmaktadır.^{90,94-96} Yapılan çalışmalarda PMMA'nın polimerizasyon sırasında açığa çıkardığı ısı sebebiyle oluşan pulpada ısı artışının, sıcak bir içecek içerken olan artıştan 5 kat daha fazla olduğu bulunmuştur.⁹² Meydana gelen ısı artışı pulpada histopatolojik değişikliklere, akut enflamatuvar cevaba, irreversible pulpitise veya pulpa nekrozuna neden olabilir.^{97,98} Pulpada 5.5 °C ısı artışının pulpada geri dönüşümsüz hasarlar yarattığı bulunmuştur.^{99,100} Stanley ve arkadaşlarının yaptığı bir araştırmada ise pulpasında 5.6°C artış olan dişlerin %15'inin, 11.2°C artış olan dişlerin %60'nın vitalitesini kaybettiği görülmüştür. Pulpasında 16.8°C lik ısı artışı oluşan dişlerin hepsinde pulpa nekrozu meydana geldiği bildirilmiştir.¹⁰¹

Polimerizasyon ısısı nedeniyle PMMA'nın indirekt uygulamalarda kullanılması önerilmemektedir.^{95,102} PMMA'nın diğer dezavantajları arasında polimerizasyon sırasında büyük hacimsel büzülme göstermesi, yumuşak dokulara tam anlamıyla biyouyumlu olmaması, aşınmaya karşı düşük direnç ve keskin koku sayılabilir.^{90,92-94,102,103}

Polietil metakrilatlar (PEMA): PEMA diş hekimliğinde kullanılan metakrilatlar arasında PMMA'dan sonra en sert olanıdır.⁸⁸ 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanan PEMA, PMMA ile karşılaştırıldığında avantajlarının yanında bazı dezavantajlara da sahiptir.¹⁷ PMMA'dan daha düşük yüzey sertliğine, aşınma ve kırılma direncine sahiptir. Polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısı ve kimyasal iritasyon PMMA'

dan daha azdır. Direkt fabrikasyonda kullanılabilir.^{21,104}PMMA' larla karşılaştırıldıklarında renk stabiliteleri daha zayıftır. ^{109,116}Kısa süreli kullanım için daha uygundur^{90,94}.

Bis-akril kompozit rezinler: Bis-akril kompozit rezinler yapısal olarak Bis-GMA kompozit rezinlere benzer. Geçici restorasyonlar için geliştirilmiştir. Kullanım alanları geçici inleyler, kronlar ve uzun gövdeli sabit bölümlü protezlerdir. Bis-akril kompozit rezinlerin metakrilatlara göre birtakım üstünlükleri vardır. Bunlar: daha düşük polimerizasyon ısısına ve büzülmesine sahip olmaları, artık monomer içermemeleri, kenar uyumlarının iyi olması, iyi aşınma direnci ve kullanım kolaylığı olarak sıralanabilir. Yüzey sertliğinin düşük olması, kırılma, maliyeti daha yüksek, tamiri zordur ve renklenmeye karşı dirençsiz olması dezavantajları arasındadır^{21,90,92}.

Polieter ketonlar: Polietereterketon (PEEK), poliarileterketon (PAEK) ailesine ait sentetik olarak üretilmiş polimerik bir malzemedir.¹⁰⁵Keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış, aromatik bir ana moleküler zincirinden oluşan yarı kristalli bir termoplastiktir.^{106,107}300°C sıcaklıkta, difenil sülfon gibi bir polar çözücü içinde 4,4-diflorobenzofenon ve hidrokinonun disodyum tuzu arasındaki reaksiyon sonucunda yaygın olarak PEEK malzemesi sentezi gerçekleştirilmektedir. PEEK materyali, 1.265 g/cm³ yoğunluğa (çok düşük) sahip olmasının yanı sıra, gerilme dayanımı, bükülme dayanımı ve aşınma direncinin yüksek olması gibi üstün mekanik özellikler göstermektedir.¹⁰⁸

PEEK geleneksel hareketli protezlerde, implant üstü overdenture protezlerde, implant üstü hibrit protezlerde, sabit protezlerde geçici ve daimi altyapı materyali olarak inlay-onley restorasyonlarda, aynı zamanda hafif oluşu ve üstün biyouyumluluk özellikleri sayesinde obturatör olarak çene yüz protezlerinde tercih edilmektedir.¹⁰⁹⁻¹¹³ Bunların yanında kanal içi post uygulamaları, indirekt restoratif uygulamalar, kemik augmentasyon uygulamaları, ortodontik braket ve tellerin üretimi, çocuklarda sabit ve hareketli yer tutucu uygulamaları gibi diğer diş hekimliği alanlarında da kullanımına yönelik çalışmalar yapılmakta ve PEEK'in diş hekimliği alanında kullanımı giderek artmaktadır.¹¹⁴

CAD-CAM sistemi ile üretilen PEEK kronların zirkonya kronlar gibi düşük marjinal ve internal aralık değerleri sergilediği ve klinik olarak kullanılabilir olduğu

gösterilmiştir.¹¹¹ PEEK geçici kron-köprü materyali olarak da CAD/CAM sistemi ile üretilip kullanıldığında yüksek kırılma direnci, düşük internal ve marjinal aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür.¹¹⁵ Ön bölge estetik restorasyonlarda PEEK'in grimsi kahverengi rengi nedeniyle monolitik olarak kullanılamayacağı bu nedenle de kompozit gibi daha estetik materyallerle birlikte kullanılması gerektiği belirtilmiştir.¹¹⁶ PEEK ile rezin kompozitler arasındaki bağlantıyı arttırmak için PEEK yüzeyine sülfürik asitle aşındırma, alümina ile kumlama ve silika kaplama gibi farklı yüzey işlemleri uygulanabilmektedir.^{127,130,131}

2.1.3 Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırması

Kısa süreli restorasyonlar: geçici restorasyonların başlıca amaçları olan oklüzal ve proksimal kontakların devamı, pulpanın korunması, estetik, diş hareketlerinin engellenmesi ve periodontal sağlığın devamı için yapılırlar. Basit tekniklerle en kısa zamanda yapılırlar ve geçici siman ile simante edilirler.^{13,90,103} Kısa süreli geçici restorasyonlarda renk stabilitesi düşük, kırılma dayanımı düşük PEMA, Bis Akrilik Kompozit Rezinler kullanılabilir.⁹⁰

Uzun süreli restorasyonlar: Daimî restorasyonların yapımından önce planlanan diğer tedavilerin sürecinde tedaviye yardımcı olur ve fonksiyonun, estetiğin devamlılığını sağlar.^{90,93,117} Estetiğin önemli olduğu bölgelerde yumuşak doku şekillendirmesi için kullanılırlar.^{90,118} Dikey boyut değişikliği gereken vakalarda planlanan tedavinin sonuçlarını öngörme açısından faydalıdır.^{21,90} Periodontal tedavi sırasında dişlerin prognozunu değerlendirebilmeye yardımcı olur ve gerektiğinde çıkarılarak interproksimal alanlara ulaşımı kolaylaştırır.^{21,90,117} Ayrıca, temporomandibuler eklem rahatsızlıkları tedavisi ve implant tedavisi gibi uzun süren tedavilerde geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı gerekmektedir.^{15,119} Uzun süreli geçici restorasyon kullanımı gerektiren diğer durumlar; apikal rezeksiyonda olduğu gibi prognozu belli olmayan dişler, ortodontik tedavide kullanılacak dişler, alveoplasti olabilir.^{13,90,93} Günümüzde birçok dental PEEK materyali yaklaşık %20 oranında inorganik doldurucu içerirler. İyi mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle PEEK uzun süreli dental geçici uygulamalarda önemli avantajlar göstermektedir.¹²⁰

2.2 Geçici Restorasyonlarda Başarısızlık

Geçici malzeme seçimi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin herhangi bir klinik vaka için özel gereklilikleri nasıl yerine getirdiğine bağlı olmalıdır. Dikkate alınması gereken diğer faktörler, biyouyumluluk ve monomer kalıntısının varlığından kaynaklanan kimyasal yaralanma ve ekzotermik bir polimerizasyon reaksiyonundan kaynaklanan termal yaralanma gibi intraoral kullanımdan kaynaklanan komplikasyonlardır.¹²¹ Dental pulpa ve diş eti dokularında tahriş edici olmayan reaksiyon, uygun marjinal adaptasyon, yüksek gerilme mukavemeti, boyutsal stabilite, estetik olarak kabul edilebilir renk seçimi, uyumlama kolaylığı ve tamir, geçici tedavinin başarısı için son derece önemli parametrelerdir.^{21,92,122-124} Direkt teknikte geçici üretiminde malzemenin çalışma ve sertleşme süresi, nem varlığı, yetersiz görüş alanı ve doğrudan tekniklere erişim gibi dezavantajların yanı sıra zamandan tasarruf ve düşük maliyet avantajları göz önünde bulundurulmalıdır.¹²⁵ Öte yandan indirekt tekniklerde manipülasyon kolaylığı, mekanik özelliklerin üstünlüğü, maliyetin artması, özel ekipman ihtiyacı ve imalat süresinin uzaması dezavantajları ile birleştiğinde dikkate alınmalıdır. Ana hedef, diş hazırlığından kesin tedavinin tamamlanmasına kadar makul bir süre boyunca bütünlüğünü koruyan, uygun şekilde konturlu ve iyi oturan geçici restorasyonların yapımı olmalıdır.¹²⁶

Geçici restorasyonlar, pulpayı termal, bakteriyel ve kimyasal zararlardan korumak için hazırlanan dişin bitiş çizgisine doğru marjinal uyum göstermelidir.⁹⁵ Marjinal kusurlar, seçilen direkt veya indirekt teknikle yakından ilişkilidir. Geçici restorasyonların ağızdan çıkarılması sırasında, yapım, düzeltme veya işlev sırasında kırılma meydana gelebilir.¹²⁷ Bu durum yetersiz enine mukavemetin, darbe mukavemetinin veya yorulma direncinin bir sonucu olarak ortaya çıkar. Kron veya gövdelerin birleşim yerlerinde veya üretim sırasında boşlukların meydana geldiği yerlerde sıklıkla kırılmalar görülebilir.^{128,129} Kırılma olasılığını azaltmanın en iyi yöntemi, yaşlanma, yorulma, su tutma ve aşınma süreçlerine maruz kalacağı durumlarda ağız ortamındaki davranışına göre uygun materyali seçmektir.^{130,131} Son zamanlarda rezinler, uzun köprülerde kullanıldıklarında kırılmaya daha yatkın olmalarına rağmen daha yaygın olarak kullanılmaya başlandı. Isı ile polimerize edilmiş akrilik rezin malzemeleri hafif polimerize muadillerinden daha yoğun, daha güçlü ve kırılmaya karşı daha dirençli olduğundan, uzun süreli geçici tedavi veya ek dayanıklılık söz konusu olduğunda kullanımları hala geçerli ve daha yaygındır.^{95,132}

Geçici restorasyonların dayanıklılıklarını arttırmak için fiber liflerle güçlendirme ile ilgili çalışmalarda restorasyonların kırılma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir. Metallerle karşılaştırıldığında, fiber takviye üstün mekanik, estetik ve kohezyon özelliklerine sahiptir ve daha hafif bir restorasyon olma avantajına sahiptir.¹³³Günümüzde aşındırma teknolojisi şekillendirilmek üzere disk veya blok şeklinde cam fiber veya karbon fiber bloklar geçici ve daimî restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır.

2.3 Geçici Dental Restorasyonlarda Tamir İşlemleri

Daha iyi verimlilik, düşük maliyet ve zaman tasarrufu nedeniyle dental restorasyonlarda kırık durumunda tamir genellikle yeniden üretime tercih edilebilir.^{126,134} Ancak, tamir veya yeni bir geçici yapı yapma kararı, vakanın gereklerine göre ve her zaman onarılan geçici yapının sağlamlığının yenilerine göre daha düşük olduğu göz önünde bulundurularak bireysel olarak alınmalıdır.^{123,135} Eski restorasyonların onarımının, yeni üretilmiş geçici restorasyonlardan yapısal olarak daha az etkili olduğu belgelenmiştir.¹³⁶⁻¹³⁸ Bunun nedeni, eski restorasyonun daha az sayıda serbest radikale sahip olması ve tükürük ve diğer sıvılardan suyu emmiş olmasıdır.¹³⁹ Uygun kimyasal bağın elde edilmesi, onarım yüzeylerinin kontaminasyondan arındırılmış olmasını gerektirir. Bu nedenle, ekleme aşamasından önce bir yüzey tabakasının çıkarılması, böylece mekanik kenetlenmeyi kolaylaştıran ek mekanik pürüzlülük sağlanması kritik önem taşır.¹⁴⁰

Uygun tamir malzemesi ve tekniğine karar verilirken, temel ve tamir malzemesi arasındaki kimyasal benzerlikler veya tutarsızlıklar, kırık parçaların yüzey özellikleri ve rehabilitasyonun ilk zamanından bu yana geçen süre dahil olmak üzere çeşitli parametreler dikkate alınmalıdır. Bağlanmayı sağlamak için geçici bileşenlerin yüzeylerinin uygun şekilde ön işleme tabi tutulması çok önemli görünmektedir. Ayrıca yaşlandırılmış geçici restorasyonlar, sınırlı sayıda serbest radikal ve oral sıvıların emilmesi nedeniyle farklı bir yaklaşım gerektirir.¹³⁷

Estetik materyallerin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız içinde tamir (direkt yöntem) ve ağız dışında tamir (indirekt yöntem) olarak ikiye ayrılır. Ağız dışında tamir için zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında, destek

dişlerde, yumuşak dokularda ve restorasyonda ek travmalar oluşacağından bu işlem hekimler ve hastalar tarafından mümkün olduğunca tercih edilmemektedir.¹⁴¹

Geçmişte tamir sistemlerinde tutuculuk makromekanik retansiyonu sağlamak için oluk açma esasına dayanmaktaydı. Günümüzde ise değişen ve ilerleyen tamir sistemlerinde kimyasal bağlanma için daha geniş ve pürüzlü yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır. Rezin ve tamir yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantıya dayalıdır.¹⁴²

2.3.1 Geçici Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Yüzey İşlemleri

Frez ile pürüzlendirme

Kırık ve tamir yüzeyine tamir için kullanılan rezinin tutunması için, girinti çıkıntı veya oluğa benzer pürüzlü yüzeylerin oluşturulmasında çeşitli grenlerdeki frezlerden yararlanılabilir. Retantif bir yüzey yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde bu iş için bulunan taşlar da olabilir. Frez kullanımında kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan yaratılırken istenmeyen düzensiz alanlar meydana gelebilir. Bu durum negatif retantif saha oluşumuna sebep olabilir.¹⁴³ Yapılan çalışmalarda kalın grenli Elmas frezler kullanıldığında diğer frezlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Bunun sonunda tamir dayanımının arttığını bildirmişlerdir.¹⁴⁴ Laboratuvar araştırmalarında karbür veya elmas frezlere göre daha düzgün ve istikrarlı bir kuvvet verebilmesi ve uygulanmasının kolay olması gibi avantajları sebebiyle. Lee ve ark. bu amaçla 220-gritli SiC kağıdının kullanılmasını önermiştir.¹⁴⁵

Alüminyum oksit ile Kumlama

Dental restorasyonların kumlanması materyallerde yüzey pürüzlülüğünü artırmak için en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir.¹⁴⁶ Al_2O_3 ile kumlama, bağlantı yüzey alanını arttırmak ve yüzey gerilimini azaltmak amacıyla ağız içi tamir için basit bir uygulamadır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik bağlantı için retantif alanlar oluşturur. Al_2O_3 ile kırık yüzeyinin yeterli pürüzlülük sağlamak için, genellikle 50 μm 'lik partiküller kullanılmaktadır.¹⁴⁷ Kumlama işlemi ile ilgili çalışmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait

parametrelerinde dikkate alınması gerekir.¹⁴²Cojet klinikte kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Rezin simanın bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Bu uygulama ile hem yüzey alanı arttığı için ıslanabilirlik ve mekanik tutuculuk artar hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanabilir.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸

Asit ile Pürüzlendirme

En sık kullanılan asitler HF ve ortofosforik asittir. HF, seramik yüzeyinin asitlenmesi için genellikle tercih edilen ajandır. %2,5-10 oranındaki derişimleri ve 1-3 dakika arasında değişen uygulanma süreleri ile kırık seramik yüzeyinde pürüzlülük meydana getirerek porselen ile rezinin bağlantısını güçlendirir. HF aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır.¹⁴⁹⁻¹⁵¹ HF, ağız içi dokular için tehlikeli olduğu için kullanımında dikkatli olunmalıdır.¹⁴⁷ Fosforik asit ise seramik ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36- 40 oranlarında kullanılır. HF'ye göre daha az kuvvetli bir asittir.¹⁴⁷ Fosforik asit sadece yüzeydeki pürüzlülüğü açığa çıkarır. Fosforik asidi porselen yüzeyinin temizlenmesi için tavsiye edilmiştir.¹⁵²

Lazer İle Pürüzlendirme

Lazer ile yapılan yüzey işlemleri, seramik yüzeylerin, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de alternatif bir yöntem olarak son zamanlarda ortaya çıkmıştır.¹⁵³ Lazer, ısısal bir etki meydana getirerek yüzeyde erimeye neden olarak pürüzlendirmede başarılı olur. Porselen tepiminden önce metal yüzeyine, yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için Y-TZP seramiklerine uygulanır. Seramik yüzeylerin glaze işlemlerinde ve seramik-diş bağlantısını arttırmak için de kullanılmaktadır.¹⁵⁴ Ancak lazer enerjisi, hızlı sıcaklık değişiklikleri sebebiyle dental materyaller ve dişler üzerinde zararlı etkiler meydana getirebilir.

2.4 Mekanik Test Yöntemleri

Diş hekimliği literatüründeki birçok çalışma, dental materyallerin performansını etkileyebilecek farklı özelliklerini inceler. Materyal ağız boşluğuna girdikten sonra dinamik bir durum oluşur ve ağız boşluğunun ortamı materyal için olumsuz koşullar yaratabilir.¹⁵⁵ Farklı ortam koşullarında materyaller farklı cevaplar verebilirler

Dental restoratif materyalleri sınıflandırmak, karşılaştırmak, derecelendirmek ve tanıtmak için üreticiler tarafından kullanılan faktörlerden biri dayanıklılıktır. Çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olduğu bölgeler için daha dayanıklı materyal kullanımı gerekmektedir.¹⁵⁶ Mekanik kuvvet, dental restorasyonların klinik başarısında önemli bir faktördür. Çoğu materyalde sıkıştırma, gerilme ve kayma gerilmeleri sonucu oluşan kompleks stres dağılımları vardır.¹⁵⁷ Materyaller baskı kuvvetleri altında dayanıklıdır; ancak fonksiyonel hareketlerle oluşan yüksek çekme gerilmelerine karşı kırılgandırlar. Bu sebeple gerilme kuvveti, dental restorasyonların klinik başarısı için oldukça önemlidir.¹⁵⁸

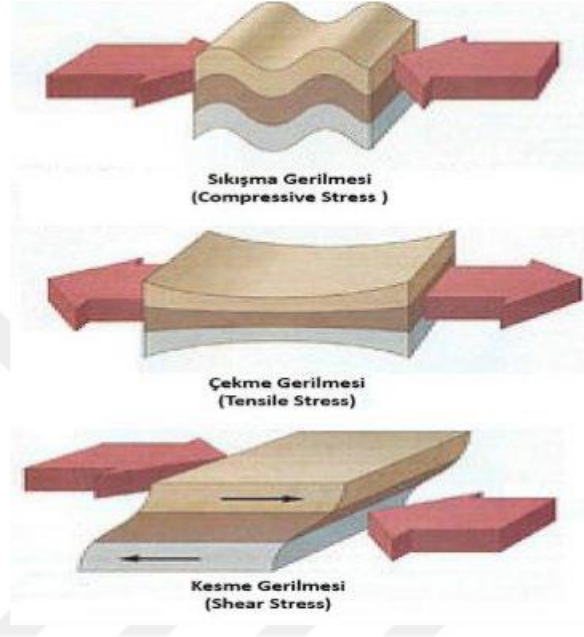
Dayanıklılığı etkileyen unsurlar arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma dayanımı ve testin yapıldığı ortam önem taşır.^{159,160} Bu nedenle dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır.^{161,162} Dayanıklılık değeri; materyalin mikroyapısı, üretim geçmişi, test metodu, test ortamı ve başarısızlık mekanizması birlikte değerlendirildiğinde anlamlıdır. Değişik özellikleri değerlendirmek için farklı in vitro testler önerilmiştir. Her test belirli özellikleri değerlendirebilir ve her testin kendine özgü bir dizaynı olmalıdır. Bu nedenle dental materyallerin klinik performansının anlaşılması ve iyileştirilmesi için birden fazla test yöntemi kullanılır. Bununla birlikte, seçilen test yöntemi gerçekleştirilmesi kolay ve laboratuvar işlemleri arası tekrarlanabilir olmalıdır. Ayrıca klinik sonuçları tahmin etmek için kullanılabilir olmalıdır.¹⁷⁹¹⁷⁹¹⁸¹

2.4.1 Bağlanma Dayanım Test Yöntemleri

Bağlanma direnci testleri diş hekimliği literatüründe fazla sayıda bulunur. Nispeten gerçekleştirilmesi kolay ve ekipman gerekliliği az olan testlerdir. Bununla birlikte, klinik pratikte bir seçim kriteri olarak yararlılığını azaltacak ara yüzdeki gerilimler uniform dağılmaması, karışık ve koheziv başarısızlıkların yüksek insidansı farklı çalışmaların sonuçları karşılaştırılabilir olmaması gibi sınırlamaları mevcuttur. Ara yüzdeki bağlanma dayanımı çeşitli yöntemlerle test edilebilir. Bağlanma alanının boyutlarını kullanarak, bağlanma mukavemeti yöntemleri makro (4-28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak kategorize edilebilir.

Gerilim Testleri

Gerilim bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre üç farklı şekilde gerilim meydana gelebilir. Bunlar çekme gerilmesi, sıkışma gerilmesi ve kesme gerilmesidir.¹⁶³



Şekil 2.1. Kesme, sıkışma ve çekme gerilmesinin cisimler üzerindeki etkisi¹⁶³

Sıkıştırma Gerilmesi Testleri

Sıkıştırma, aynı düz çizgide birbirine yönlendirilen iki kuvvet grubundan ya da bir yüzeyi sabitken diğeri de sabit yüzeye yönelik bir kuvvete maruz kalındığında ortaya çıkar. Sıkıştırma dayanımı kırılğan ve gerilime dayanıksız materyalleri kıyaslamak için en kullanışlı yöntemdir. Dental amalgamlar, rezin kompozitler ve simanlar için uygulanabilir.¹⁶⁴

Çekme Gerilmesi Testleri

Çekme testlerinde stres dağılımı, makaslama testlerinden daha uniformdur. Bu durum bağlanmanın bozulmasını başlatan stres seviyesini daha tatminkâr bir şekilde belirleyebilmeyi sağlar. Makro-çekme bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanan ara yüzün yükleme eksenine dik olarak hizalanması çok önemlidir.^{165,166} Mikro-çekme bağlanma dayanımı testleri özellikle numuneleri dayanıklılık testine maruz bıraktıktan sonra yazarlar tarafından dental kompozit restorasyonların retansiyonunun

değerlendirilmesi için en iyi temsili yöntem olarak önerilmektedir.¹⁶⁷ Mikro-çekme bağlanma testleri, diğer yöntemlere kıyasla daha az (%20'den az) karmaşıktır ve daha az koheziv bağlantı başarısızlığı gösterir. Numunelerin hazırlanması makro testlerden daha çok emek gerektirir, çünkü büyük bir bağlanmış ara yüzün elmas disklerle ince dilimler halinde kesilmesini gerektirir. Test koşullarına veya materyallere bağlı olarak, çok sayıda test öncesi bağlantı başarısızlığı da meydana gelebilir. Bu ön başarısızlıkların istatistiksel olarak yönetimi konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği bulunmamaktadır.^{166,168-171}

Kesme-Makaslama Gerilmesi testleri

Kesme veya makaslama gerilmesi farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir. Kuvvetler etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar. Kesme gerilmesi testi çekme gerilmesi testleriyle beraber bağlantı direncinin ölçülmesinde kullanılır. Bu testler sayesinde restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları gerilmeleri taklit edilip materyalin direnci hakkında fikir sahibi olunur. Makaslama testlerinde bağlantı dış dokusunda paralel bir kuvvet yardımıyla bozulurken çekme testlerinde bağlantı dış dokusuna doksan derecelik bir açıyla seyreden kuvvet yardımıyla test edilir.¹⁷²⁻¹⁷⁴

İtme Testleri

Bağlanma dayanımını ölçmenin diğer bir yolu ise itme testleridir. Dentine adezivlerin bağlanma dayanımını test etmek için kullanıldığında, 1-2 mm kalınlığında dentin dilimlerine açılı silindirler elde etmek için delik açılır. Deliğin iç yüzeyi bir adeziv ile işlenir ve delik kompozit ile doldurulur. Kompozit silindir dentin üzerinden küçük çaplı taraftan itilir. Bağlanma dayanımı, ekstrüzyon kuvveti konik silindirin yan yüzey alanına bölünerek hesaplanır. Bu yöntem sertleşen kompozitin sınırlanmasını ve buna bağlı olarak da polimerizasyon stresini içerdiğinden çekme/makaslama testlerinden daha çok klinik durumu taklit eder.¹⁵⁵

Bükülme Dayanım Test Yöntemleri

Bükülme dayanımı, tekrarlanabilirliği ve elde edilen güvenilir sonuçları nedeniyle dental materyallerin mekanik mukavemetinin araştırılması için standart bir yöntem olarak uygulanmaktadır.¹⁷⁵ Bükülme dayanımı bir kirişin her iki ucunun

sabitlenmeden basitçe desteklenerek ortasına kuvvet uygulanmasıyla ölçülür. Bükülme seramiklerin bükülme dayanımını değerlendirmek için kullanılan standart yöntemler

- 3 nokta bükme testi
- 4 nokta bükme testi
- İki eksenli bükme testi (3 top üzerinde piston)

Tek eksenli test yöntemleri (3 nokta bükme testi, 4 nokta bükme testi) örneklerin kenarlarında var olan kusurlara karşı hassastır; bu sebeple kaydedilen bükülme dayanımı verilerinde farklılıklara neden olabilir. Bununla birlikte, çift eksenli bükme testlerinde örneklerin merkezine yakın bir yerde çok eksenli gerilme durumu oluşturulur ve kenar kırılmaları genellikle ortadan kaldırılır, bu da daha doğru bir değerlendirme yapılmasına olanak sağlar.¹⁷⁶

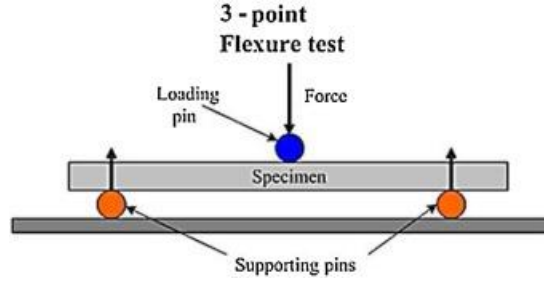
3 Nokta Bükme Testi

Test düzeneği merkezleri arasında 12,0 mm ila 40,0 mm ($\pm 0,5$ mm) aralık olacak şekilde yerleştirilmiş destek silindirlerinden (1,5 mm ila 5 mm $\pm 0,2$ mm ϕ ında) oluşur. Yük, destekler arasındaki orta noktada üçüncü bir silindir vasıtasıyla (1,5 mm ila 5 mm $\pm 0,2$ mm ϕ ında) uygulanmalıdır. Silindirler, sertleştirilmiş çelikten veya sertliği 40 HRC'den (Rockwell C ölçeği) daha büyük olan ve 0,5 μ m Ra' dan daha az pürüzlülükte pürüzsüz bir yüzeye sahip olan diğer sert malzemelerden yapılacaktır. Destek silindirlerinin merkezleri (L) arasındaki gerçek aralığın 0,1 mm içinde ölçülmesi önerilir. Bu düzenek, kırılma başlangıcı ile ilişkili olma olasılığı daha düşük olan çekme gerilmelerini teşvik eder.¹⁷⁷

Merkezine kuvvet uygulanan dikdörtgen bir kırışte oluşan maksimum gerilme için denklem aşağıdaki gibidir:

$$\text{Stres} = 3 \times \text{uygulanan kuvvet} \times \text{uzunluk} / (2 \times \text{genişlik} \times \text{kalınlık}^2)$$

$$\sigma = 3PL / 2wd^2$$



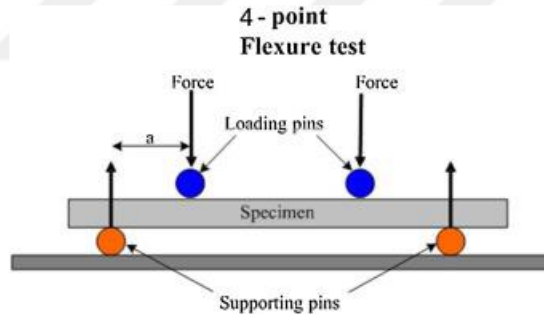
Şekil 2.2 Üç nokta yükleme testinin şematik resmi ¹⁷⁶

4 Nokta bükme testi

Dört noktalı eğilme testleri O'Brien ve Craig, Caputo ve diğerleri tarafından kullanılmıştır. Numune dikdörtgen şeklinde hazırlanmış olup iki ucundan desteklenmekte ve numuneye ortadaki iki noktadan kuvvet uygulanmaktadır. Dört noktalı eğilme testleriyle elde edilen değerler, üç noktalı eğilme testinden elde edilen değerlerden %30-40 daha azdır.¹⁷⁸

Stres= uygulanan kuvvet x uzunluk/ genişlik x kalınlık²)

$$\sigma = PL / wd^2$$



Şekil 2.3 Dört nokta yükleme testinin şematik resmi ¹⁷⁶

İki eksenli bükme testi (3 top üzerinde piston)

İki eksenli bükülme testleri kırılğan materyallerin dayanımlarını belirlemede tek eksenli bükülme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar elde edilmesine yardımcı olur. Disk şeklinde örneklerle kuvvet uygulandığı için daha geniş yüzey alanı test edilmiş olunur ve dengeli stres dağılımı sağlanır. Tek eksenli bükülme testlerinde ise test örnekleri boyut ve hacim açısından dental restorasyonlardan çok daha farklıdır. Tek eksenli bükülme testlerinde bar, prizma örnekler kullanılır, üretim sırasında ilave çatlaklar oluşur ve tek eksenli testler çatlaklara karşı oldukça hassastır. Diğer yandan iki

eksenli bükölme testlerinde kullanılan disk örneklerin üretim sırasında kenarlarında stres oluşmaz ve sonuçta hataya etkisi olmaz ^{173,178}



3. MATERYAL VE METOT

Eklemeli üretim teknolojisinden faydalanılarak geçici kron materyalinden üretilen örneklerin erken dönem kırılma ve farklı yüzey işlemlerinin tamir dayanımına etkisinin değerlendirildiği çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1 de, cihazlar Tablo 3.2 de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Jenerik ismi	İçerik	Üretici
Fotopolimer rezin	Temp Print	Dalga boyu 385-405 nm olan DLP yazıcılar için Biyolojik olarak uyumlu Class IIa materyal Metil metakrilat (MMA) içermez	GC Europe, Leuven, Belgium
Kompozit	G-Aenial Universal Flo	Metakrilat Monomerler, Prepolimerize Doldurucular 16- 17 μ (Silika İçeren Stronsiyum Lantonaid Flor İçeren), İnorganik Doldurucu >100Nm(Silika,Fluoroaluminasilikat), İnorganik Doldurucu	GC Europe, Leuven, Belgium
Aluminyum oksit partikülleri	Korox 50	99.6% 50 μ m Al ₂ O ₃	BEGO, Bremen, Germany
Zımpara	english abrasives	Waterproof silicón carbide paper	English abrasive england
Silan	G-Multi Primer	Etanol, Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat, Etilen dioksietil dimetakrilat, bis metaktilat	GC Europe, Leuven, Belgium
İlave silikon ölçü materyali	Zhermack Elite HD+	Vinilpolisiloksan esaslı A-tipi silikon	Zhermack Spa, Badia Polesine, Italy

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Kullanım alanı	Jenerik isim	Üretici
DLP 3D yazıcı	Geçicilerin eklemeli üretim ile yazdırılması	Next dent 3D Systems	Soesterberg;Hollanda
Universal test cihazı	Kırılma dayanımı değerlendirilmesi	Instron cihazı	AG-IS Shimadzu, Japonya)
Stereomikroskop	Kırık yüzeylerinin incelenmesi	Olympus microscope bx50	Amsinckstrasse- Germany
Etüv Cihazı	Örneklerin 37 C de %100 nemli ortamda bekletilmesi		
Dijital Kumpas	Örneklerin boyutlarının belirlenmesi	DHT 150 mm dijital kumpas	

3.1 Test Gruplarının Oluşturulması

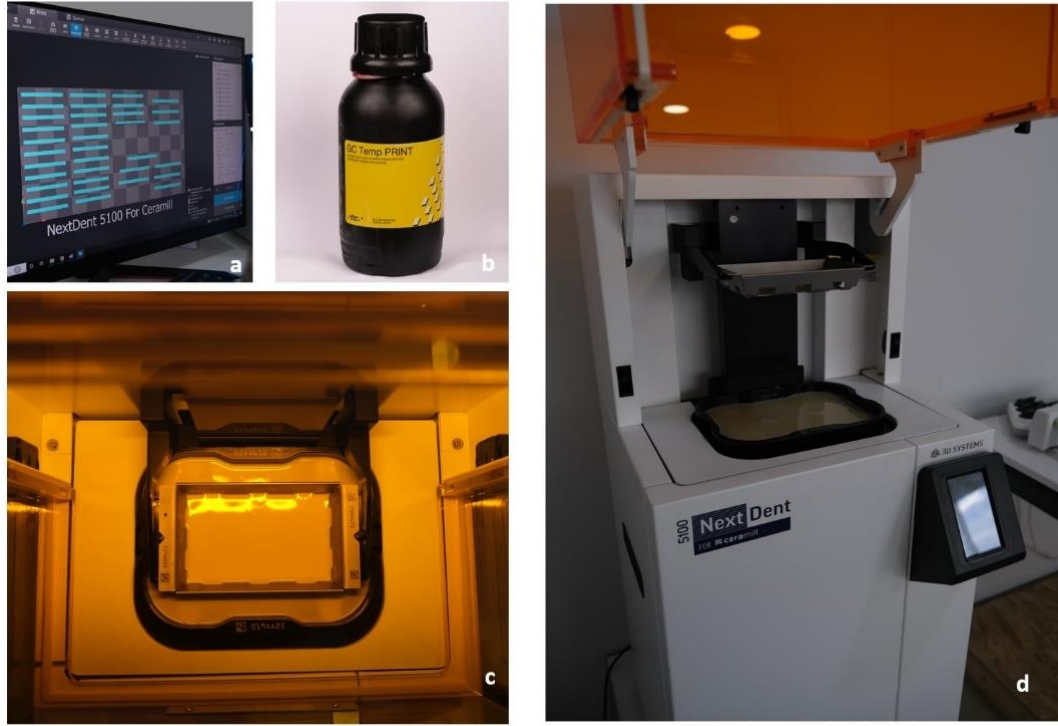
Erken dönem kırılma ve tamir bağlanma dayanımının 3 nokta eğme testi ile değerlendirildiği çalışmamızda örnek sayılarının belirlemek için (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, USA) programı kullanılarak Power analizi yapıldı. Power Analizi sonucuna göre (etki büyüklüğü 0.94; hata 0.05 kabul edildiğinde), %95 örneklem gücü, %5 hata payı ile her bir alt grup için n=6 örneğin yeterli olabileceği bulunmuştur. Çalışmamızda kırılma dayanımı testi için toplam 50 örnek kullanılmasına karar verilmiştir. Toplam 50 örnek tamir dayanıklılığı değerlendirilmesi için 5 gruba ayrıldı (n:10). Çalışma grupları ve açıklamaları Tablo 3.3 de gösterilmektedir.

Tablo 3.3. Çalışma grupları

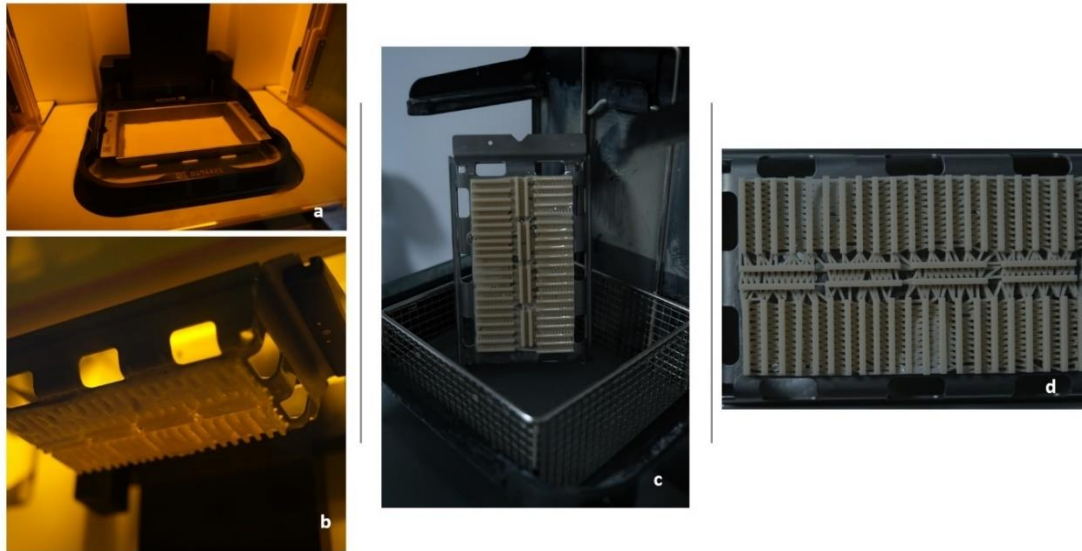
Yüzey işlemi	İşlem Açıklaması	Grup	N
Kontrol+ bond+ kompozit rezin	Hiçbir yüzey işlemi yapılmamıştır	C	10
Zımpara + bond+ kompozit rezin	2 µm yer açmak için 220 gritli zımpara kâğıtları ile tek yönde 50 kez zımpara yapılmıştır.	G	10
Zımpara + silan bağlayıcı ajan+ bond+ kompozit rezin	Zımpara işlemine ek olarak tek kullanımlık fırçayla Silan (G-Multi Primer) uygulanıp 60 sn boyunca kuruması beklenmiştir.	GS	10
Kumlama + bond+ kompozit rezin	10 mm mesafeden 1 atm basıçla 10 saniye 50µm kum tanecikleri uygulanıp 10 saniye buharla temizlenmiştir.	S	10
Kumlama + silan bağlayıcı ajan+ bond+ kompozit rezin	Kumlama işlemine ek olarak tek kullanımlık fırçayla Silan (G-Multi Primer) uygulanıp 60 sn boyunca kuruması beklenmiştir.	SS	10

3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

25x2x2 mm boyutlarında hazırlanacak örneklerin tasarımları Bilgisayardaki CAD programı (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) yapıldı. Örneklerin yazdırma açısı 90, yazdırma tabaka kalınlığı 50 µm olarak belirlendi.² Her bir grup için 10 adet toplam 50 adet örnek dalga boyu 385-405 nm arasında olan 3B DLP yazıcı (Nova Fab İstanbul, Türkiye) kullanılarak biyolojik olarak uyumlu fotopolimer rezin (GC Temp Print) materyalinden hazırlandı.



Şekil 3.1 : Örneklerin üretim aşamaları **a)** Üretilecek rezin çubukların tasarlanması **b)** Kullanılan reçine (Gc temp print) **c)** Örneklerin üretildiği hazne **d)** Örneklerin üretildiği cihaz (Next dent 5100)



Şekil 3.2: örneklerin üretilme aşamaları: **a)** Örneklerin üretildiği hazne **b)** Örneklerin üretimden çıkarken son hali **c)** Örneklerin temizleme işlemi için Isopropanol solüsyonunda bekletilmesi **d)** Örneklerin desteklerden ayrılmadan önceki hali

Temizleme işlemi için Isopropanol solüsyonunda 2 dakika tutuldu daha sonra final polimerizasyonu 405 nm dalga boyunda 3 dk süre ile kürlleme cihazında (Next dent 3D Systems) yapıldı.

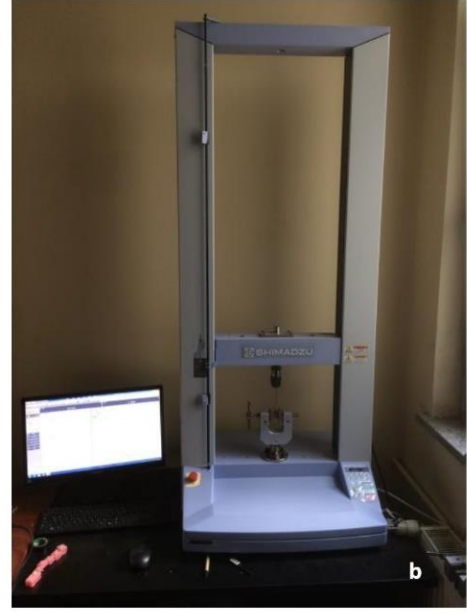
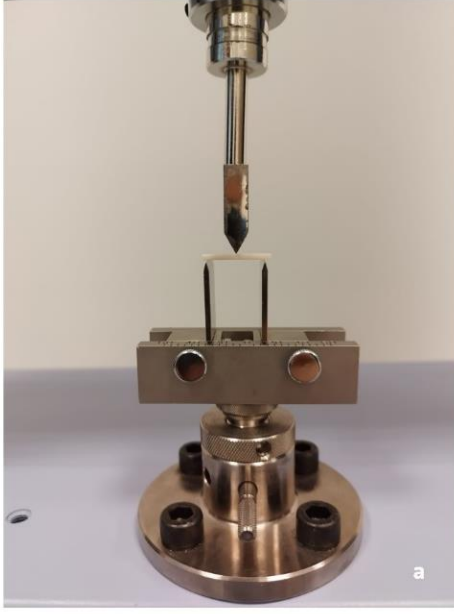


Şekil 3.3: Örneklerin üretim aşamaları: **a)** Örneklerin final polimerizasyonunun yapıldığı kürlleme cihazı **b)** Kürlleme cihazının iç kısmı **c)** Üretilen rezin çubuk örneklerin son hali

Rezin çubukların her iki yüzeyi yüzeyine sırasıyla su altında 1000 ve 1200 gritlik silikon karbit aşındırıcı kâğıtlar (Waterproof silicon carbide paper England) ile 10'ar saniye bitirme işlemi uygulandı ve daha sonra hava su spreyi ile artıklar uzaklaştırıldı. Örneklerin son kalınlık kontrolleri bir dijital kumpas (DHT) ile kontrol edildi. Örnekler erken kırılma dayanımı testi yapılmadan önce 37°C %100 nemli ortamda 24 saat bekletildi.

3.2.1 Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi

Erken bükülme kuvveti, 3 noktalı bükme tertibatına sahip evrensel bir test makinesi (AG-IS, Shimadzu, Japonya) kullanılarak değerlendirildi. Cihazda iki destek arası 20 mm olarak belirlenip her iki taraftan 2.5 mm fazlalık olacak şekilde rezin çubuklar tam ortalanarak düzeneğe yerleştirilmiştir. Kuvvet uygulaması sırasında yer düzlemi ile paralel hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilen düzenek ile sabitlenecektir. Cihazın hareketli olan üst parçasına ise kuvvet uygulayıcı uç yerleştirilecektir. Örneğin tam orta noktasına ilk kırılma oluşuncaya kadar 1 mm/dakika çapraz kafa hızında bir sıkıştırma yükü uygulandı. Sıkıştırma yükü, yük-sapma eğrisinde bağ kopmasına işaret eden bir bozulma kaydedilene kadar sürdürüldü. Newton (N) cinsinden kaydedilen verileri megapaskala (MPa) dönüştürmek için aşağıdaki formül kullanılmıştır: $\Sigma = 3PI/2bd^2$ (P: maksimum kuvvet (N), b: örnek genişliği (mm), d: örnek kalınlığı (mm) l: destekler arası mesafe (mm), Σ =Flexural bond strength (MPa).



Şekil 3.4: a) Örneklerin test cihazında kırılma mekanizması b) Universal test cihazı (AG-IS, Shimadzu, Japonya)

3.2.2 Kırık Yüzeylerinin Hazırlanması

Kontrol(C)

Hiçbir yüzey işlemi yapılmamıştır

Zımpara(G)

Rezin çubukların kırık yüzeylerinde yaklaşık 2 μm yer açmak için 220 gritli zımpara kâğıtları ile tek yönde 50 kez zımpara yapılmıştır.

Zımpara ve Primer (GS)

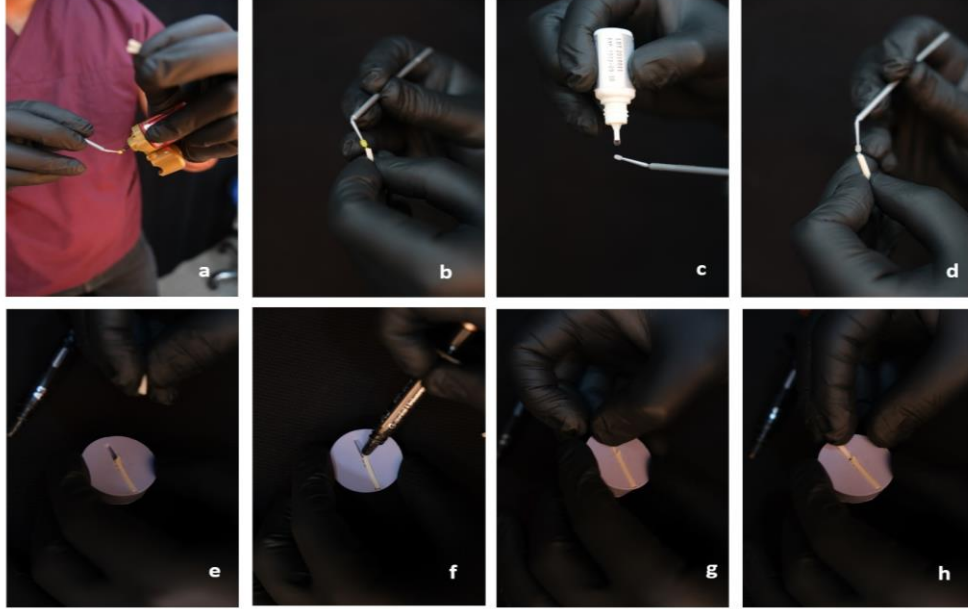
Rezin çubukların kırık yüzeylerinde yaklaşık 2 μm yer açmak için 220 gritli zımpara kâğıtları ile tek yönde 50 kez zımpara yapıp sonrasında tek kullanımlık fırçayla Silan(G-Multi Primer) uygulanıp 60 sn boyunca kuruması beklenmiştir.

Kumlama(S)

Rezin çubuklar kırık yüzeylerine 10 mm mesafeden 1 atm basıçla 10 saniye 50 μm kum tanecikleri uygulanıp 10 saniye buharla temizlenmiştir.

Kumlama ve Primer (SS)

Rezin çubuklar kırık yüzeylerine 10 mm mesafeden 1 atm basıçla 10 saniye 50µm kum tanecikleri uygulanıp 10 saniye buharla temizlenip tek kullanımlık fırçayla Silan(G-Multi Primer) uygulanıp 60 sn boyunca kuruması beklenmiştir.



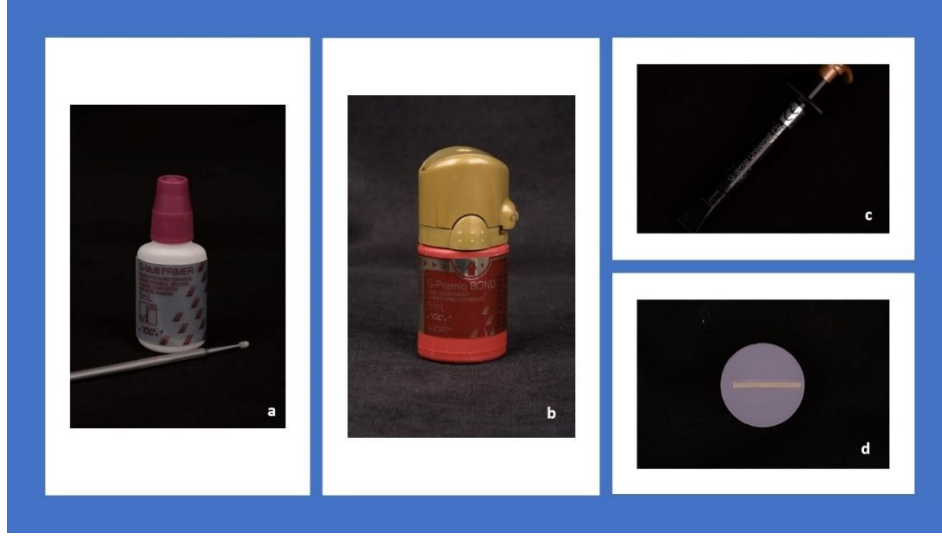
Şekil 3.5: a ve b) 15 sn boyunca Universal Bond (G-Premio Bond) uygulanması **c ve d)** Tek kullanımlık fırça ile Silan (G-Multi Primer) uygulanması **e,f,g ve h)** Tamir kompozitin uygulanması

3.2.3 Tamir Kompozitinin Uygulanması

Tamir için hazır rezin çubuklara tek kullanımlık fırça ile Silan (G-Multi Primer) uygulanıp 60 sn boyunca kuruması beklendi. Silanlanmış örnek yüzeyi tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 15 sn boyunca Universal Bond (G-Premio Bond) uygulanıp 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildikten sonra daha sonra rezin çubuklar kırık yüzeylerine doldurucu oranı yüksek akışkan kompozit uygulanarak hazırlanan silikon tamir kalıbında sabitlenerek 20 sn led ışık cihazı ile polimerize edildi.



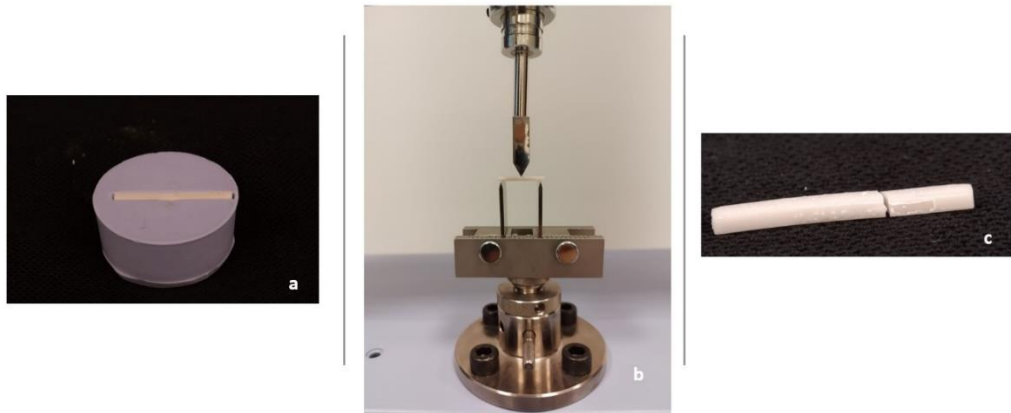
Şekil 3.5: a) Kırık örneklerin tamir edilmiş hali **b)** Kırık örnek **c)** Kırık örneklerin tamir edilmeden önceki hali



Şekil 3.6: a) Kullanılan silan(G-Multi Primer) b) Kullanılan universal bond(G-Premio Bond) c)Kullanılan akışkan kompozit(G-Aenial Universal Flo) d) Tamir için kullanılan silikon kalıp

3.2.4 Tamir Dayanımının Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı testi yapılan örneklerden tamamen ayrılmış ve tekrar tamir edilmeye uygun örnekler tamir dayanımı testi yapılmak üzere ayrılmıştır. Sonrasında 3 noktalı bükme tertibatına sahip evrensel bir test makinesi (AG-IS, Shimadzu, Japonya)) kullanılarak tamir dayanımı değerlendirilmiştir. Cihazda bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde olduğu gibi iki destek arası 20mm olarak belirlenip her iki taraftan 2.5 mm fazlalık olacak şekilde rezin çubuklar tam ortalanarak düzeneğe yerleştirilmiştir. Kuvvet uygulaması sırasında yer düzlemi ile paralel hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilen düzenek ile sabitlenmiştir.



Şekil 3.7: a) Tamir edilmiş örnekler b) Tamir dayanımı test düzeneği c) Tamir sonrası kırılmış örnekler

3.3. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Üç nokta bükme testi sonucu oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kopma yüzeyleri stereomikroskop (Olympus microscope bx50, Almanya) kullanılarak x20 büyütmede incelenmiş ve başarısızlık tipleri üç grup altında incelenmiştir: adeziv, koheziv ve karışık (adeziv + koheziv) başarısızlık. Ayrıca rastgele seçilen temsili örneklerden SEM görüntüleri alınmıştır.

Adeziv başarısızlık: Rezin çubuk ve kompozit arasındaki kopma olarak belirlendi.

Koheziv başarısızlık: Rezin çubuk ve kompozitin kendi içindeki kopma olarak belirlendi.

Karışık başarısızlık: Adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü başarısızlık tipi olarak belirlendi.

Tablo 3.4 Başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi

	Adeziv	Tamir materyali koheziv	Rezin çubuk koheziv	Karışık
C	6	2		2
G	3	3		4
GS	1	2	4	3
S		3	5	2
SS		3	5	2
Toplam	10	13	14	13

3.4 İstatistiksel Yöntem

Beş farklı yüzey işlemi için kırılma ve tamir dayanıklılığı verileri istatistiksel olarak analiz edildi. İstatistiksel analiz, Statistical Package for the Social Sciences versiyon 23.0 yazılım programı (IBM Corporation, Armonk, NY, ABD) kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren kırılma ve tamir bağlanma dayanıklılığı değerlerinin gruplara göre karşılaştırılmasında Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı ve çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD ve Tamhane's T2 testleri kullanıldı. Her bir grupta normal dağılıma uyan kırılma ve tamir bağlanma dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırılmasında eşli iki örnek t testi (Paired Sample t-test) kullanıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum- maksimum) olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

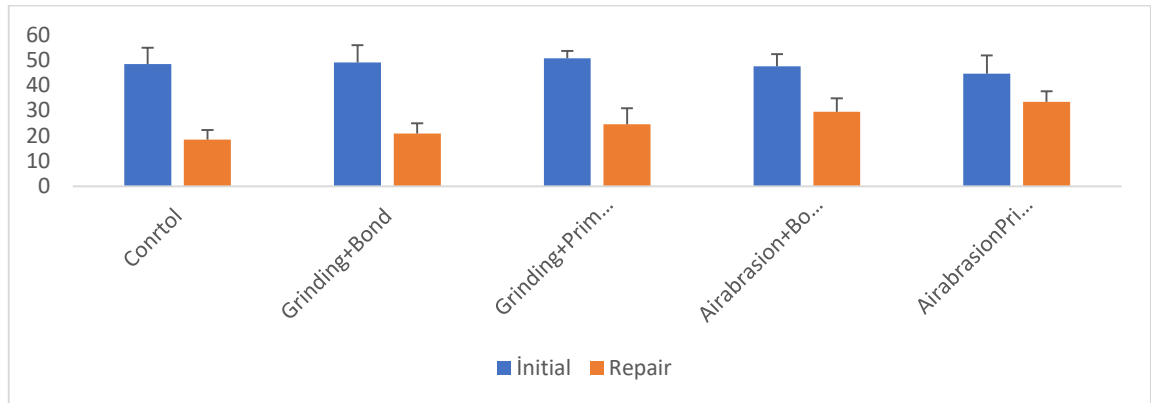
4.BULGULAR

Grupların erken kırılma ve tamir dayanımlarının değerlendirildiği çalışmamızda örneklerin yüzey işlemleri açısından grup içi karşılaştırmaları tek yönlü ANOVA testi ve çoklu karşılaştırmaları Tukey HSD ve Tamhane's T2 testleri ile incelendi. Kırılma ve tamir dayanıklılığı karşılaştırmaları Paired Sample t-test ile incelendi. Kırılma ve tamir dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalama sayısal değerleri ve standart sapmaları (SS) Tablo 4.1, Şekil 4.1' de görülmektedir.

Tablo 4.1 Gruplar içi ve gruplar arasında kırılma ve tamir değerlerinin karşılaştırılması

	Surface treatment					Test İst.	p*
	C (Kontrol)	G (Aşındırma+bond)	GS (Aşındırma+primer+bond)	S (Kumlama+bond)	SS (Kumlama+primer+bond)		
Kırıl	48,37 ± 6,57 48,89 (38,3 - 57,6)	49,11 ± 6,79 47,83 (39,2 - 59)	50,71 ± 2,87 50,7 (47,5 - 55,9)	47,5 ± 4,8 47,87 (39,2 - 55,5)	44,59 ± 7,23 44,26 (31,5 - 56,6)	1,486	0,222
Tamir	18,47 ± 3,83 ^a 17,93 (12,3 - 22,9)	20,89 ± 4,03 ^a 21,95 (15 - 27)	24,58 ± 6,32 ^{ab} 24,89 (14,6 - 36,3)	29,49 ± 5,4 ^{bc} 32 (21,6 - 35,3)	33,51 ± 4,14 ^c 33,35 (27,1 - 39,9)	16,169	<0,001
Test	9,751	13,469	11,644	6,937	4,377		
p**	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,002		

*Tek yönlü varyans analizi; ** Eşli iki örnek t testi; **ortalama ± standart sapma**; ortanca (minimum- maksimum); a-c: Aynı harfe sahip olanlar arasında fark yoktur.

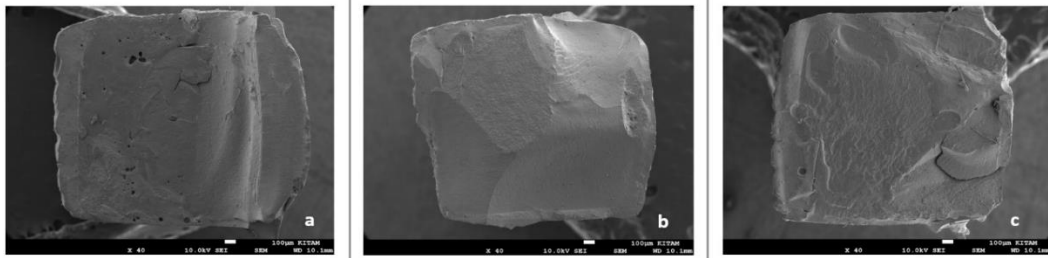


Resim 4.1. Gruplara göre kırılma ve tamir bağlanma dayanımı değerleri

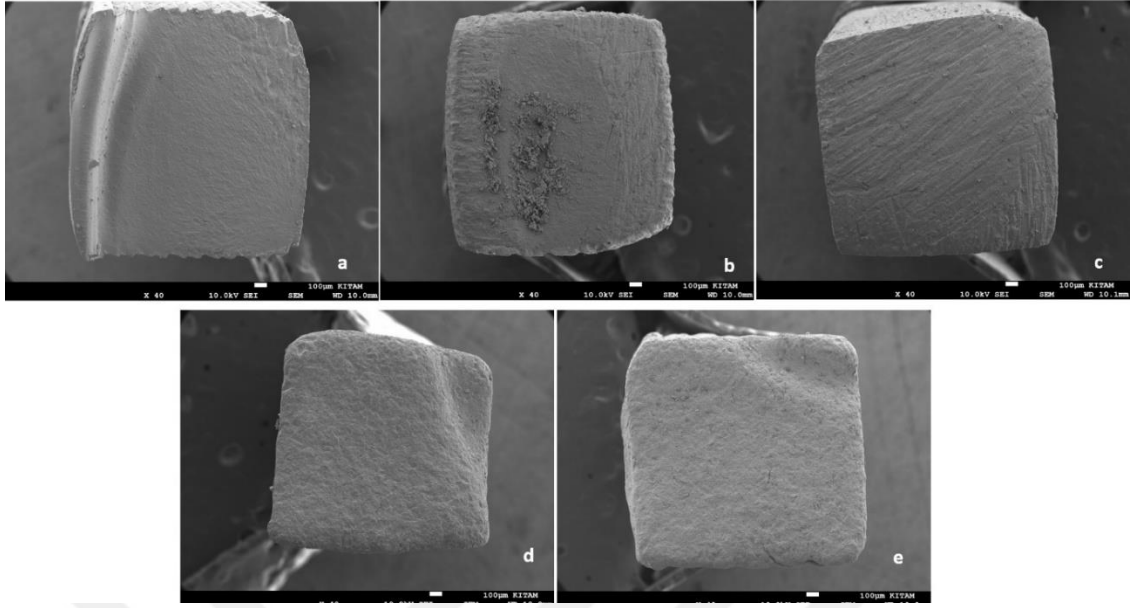
Gruplara göre kırılma dayanımları ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p=0,222). Gruplara göre tamir bağlantı dayanımları ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,001).

En yüksek tamir bağlanma dayanıklılığı kumlama+silan bağlayıcı ajan uygulamasının yapıldığı grupta, en düşük tamir bağlanma dayanıklılığı kontrol grubunda elde edildi. Gruplar arasındaki farklılık kontrol grubu ile kumlama+bond ve kumlama+primer+bond arasında, aşındırma+bond ile kumlama+bond ve kumlama+primer+bond arasında, aşındırma+primer+bond ile kumlama+primer+bond arasında, kumlama+bond ile kontrol ve aşındırma+bond grubu arasında, kumlama+primer+bond ile aşındırma+primer+bond, aşındırma+bond ve kontrol grubu arasında görülmektedir.

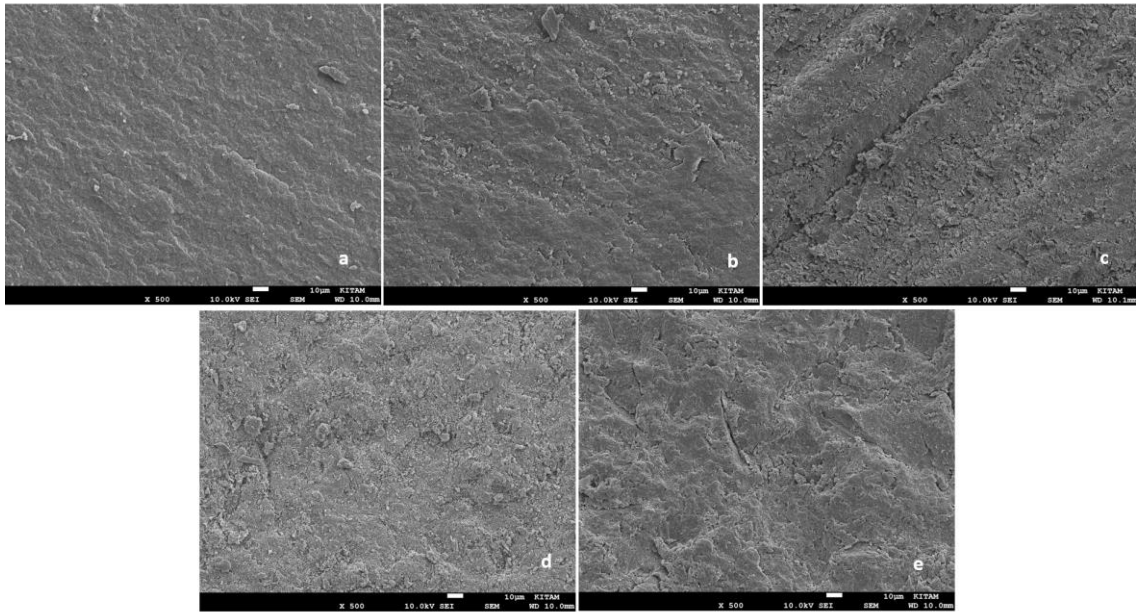
Kontrol grubuna göre kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,001$). Kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük tamir dayanımı değeri elde edilmiştir (48,37 ve 18,47 sırasıyla). Aşındırma+bond grubunda kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,001$). Aşındırma+bond grubunda kırılma ortalama değeri 49,11 olup tamir ortalama değeri 20,89 olarak bulunmuştur. Aşındırma+primer+bond grubunda kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,001$). Aşındırma+primer+bond grubunda kırılma ortalama değeri 50,71 olup tamir ortalama değeri 24,58 olarak bulunmaktadır. Kumlama+bond grubunda kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. ($p<0,001$). Kumlama+bond grubunda kırılma ortalama değeri 47,5 olup tamir ortalama değeri 29,49 olarak bulunmaktadır. Kumlama+primer+bond grubunda kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0,002$). Kumlama+primer+bond grubunda kırılma ortalama değeri 44,59 olup tamir ortalama değeri 33,51 olarak bulunmaktadır.



Şekil 4.2: Başarısızlık tiplerinin x40 SEM görüntüleri: **a)** Adeziv başarısızlık **b)** Koheziv başarısızlık **c)** Mix başarısızlık



Şekil 4.3: Örneklerin x40 da SEM görüntüleri **a)** Kontrol grubu **b)** Zımpara grubu **c)** Zımpara+sılan grubu **d)** Kumlama grubu **e)** Kumlama+sılan grubu



Şekil 4.4: Örneklerin x500 da SEM görüntüleri **a)** Kontrol grubu **b)** Zımpara grubu **c)** Zımpara+sılan grubu **d)** Kumlama grubu **e)** Kumlama+sılan grubu

SEM görüntülerine bakıldığında kontrol grubundaki pürüzlülüğün en az olduğu net bir şekilde görülmektedir. Zımpara ile yüzey işlemi yapılan gruplarda pürüzlülüğün kontrol grubuna göre daha fazla olduğu ve yüzeyde küçük zımpara çizikleri görülmektedir. Kumlama yüzey işleminin yapıldığı gruplarda ise diğer gruplara kıyasla girintili çıkıntılı alanların daha derin olduğu ve çukurcukların olduğu görülmektedir.

5. TARTIŞMA

Eklemeli üretim teknolojisiyle üretilen geçici restorasyonlarda kırılma ve tamir dayanıklılığının değerlendirildiği in vitro çalışmamızda tamir dayanıklılığının restorasyonların erken dönem kırılma dayanımından düşük olacağı;(H0) ve tamir için uygulanan yüzey işlemleri arasında mekanik yüzey işlemleri ile daha yüksek bükülme dayanımı elde edileceği hipotezi(H1) kabul edilmiştir. Tamir öncesi yapılan yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisinin anlamlı olduğu tespit edilmiştir.

Tez çalışmamızın sonuçlarına göre erken dönem kırılma dayanıklılığı ile tamir bağlanma dayanıklılığı arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. En yüksek tamir bağlanma dayanıklılığı kumlama+sılan(SS) bağlayıcı ajan uygulamasının yapıldığı grupta, en düşük tamir bağlanma dayanıklılığı kontrol grubunda elde edildi.

Daha iyi verimlilik, düşük maliyet ve zaman tasarrufu nedeniyle dental restorasyonlarda kırık durumunda tamir genellikle yeniden üretim yerine tercih edilebilir.^{126,134} Ancak, tamir veya yeni bir geçici yapı yapma kararı, vakanın gereklerine göre ve her zaman onarılan geçici yapının sağlamlığının yenilerine göre daha düşük olduğu göz önünde bulundurularak bireysel olarak alınmalıdır.^{123,135} Uygun tamir malzemesi ve tekniğine karar verilirken, temel ve tamir malzemesi arasındaki kimyasal benzerlikler veya tutarsızlıklar, kırık parçaların yüzey özellikleri ve rehabilitasyonun ilk zamanından bu yana geçen süre dahil olmak üzere çeşitli parametreler dikkate alınmalıdır. Bağlanmayı sağlamak için geçici bileşenlerin yüzeylerinin uygun şekilde ön işlemine tabi tutulması çok önemli görünmektedir. Ayrıca yaşlandırılmış geçici restorasyonlar, sınırlı sayıda serbest radikal ve oral sıvıların emilmesi nedeniyle farklı bir yaklaşım gerektirir.¹³⁷

Eski restorasyonların tamirinin, yeni üretilmiş geçici restorasyonlardan yapısal olarak daha az etkili olduğu belgelenmiştir.¹³⁶⁻¹³⁸ Bunun nedeni, eski restorasyonun daha az sayıda serbest radikale sahip olması ve tükürük ve diğer sıvılardan suyu emmiş olmasıdır olarak belirtilmiştir.¹³⁹ Tamir işlemleri sırasında uygun kimyasal bağın elde edilmesi, onarım yüzeylerinin kontaminasyondan arındırılmış olmasını gerektirir. Bu nedenle, ekleme aşamasından önce bir yüzey tabakasının çıkarılması, böylece mekanik kenetlenmeyi kolaylaştıran ek mekanik pürüzlülük sağlanması kritik önem taşır.¹⁴⁰

Geçmişte tamir sistemlerinde tutuculuk makromekanik retansiyonu sağlamak için oluk açma esasına dayanmaktaydı. Günümüzde ise değişen ve ilerleyen tamir sistemlerinde kimyasal bağlanma için daha geniş ve pürüzlü yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır. Rezin ve tamir yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantıya dayalıdır.¹⁴²

CAD/CAM ile üretilen materyallerin kullanımlarının artmasıyla ağız içi tamir yöntemlerinde kullanımı artmıştır.¹⁷⁹ Tamir edilmiş restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, tamir edilen yüzey ve tamir materyali arasındaki bağlantının dayanıklılığına bağlıdır. Günümüzde etkin rezin-seramik bağlantısı için kimyasal ve mekanik bağlantının ortaklaşa olması gerekmektedir. Bu nedenle klinikte kullanılan tüm adeziv sistemler, tamir edilecek seramik yüzeye işlem yapılmasını gerektirirler. Mekanik bağlanma, yüzey işlemlerinin uygulanması ile elde edilen mikro mekanik bağlanma yoluyla gerçekleşir. Mekanik tutuculuğu sağlamak amacıyla Al_2O_3 tozu veya silika bağlı Al_2O_3 tozu ile kumlama, elmas frezlerle, HF, fosforik asit ve lazerle pürüzlendirme işlemleri kullanılabilir. Kimyasal bağlanma içinse silanizasyon ve adeziv primerler kullanılmaktadır.^{180,181}

Elmas frez ile pürüzlendirme işleminde siyah ya da yeşil bantlı frezlerin kullanılması önerilmektedir, ancak frezle pürüzlendirme işleminin keskin yüzeyler oluşturduğu ve uygulanan yüzeylerde stres birikimine neden olan mikro çatlaklar oluşmasına sebep olabileceği de bildirilmiştir.¹⁸² Laboratuvar araştırmalarında karbür veya elmas frezlere göre daha düzgün ve istikrarlı bir kuvvet verebilmesi ve uygulanmasının kolay olması gibi avantajları sebebiyle. Lee ve ark. bu amaçla 220-gritli SiC kağıdının kullanılmasını önermiştir.¹⁴⁵ Bizim çalışmamızda alüminyum oksit partikülleri ve zımpara mekanik pürüzlendirme prosedürleri olarak uygulanmıştır. Ancak olumlu klinik sonuçları garanti eden, etkili bir tamir sistemi üzerine klinisyenler arasında bir fikir birliği yoktur.¹⁸³

Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünü sağlamak amacıyla kullanılan yöntemlerden biri de Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemidir.¹⁸⁴ Bu partiküller kontamine gevşek tabakayı uygulanan yüzeyden uzaklaştırır ve mekanik bağlantıyı sağlayacak pürüzlü bir yüzey oluşturur. Birçok *in vitro* çalışmada 50 μm 'den 100 μm 'ye kadar farklı büyüklüklerde Al_2O_3 partikülleri kullanılmıştır.^{185,186} Ancak bazı çalışmalar, partikül büyüklüklerindeki farklılıkların ve uygulama süresinin faz transformasyonuna neden

olacak yüksek basınç oluşturduğunu, mikro çatlakların oluşumunu hızlandırdığını ve uygulandığı yüzeyin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini göstermiştir.¹⁸⁷

Yapılan çalışmalarda, birçok restorasyonda, mikromekanik tutuculuk elde etmek amacıyla kumlama işleminin, 50 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri ile en iyi sonuca varılmış ancak kumlamanın ne kadar olduğu kumlama cihazının restorasyona olan uzaklığı ve uygulama sırasındaki basınca göre farklılık gösterdiği bulunmuştur.¹⁸⁸ Çalışmamızda 1 bar basınç ve 50 µm Al₂O₃ partikülleriyle 10 mm mesafeden yapılan kumlamanın, ciddi kusurlara neden olmadan pürüzlülük değerlerinde önemli bir artış sağladığını bildiren çalışma esas alınmıştır.¹⁸⁹

Lim ve ark. Geleneksel ve 3D yazıcıyla üretilen disk şeklindeki örneklerde bis akrilik kompozitle tamir için kumlama yapmış, kumlamanın geleneksel geçiciler ve 3D geçiciler için farklı etkili olabileceği ,bu farklılığın nedeni geleneksel geçici reçinelerin viskozitesinden veya 3D baskılı reçinenin katmanlı yapısından kaynaklanabileceği belirtilmiştir Başka bir açıklama olarak katmanlı yapıya sahip malzemeler, reçine moleküllerinin çapraz bağlanma derecesine ve reçinenin yapısal katmanlaşmasına bağlı olarak malzeme içindeki farklı bölgelere göre farklı bağlanma davranışları gösterebilir.⁶

Kumlama yapılmış seramik örnekler üzerinde, silika kaplama işlemi, MDP içeren bond ve silan uygulaması sonrası bağlanma dayanımları karşılaştırılmış, silika kaplanmış MDP bond ve silan uygulanan örneklerin, kontrol grubundan ve sadece silika kaplanmış gruplardan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.¹⁹⁰ Universal adeziv ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının kompozit tamirinde fatigue dayanıklılığa etkisinin değerlendirildiği çalışmada bonding protokolleri nano doldurucu kompozitin koheziv dayanıklılığını restore etmede yetersiz kalmıştır. Universal adezivin içeriği kompozit tamir potansiyeline etkili bulunmuş. En yüksek dayanıklılık silan bağlayıcı ajanın ayrıca uygulanması ile elde edilmiş, ilave silan uygulamasının kompozit rezinin tamirinde etkili bir yöntem olduğu belirtilmiş.⁷Bizim çalışmamızda da silan uygulamasının tamir dayanıklılığı üzerine etkisi kontrol grubuna göre anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Bonding ajanlarının bağlanma dayanıklılığını artırma etkisi üzerine etkisi düşük viskoziteli bonding ajanların yüzey pöröziteleri içerisine girerek yüzey ıslanabilirliğini ve mikro tutuculuğu arttırmalarıdır. Tamir ajanının viskozitesi tamir bağlanma

dayanıklılığına etkilidir. Viskozitesi düşük olan rezinlerle daha yüksek tamir dayanıklılığı elde edilmektedir.⁶

Universal adezivler diş dokularına kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanmayı sağlayan monomer içeriği açısından mevcut self-etch adezivlerden farklıdır. Universal adezivlerin çoğunda birincil fonksiyonel monomer olarak fosfat esterleri (RO-PO₃H₂) kullanılır. Fosfat esterleri universal adezivlerin önemli bir parçasıdır.¹⁹¹ 10-MDP universal adezivlerde en çok kullanılan fosfat esteridir. 10-MDP, polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip fosfat gruplarına sahiptir. İçerdiği dihidrojen fosfat gruplarından dolayı asidik özelliği taşımaktadır. Uzun karbonil zincirine sahip olması nedeniyle oldukça hidrofobiktir. Hidroksiapatit ile adeziv ara yüzeyinde stabil bir nano tabaka oluşturur.¹⁹² Oluşan MDP-Ca tuzları bu tabaka boyunca çöker. Böylelikle yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı sağlanır. Bizim çalışmamızda uygulanan yüzey işlemlerini takiben her gruba 10-MDP içeren universal bond(G-Premio Bond) uygulanmıştır. 10-MDP dışında; GPDM, MEP-P, MMP, MEP, HEMA fosfat, PENTA-P, 4-META ve MAC-10 gibi monomerler de günümüzde dentine bağlanmayı arttırmak için universal adezivlerin içeriğinde kullanılmaktadırlar.¹⁹³ Çakir ve ark., farklı universal adezivlerin (Single Bond Universal, All-Bond Universal, Futurabond U) kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışma sonucunda, Futurabond U örneklerinden daha düşük bağlanma dayanım değerleri elde edilmiş, bu durumun Futurabond U adezivin 10-MDP içermemesinden kaynaklandığını rapor etmişlerdir. Yine aynı çalışmada kompozit rezinlerin tamirinde Futurabond U örneklerinde ilave silan uygulamasının bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını bildirmişlerdir.¹⁹⁴ Şişmanoğlu ve ark farklı yüzey işlemleri ve adeziv protokollerinin CAD/CAM blokların tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışma sonunda silan içeren universal adezivlerde ilave silan uygulamasının bağlanmayı anlamda derecede arttırdığını bildirmiştir.¹⁹⁵ Bizim çalışmamızda ilave silan uygulanan rezin çubukların tamir dayanımları uygulanmayanlara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur.

Alshali ve ark. farklı yüzeyler için tamir malzemesi olarak akışkan kompozit kullanmışlardır. Bunun sebebini klinik uygulama sırasında özellikle uygulama yüzeyinin küçük olduğu durumlarda kullanışlı ve kolay kontrol edilebilir bir malzeme olması olarak açıklamışlardır.⁵

Mikrofil kompozitler mine porseleni seviyesinde olan yüzeysel kırıkların tamirinde tercih edilirken, kondanse edilebilen ve hibrit kompozitler, çığneme basıncını karşılayan posterior bölgelerdeki derin kırıkların tamirinde tercih edilmektedir. Hibrit kompozitler, daha az polimerizasyon büzülmesi görülmesi, daha az makroskobik kırıkların meydana gelmesi, daha az su emilimi gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca hibrit kompozitlerin bağlanma dayanımlarının mikrofil kompozitlere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir¹⁹⁶ Çalışmamızda bu nedenle hibrit bir kompozit türü olan G-aenial Posterior Hibrit Kompozit (GC Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak tamir protokolü uygulanmıştır.

Lim ve Shin 3 boyutlu yazıcı(DLP) ile üretilen geçici rezin(Cara Print Kulzer) ile geleneksel rezin arasındaki bağlanma dayanımına yüzey işlemlerinin (kontrol, 50 mikron alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, metilmetakrilat monomer, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama+ metilmetakrilat monomer) ve geleneksel geçici rezin (metilmetakrilat ve bis akril kompozit) tipinin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında her hangi bir yüzey işleminin yapılmadığı bisakril kompozit ile tamir edilen grupta en yüksek tamir bağlanma dayanıklılığını elde etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda 3 boyutlu yazdırılan reçinelerin bisakril kompozit rezinlerle tamirinde ilave yüzey işlemine gerek olmadığını belirtmişlerdir.⁶ Bizim çalışmamızda bulunan sonuçlar bu çalışmada bulunan sonuç ile ters düşmektedir. Bunun sebebi kullanılan reçine ve tamir uygulama prosedüründen kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Yine Lim ve Shin' in çalışmalarında elde ettikleri sonuç Jeong ve Kim 2019' in yüzey işlemlerinin 3 boyutlu yazıcılarla (DLP) üretilen 3 boyutlu rezine (Next Dent 3d Systems) olan bağlanma dayanıklılığını arttırdığını belirten çalışmadan farklıdır.¹⁹⁷ Lim ve Shim çalışmalarından farklı olarak jeong ve Kim kumlama işlemi öncesinde yüzeylere 200 grenlik kâğıt ile yüzey işlemi yapmışlardır. Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanıklılığını artırması olarak bu sebep gösterilebilir. Bizim çalışmamızda Gruplara göre tamir bağlantı dayanımları ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,001$). En yüksek tamir bağlanma dayanıklılığı kumlama+silan bağlayıcı ajan uygulamasının yapıldığı grupta, en düşük tamir bağlanma dayanıklılığı kontrol grubunda elde edildi. Zımpara ile yüzey işlemi uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek tamir bağlanma dayanıklılığı göstermiştir.

Tahayeri ve arkadaşları düşük maliyetli bir stereolitografi (FormLabs1+) 3D yazıcı kullanarak, geçici kron ve köprü restorasyonları için bir dental materyalin 3D baskısını optimize etmek ve mekanik özelliklerini geleneksel olarak üretilmiş geçici dental materyallerle karşılaştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Bunun için belirli boyutlardaki (25×2×2 mm) çubuklar, farklı yazıcı ayarlarında (baskı yönü ve reçine rengi) basılarak çubukların baskı doğruluğu ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre 90° oryantasyonunda ve beyaz reçine renk ayarında yazdırılan numuneler, nispeten daha yüksek baskı doğruluğu daha yüksek bağlanma dayanımı göstererek en uygun kombinasyon olarak seçilmiştir. Baskı katman kalınlığı ile elastik modül veya tepe gerilimi arasında doğrudan bir ilişki ise bulunamamıştır. ²

Digholkar ve ark. Farklı yöntemlerle üretilen 25 mm × 2 mm × 2 mm boyutlarındaki çubukların kırılma dayanıklılıklarını incelediği çalışmada 3D baskıyla(steliografi) üretilen rezin çubukların bağlanma dayanımı ortalama 79.54 MPa olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda aynı boyutlarda rezin çubuklar aynı test yöntemi kullanılarak bağlanma dayanımı ortalama 49.2 MPa olarak bulunmuştur.¹⁹⁸ Aradaki farklılığın sebebinin kullanılan reçineden, üretim yönteminden ve örnekleri kırma hızından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Park ve arkadaşları 2019'da 3D baskı parametrelerinin marjinal ve internal uyuma etkisini inceledikleri 3 üyeli köprü ile yaptıkları çalışmada 2 farklı tabaka kalınlığı (50 ve 100 µm), 5 farklı basım yönü (0°, 30°, 45°, 60° ve 90°) seçerek DLP cihazı ile üretmişlerdir ve frezeleme metoduyla karşılaştırmışlardır. Değerlendirmelerini ise mikro bilgisayarlı tomografi yöntemiyle yapmışlardır. Buna göre marjinal ve internal uyum beraber göz önüne alındığında 45° ve 60°'lik baskı yönleri daha iyi sonuçlar verirken; 50 ve 100 µm tabaka kalınlıkları arasında marjinal uyum yönünden benzer olduğu, 3D yazıcılarla üretilen örneklerin frezeleme metoduna göre daha iyi sonuçlar verdiği fakat her iki yöntemde üretilen örneklerin klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında olduğu bulunmuştur.

Osman ve arkadaşları 9 çeşit baskı yönünde (90°, 120°, 135°, 150°, 180°, 210°, 225°, 240°, 270°) DLP metoduyla tek üye kronlar üretilip, marjinal ve internal uyuma baskı yönünün etkilerini incelemişlerdir. Buna göre baskı yönleri marjinal ve internal uyumda

farklılıklara sebep olurken ve en yüksek boyutsal doğruluk 135°lik örneklerde gözlemlenmiştir.¹⁹⁹

Shim ve ark. 3Dyazıcı ile (Formlabs) PMMA içerikli (Next Dent Base) reçine ile 100 µm katman kalınlığında 3D baskı yapılan çalışmada 0 derecelik baskı yönü, 45 derecelik baskı yönündeki gruplardan daha yüksek bükülme mukavemeti göstermiştir. ($P < .05$). 90 derecelik baskı yönü, diğer gruplarla karşılaştırıldığında en düşük bükülme gerilimini gösterdi. Yine aynı çalışmada en fazla yüzey pürüzlülüğü 0 derece baskı yönünde en az 90 derece baskı yönünde bulunmuştur.²⁰⁰

Çakmak ve arkadaşlarının 2021’de yaptıkları çalışmada, tabaka kalınlığının 3D baskılı kompozit rezin kronların gerçekliği ve kenar kalitesi üzerindeki etkisini araştırmış ve frezelenmiş kronlarla karşılaştırılmıştır. Bunun için geçici kronlar 3 farklı katman kalınlığında (20, 50 ve 100 µm) basılarak incelenmiştir. Buna göre katman kalınlığının, 3D baskılı geçici kronların gerçekliğini ve kenar kalitesini etkilediğini göstermişlerdir. Frezelenmiş kronlar, internal yüzeylerde 100 µm 64 katmanlı kalınlıktaki 3D geçici kronlardan daha yüksek gerçekliğe sahip iken yine frezelenmiş kronlar en yüksek marjin kalitesine sahip bulunmuş, 20 µm ve 100 µm tabaka kalınlığında basılan kronlar en düşük marjin kalitesine sahip bulunmuştur. Araştırmacıların önerisine göre gerçeklik ve marjin kalitesi için, 100 µm yerine 20 veya 50 µm’lik bir katman kalınlığı tercih edilebilir.²⁰¹ Yine Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları implant destekli 3 üyeli geçici köprü protezinin uyumunda basım parametrelerinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, internal boşluk hacminin 50 µm tabaka kalınlığında 100 µm’lik kalınlığa göre daha düşük değerlerde bulunmasına rağmen marjinal uyumun 100 µm’lik tabaka kalınlığında daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun sebebinin ise, 50 µm katman kalınlığında artan katman sayısı nedeniyle hataların birikiminin fazla olmasına bağlanır.²⁰²

Katmanların tabaka tabaka birbiri üzerine eklenmesiyle ürün oluşturan 3D yazıcılar ile üretimin doğasında bulunan merdiven etkisi (staircase efekt), son ürün doğruluğuna ve yüzey pürüzlülüğüne doğrudan etki eder.²⁰³ Mevcut teknoloji ile bu etki tamamen ortadan kaldırılamaz, ancak katman kalınlığı düşürülerek azaltılabilir. Daha düşük katman kalınlığı ayarları, ürünün doğruluğunu, yüzey pürüzlülüğünü ve adaptasyonunu iyileştirmeye fayda sağlarken, işlem süresini ise arttırır.²⁰³ Bizim çalışmamızda örneklerin boyutuda göz önünde bulundurularak 50 µm katman

kalınlığında rezin çubuklar üretilmiştir. Farklı katman kalınlıklarında üretim yapılmaması çalışmamızın limitasyonları arasında gösterilebilir.

SEM görüntülerde alan derinliği meydana getirerek, yüzeyin durumunu incelememize olanak sağlar. Birçok çalışmada yüzeylerin morfolojisinin, yüzey işlemlerinin neden olduğu mikroyapısal değişikliklerin, seramik-rezin bağlantısı ve kopma tiplerinin değerlendirilmesi için SEM analizleri kullanılmıştır. Yüzeylerdeki kırılma çeşitleri adeziv, kohesiv ve mix kırılma şeklinde gruplandırılmıştır. Bağlanma kuvvetine göre kırılma çeşitlerinin incelendiği çalışmada düşük bağlanma dayanımı gösteren örneklerde adeziv tip kırılma daha çok görüldüğü, daha yüksek bağlanma dayanımı görülen gruplarda ise koheziv ve miks tipte kırılmaların daha fazla olduğu belirtilmiştir.¹⁹⁰

Rezin bazlı materyaller arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde pek çok bağlanma ve bükülme testi önerilmekle birlikte, bu metotlardan sıklıkla kullanılanlar bükme ve makaslama testleridir. Bükülme dayanımı testleri, tekrarlanabilirliği ve elde edilen güvenilir sonuçları nedeniyle dental materyallerin mekanik mukavemetinin araştırılması için standart bir yöntem olarak uygulanmaktadır.¹⁷⁵ Bükülme dayanımı ve eşlik eden deformasyon, oklüzal stresin şiddetli olabileceği uzun sabit kısmi protezlerde çok önemlidir. Örneklerin üzerine kuvvet uygulandığı zaman örnek kuvvetle aynı yönde bükülür. Çubuk şeklindeki örnekte oluşan gerinim, üst yüzeyde örnek boyunun kısalması ve alt yüzeyde örnek boyunun uzaması olarak kendini gösterir. Sonuç olarak üst tarafta kompresif, alt tarafta gerilme stresleri oluşur. Örnek içerisinde stres tipleri değişkenlik göstermektedir. Örnek içinde stresin ve gerilimlerin sıfır olduğu bir bölge vardır. Burası nötral eksen olarak tanımlanır. Nötral eksen bölgesinde örneğin boyutlarında hiçbir değişiklik olmaz. Dayanak bölgelerinde makaslama stresi de oluşur ancak kırılma işleminde önemli bir rolü yoktur. Tek eksenli test yöntemleri (3 nokta bükme testi, 4 nokta bükme testi) örneklerin kenarlarında var olan kusurlara karşı hassastır; bu sebeple kaydedilen bükülme dayanımı verilerinde farklılıklara neden olabilir. Bununla birlikte, çift eksenli bükme testlerinde örneklerin merkezine yakın bir yerde çok eksenli gerilme durumu oluşturulur ve kenar kırılmaları genellikle ortadan kaldırılır, bu da daha doğru bir değerlendirme yapılmasına olanak sağlar.¹⁷⁶ Palin ve ark. Yaptıkları araştırmada dental reçine bazlı kompozitlerin iki eksenli bükülme mukavemeti testinin, üç noktalı bükülmeye göre daha güvenilir bir test yöntemi sağladığını göstermiştir. Yine mevcut çalışma, diş kompozitleri için iki eksenli eğilme mukavemeti testinin kullanılmasının,

farklı test merkezleri arasındaki mukavemet verilerindeki değişkenliği azaltılabileceğini öne sürmektedir. ²⁰⁴Chung ve ark. mevcut deneyin sınırlamaları dahilinde, kırılma dental materyallerin mekanik değerlendirilmesinde çift eksenli testin ISO üç nokta eğme testinden daha güvenilir bir test yöntemi olmadığı sonucuna varmıştır. Çalışmamızda bu bilgiler referans alınarak 3 nokta kırma testi uygulanmıştır.²⁰⁵

Yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri olan termal devirlendirme işlemi, restoratif materyallerin ağız içinde kullanımını taklit etmek amacıyla oldukça yaygın kullanılır. Materyallere farklı sıcaklıklardaki su banyolarının tekrarlayan devirler halinde uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişebilmektedir. Diğer bir yöntemde örnekleri suda bekletmedir. Bu yöntemde örnekler 24 saat, 7 gün veya 30 gün süreyle 37°C' lik distile su içerisinde bekletilerek yapay olarak yaşlandırılmaktadır. Ağız içi koşulların yansıtılabilmesi için su yerine yapay tükürük kullanılabilir. Çalışmamızda örnek boyutları ve kırılma dayanımları göz önünde bulundurularak termal devirlendirme yapılmayıp örneklerimiz 24 saat suda bekletilerek testler uygulanmıştır. ²⁰⁶

Laboratuvar çalışmalarında her zaman sınırlamalar söz konusudur. Çünkü ağız içi koşullarını tam olarak taklit edemezler, yalnızca materyal ve yöntemlerin klinik performansları ile ilgili yorumlarda bulunmamıza yardımcı olurlar. Bu tez çalışmasında 3D yazıcı ile üretilen geçici rezin çubukların bağlanma dayanımı ve tamirinde uygulanan farklı yüzey işlemleri tamir dayanımına etkisi *in vitro* koşullarda incelenmiştir. Tamir edilen restorasyonlar ağız içerisinde sadece termal değil, aynı zamanda mekanik ve kimyasal etkilere de maruz kalmaktadır. Maruz kalınan bu etkiler tamir işlemlerinin başarısını etkileyebilir. Bu nedenle konuyla ilgili klinik çalışma ve takiplerin yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ

Eklemeli üretim teknikleri ile üretilen geçici restorasyonların bağlanma ve tamir dayanımının değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçları şu şekildedir:

- 1-).En yüksek tamir bağlanma dayanımı kumlama+silan bağlayıcı ajan uygulamasının yapıldığı grupta, en düşük tamir bağlanma dayanıklılığı kontrol grubunda elde edilmiştir.
- 2-) Kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük tamir dayanımı değeri elde edilmiştir.
- 3-) Bütün gruplarda kırılma ve tamir bağlanma dayanımı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır.
- 4-) Farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek için daha kapsamlı çalışmalar yapılması gerekmektedir.

7.KAYNAKLAR

1. Henderson J.Y, Koriath T.V.P, Tantbirojn D, Versluis A. Failure load of milled, 3D-printed, and conventional chairside-dispensed interim 3-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2022;127(2):275.e1-275.e7.
2. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin A.P, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*. 2018;34(2):192-200.
3. S.M Tavangar, D.R Tayefeh. Comparative Effect of two Types of Surface Treatments on Shear Bond Strength of New Composite to Old Composite.
4. Bohnenkamp D.M, Garcia LT. Repair of bis-acryl provisional restorations using flowable composite resin. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):500-502.
5. Alshali R.Z, Bukhary D.M, AlQahtani M.A, Alenazi N.O, Alzahrani A.H, Alobaid H.A. Repair of temporary fixed dental prostheses using a flowable resin composite: Effect of material, bonding, and aging. *Saudi Dent J*. 2021;33(7):495-502.
6. Lim N.K, Shin S.Y. Bonding of conventional provisional resin to 3D printed resin: the role of surface treatments and type of repair resins. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(5):322.
7. Stape T.H.S, Tulkki O, Salim I.A, Jamal K.N, Mutluay M.M, Tezvergil-Mutluay A. Composite repair: On the fatigue strength of universal adhesives. *Dental Materials*. 2022;38(2):231-241.
8. Givens E.J. Neiva G, Yaman P, Dennison J.B. Marginal Adaptation and Color Stability of Four Provisional Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(2):97-101.
9. Christensen G.J. Provisional Restorations For Fixed Prosthodontics. *The Journal of the American Dental Association*. 1996;127(2):249-252.
10. Rayyan M.M, Aboushelib M, Sayed N.M, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):414-419.
11. Small B.W. Pretreatment wax-ups and provisionals for restorative dentistry. *Gen Dent* 2005;53:98-100.
12. Haselton D.R, Diaz-Arnold A.M, Dawson D v. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2005;93(1):70-75.Ü
13. Shillingburg H.T, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics (3 bs.): Quintessence Publishing Co, Inc.
14. Fox C.W, Abrams B.L, Doukoudakis A. Provisional restorations for altered occlusions. *J Prosthet Dent*. 1984;52(4):567-572.
15. Goldberg A.J. Burstone C.J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*. 1992;8(3):197-202.
16. Knobloch L.A, Kerby R.E, Pulido T, Johnston W.M. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*:2011;106 (2):

17. Emtiaz S, Tarnow D.P. Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):484-488.
18. Antonoff S.J, Levine H. Fabricating an acrylic resin temporary fixed prosthesis for an allergic patient. *J Prosthet Dent*. 1981;45(6):678-679.
19. Dahl B.L, Tronstad L, Spagberg L. Biological tests of a temporary crown and bridge material. *J Oral Rehabil*. 1974;1(3):299-309.
20. LaVecchia L, Belott R, DeBellis L, Naylor W.P. A transitional anterior fixed prosthesis using composite resin. *J Prosthet Dent*. 1980;44(3):264-266.
21. Vahidi F. *Vahidi, F. (1987) The Provisional Restoration. Dental Clinics of North America, 31 (3), 363-381.*
22. Shin J.W, Kim J.E, Choi Y.J, et al. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials*. 2020;13(23):5359.
23. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;111(5):351-355.
24. Joda T, Brgger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(12):1430-1435.
25. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*:2011.27 (4);339-347.
26. Barutugil , Bilgili D, Barutigil K, Dndar A, Bykkaplan U, Yilmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent*. 2019;122(3):325-331.
27. Davidowitz G, Kotick P.G. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559-570.
28. Can G. *Zaimo:Lu A, Can G: Sabit Protezler. Ankara, A..Basmevi, 2004, s.231-35.*
29. Akaboy C: *Akaboy C: Sabit Protezlerde Baarısızlık Nedenleri. Trkiye Di Hekimleri Vakfı, Ankara, 1996, s.14-62.*
30. Boberick K.G, Bachstein T.K. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;82(1):90-93.
31. Usume A, Ozturk A.N, Aykent F. The effect of dentin desensitizers on thermal changes in the pulp chamber during fabrication of provisional restorations. *J Oral Rehabil*. 2004;31(6):579-584.
32. Smith E.D, Howe L.C. *Planning and Making Crowns and Bridges*. CRC Press; 2013.
33. Duret F, Blouin J.L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(6):715-720.
34. etindağ M, Mee A. Di Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli retim) Sistemleri Ve Materyaller Atatrk niv. Di Hek. Fak. Derg. 2016;26(3):524-533.

35. Palin W, Burke F.T. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dental update. 2005;32(10):566-72.
36. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? The Journal of the American Dental Association. 2004;135:11S-6S.
37. Alghazzawi T.F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60(2):72-84.
38. Bakıç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayıcılar Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg. 2021;31(2):289-304.
39. Christensen G.J. Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association*. 2001;132(9):1301-1303.
40. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014.
41. Ting-shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(4):313-321.
42. Rungrojwittayakul O, Kan J.Y, Shiozaki K, et al. Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(2):124-128.
43. Lin W.S, Harris B.T, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):331-334.
44. Digholkar S, Madhav V.N.V, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2016;16(4):328-334.
45. Strub J.R, Rekow E.D, Witkowski S. Computeraided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities *Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
46. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-511.
47. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *Int J Dent*. 2014;2014:1-15.
48. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1425-1431.
49. Sun J, Zhang F.Q. The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(8):641-644.
50. P.R Liu, M.E Essig. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems.
51. Alghazzawi T.F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60(2):72-84.

52. 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. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
53. Dawood A, Marti B.M, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521-529.
54. Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *J Prosthet Dent.* 2022;127(2):267-274.
55. Aydın N, Karaoğluoğlu S, Oktay E.A, Kılıçarslan MA. Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM Blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2020;32(2):251-256.
56. Della Bona A, Cantelli V, Britto V.T, Collares K.F, Stansbury J.W. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials.* 2021;37(2):336-350.
57. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40. doi:10.2341/18-229-L
58. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. 2013;14(3): 118-129.
59. Hazeveld A, Huddleston Slater J.J.R, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2014;145(1):108-115.
60. Lee W.S, Lee D.H, Lee K.B. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(4):265.
61. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers V.M.J.I, Osman R.B, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):218-226.
62. Peng C, Chung K, Ramos V. Assessment of the Adaptation of Interim Crowns using Different Measurement Techniques. *Journal of Prosthodontics.* 2020;29(1):87-93.
63. Mai M.N, Lee K.B, Lee D.H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):208-215.
64. Masood S.H, Rattanawong W, Iovenitti P. A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *J Mater Process Technol.* 2003;139(1-3 SPEC):110-116.
65. You S.G, You S.M, Lee B.I, Kim D.Y, Kim J.H. Effect of layer thickness setting on the adaptation of stereolithography apparatus–fabricated metal frameworks for removable partial dentures: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022;127(2):276-281.

66. Çakmak G, Cuellar A.R, Donmez M.B, et al. Effect of Printing Layer Thickness on the Trueness and Margin Quality of 3D-Printed Interim Dental Crowns. *Applied Sciences*. 2021;11(19):9246.
67. You S.M, You S.G, Kang S.Y, Bae S.Y, Kim J.H. Evaluation of the accuracy (trueness and precision) of a maxillary trial denture according to the layer thickness: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021;125(1):139-145.
68. Park G.S, Kim S.K, Heo S.J, Koak J.Y, Seo D.G. Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. *Materials*. 2019;12(16):2533.
69. Liu Q, Leu M.C, Schmitt S.M. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29(3-4):317-335.
70. 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. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
71. Stansbury J.W, Idacavage M.J. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. In: *Dental Materials*. Vol 32. Elsevier Inc.; 2016:54-64.
72. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J*. 2009;15(3):216-225.
73. Liska R, Schuster M, Inführ R, et al. Photopolymers for rapid prototyping. *J Coat Technol Res*. 2007;4(4):505-510.
74. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28(1):3-12.
75. Alharbi N, Wismeijer D, Osman R. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont*. 2017;30(5):474-484.
76. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110-115.
77. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J*. 2020;39(3):345-354.
78. Groth C, Kravitz N.D, Jones P.E, Graham J.W, Redmond W.R. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*. 2014;48(8): 475-485.
79. Wendel B, Rietzel D, Kühnlein F, Feulner R, Hülde G, Schmachtenberg E. Additive processing of polymers. *Macromol Mater Eng*. 2008;293(10):799-809.
80. Hofmann M. 3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials. *ACS Macro Lett*. 2014;3(4):382-386.
81. Yang L, Miyanaji H. Ceramic additive manufacturing: A review of current status and challenges. *Solid Free. Fabr. 2017 Proc. 28th Annu. Int.* 652-679.

82. Zocca A, Colombo P, Gomes C.M, Günster J. Additive manufacturing of ceramics: Issues, potentialities, and opportunities. *Journal of the American Ceramic Society*. 2015;98(7):1983-2001.
83. Rekow E.D. Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*. 2020;36(1):9-24.
84. Hu Y, Cong W. A review on laser deposition-additive manufacturing of ceramics and ceramic reinforced metal matrix composites. *Ceram Int*. 2018;44(17):20599-20612.
85. Ligon S.C, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev*. 2017;117(15):10212-10290.
86. Jain P.K, Pandey P.M, Rao P.V.M. Effect of delay time on part strength in selective laser sintering. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2009;43(1-2):117-126.
87. Guo N, Leu M.C. Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*. 2013;8(3):215-243.
88. Anusavice K.J. Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (11 bs.): Saunders Elsevier.
89. Stephen F, Rosenstiel MFL. *Stephen F. Rosenstiel, M.F.L., Junhei Fujimoto. (2001). Contemporary Fixed Prosthodontics (Third Bs.). USA: Mosby, Inc.; 2001.*
90. Burns D, Beck D, Nelson S. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):474-497.
91. Yannikakis S.A, Zissis A.J, Polyzois G.L, Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):533-539.
92. Wang R.L, Moore B.K, Goodacre C.J, Swartz M.L, Andres C.J. Wang, R.L., Moore, B.K., Goodacre, C.J., Swartz, M.L., Andres, C.J. (1989) A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2 (2), 173-184.
93. Lui J, Setcos JC, Phillips RW. *Lui, J.L., Setcos, J.C., Phillips, R.W. (1986) Temporary Restorations: A Review. Operative Dentistry, 11 (3), 103-110.*
94. Krug RS. Krug, R.S. (1975) Temporary resin crowns and bridges. *Dental Clinics of North America*, 19 (2), 313-320.
95. Kaiser DA, Cavazos E, J. Kaiser, D.A., Cavazos, E., Jr. (1985) Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dental Clinics of North America*, 29 (2), 403-412.
96. Davidoff SR. Heat-processed acrylic resin provisional restorations: An in-office procedure. *J Prosthet Dent*. 1982;48(6):673-675.
97. Kim S. Exotherm behavior of the polymer-based provisional crown and fixed partial denture materials. *Dental Materials*. 2004;20(4):383-387.

98. Watts D.C, Haywood C.M, Smith R. Thermal diffusion through composite restorative materials. *Br Dent J*. 1983;154(4):101-103.
99. Whalen S B.M. : Intrapulapal temperature increases with temporary crown and bridge materials. *Gen Dent* 51:534-7, 2003.
100. Erkut S. Provisional restorations for occlusal inlays using an orthodontic ligature tie. *J Prosthet Dent*. 2005;93(6):584-585.
101. Stanley H.R. Pulpal response to dental techniques and materials. *Dent Clin North Am* 15(1):115- 26,1971.
102. Capp, NJ. (1985) The diagnostic use of provisional restorations. *Restorative Dentistry*, 1 (4), 92, 94-98.
103. Christensen G.J. The fastest and best provisional restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(5):637-639.
104. Christensen G.J. The fastest and best provisional restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(5):637-639.
105. Heimer S, Schmidlin P.R, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):419-425.
106. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):666-673.
107. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu P.K, Lassila L.V, Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J*. 2018;37(1):49-58.
108. Najeeb S, Zafar M.S, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12-19.
109. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):692-702.
110. Merk S, Wagner C, Stock V, et al. Suitability of Secondary PEEK Telescopic Crowns on Zirconia Primary Crowns: The Influence of Fabrication Method and Taper. *Materials*. 2016;9(11):908.
111. Bae S.Y, Park J.Y, Jeong I.D, Kim H.Y, Kim J.H, Kim W.C. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):106-112.
112. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):680-682.

113. Tasopoulos T, Chatziemmanouil D, Kouveliotis G, Karaiskou G, Wang J, Zoidis P. PEEK Maxillary Obturator Prosthesis Fabrication Using Intraoral Scanning, 3D Printing, and CAD/CAM. *Int J Prosthodont*. 2020;33(3):333-340.
114. Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. *Clin Oral Investig*. 2020;24(10):3457-3466.
115. Abdullah A.O, Tsitrou E.A, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(3):258-263.
116. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin P.R. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12.
117. Skurow H.M., Nevins, M. (1988) *The Rationale of the Preperiodontal Provisional Biologic Trial Restoration*. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 8 (1), 8-29.
118. Lowe, R.A. (1987) *The Art and Science of Provisionalization*. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 7 (3), 64-73.
119. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2003;89(2):170-174.
120. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin P.R, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1278-1288.
121. Richard D. Trushkowsky. Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. Published online 1992:415-419.
122. Krug R.S. Temporary Resin Crowns and Bridges. *Dent Clin North Am*. 1975;19(2):313-320.
123. Koumjian J.H, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1990;64(6):654-657.
124. Doray P.G, Wang X, Powers J.M, Burgess J.O. Accelerated Aging Affects Color Stability of Provisional Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*. 1997;6(3):183-188.
125. Davidoff S.R. Heat-processed acrylic resin provisional restorations: An in-office procedure. *J Prosthet Dent*. 1982;48(6):673-675.
126. Hammond B.D, Cooper J.R, Lazarchik D.A. Predictable Repair of Provisional Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2009;21(1):19-24.
127. Zwetchkenbaum S, Weiner S, Dastane A, Vaidyanathan TK. Effects of relining on long-term marginal stability of provisional crowns. *J Prosthet Dent*. 1995;73(6):525-529.
128. Donovan T.E, Hurst R.G, Campagni W.V. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):522-524.

129. Chee W.W.L, Donovan T.E, Daftary F, Siu T.M. Effect of chilled monomer on working time and transverse strength of three autopolymerizing acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1988;60(1):124-126.
130. Ehrenberg D.S, Weiner S. Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):139-148.
131. Ehrenberg D, Weiner G.I, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006;95(3):230-236.
132. Larson W.R, Dixon D.L, Aquilino S.A, Clancy J.M.S. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 1991;66(6):816-820.
133. Chen W.C, Hung C.C, Huang Y.C, Wang C.K, Wang J.C. Fracture load of provisional fixed partial dentures with long-span fiber-reinforced acrylic resin and thermocycling. *J Dent Sci*. 2009;4(1):25-31.
134. Chen H.L, Lai Y.L, Chou I.C, Hu C.J, Lee S.Y. Shear Bond Strength of Provisional Restoration Materials Repaired with Light-cured Resins. *Oper Dent*. 2008;33(5):508-515.
135. Balkenhol M, Michel K, Stelzig J, Wöstmann B. Repairability of Cross-linked Biopolymers. *J Dent Res*. 2009;88(2):152-157.
136. Boyer D.B, Chan K.C, Reinhardt J.W. Build-up and Repair of Light-cured Composites: Bond Strength. *J Dent Res*. 1984;63(10):1241-1244.
137. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted Methacrylate Groups on the Surfaces of Composite Resins. *J Dent Res*. 1982;61(6):791-796.
138. Balkenhol M, Meyer M, Michel K, Ferger P, Wöstmann B. Effect of surface condition and storage time on the repairability of temporary crown and fixed partial denture materials. *J Dent*. 2008;36(11):861-872.
139. Tezvergil A, Lassila L.VJ, Vallittu P.K. Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *J Dent*. 2003;31(8):521-525.
140. Cavalcanti andrea nóbrega, de lima adriano fonseca, peris alessandra rezende, mitsui fabio hiroyuki ogata, marchi giselle maria. Effect of Surface Treatments and Bonding Agents on the Bond Strength of Repaired Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2007;19(2):90-98.
141. J Am. Fan PL. *Porcelain Repair Materials*.; 1999.
142. Piwowarczyk A, Lauer H.C, Sorensen J.A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):265-273.
143. Shahverdi S, Canay S.U, Sûahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*. 1998;25(9):699-705.

144. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*. 1999;15(6):426-433.
145. Lee Y.G, Moon S.R, Cho Y.G. Effect of cutting instruments on the dentin bond strength of a self-etch adhesive. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*. 2010;35(1):13.
146. Kern M, Thompson V.P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):453-461.
147. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003;30(2):194-203.
148. Oh W suck, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*. 2003;90(3):241-246.
149. Wolf P.M, Powers J.M, O’Keefe K.L. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dental Materials*. 1992;8(3):158-161.
150. Thurmond J.W, Barkmeier W.W, Wilwerding T.M. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355-359.
151. Kupiec K.A, Wuertz K.M, Barkmeier W.W, Wilwerding T.M. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):119-124.
152. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591-1596.
153. Dundar B, Guzel K.G. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci*. 2011;26(6):777-782.
154. Akin H, Tugut F, Emine Akin G, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*. 2012;27(2):333-338.
155. Craig R.G. Testing of dental materials and biomechanics . Published online 2012.
156. Wendler M, Belli R, Petschelt A, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.
157. Ban S, Anusavice K.J. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*. 1990;69(12):1791-1799.
158. Hsueh C.H, Luttrell C.R, Becher P.F. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Materials*. 2006;22(5):460-469.
159. Robert Kelly J. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):513-530.
160. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*. 2004;32(2):91-99.

161. Kelly .J.R. Perspectives on strength. *Dental Materials*. 1995;11(2):103-110.
162. Albakry M, Guazzato M, Swain M.V. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):374-380.
163. Küçük Kurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji İle İlgili Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. Published online July 18, 2018.
164. Wang L, D'Alpino P.H.P, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2003;11(3):162-167.
165. Kelly J.R, Benetti P, Rungruangnunt P, Bona A Della. The slippery slope – Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*. 2012;28(1):41-51.
166. Elmas M.S, Göncü Başaran E, İzgi A.D. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. Published online July 15, 2021:1-1.
167. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*. 2010;26(2):e100-e121.
168. Cardoso P.E.C, Braga R.R, Carrilho M.R.O. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*. 1998;14(6):394-398.
169. Thammajaruk P, Buranadham S, Thanatvarakorn O, Ferrari M, Guazzato M. Influence of glass-ceramic coating on composite zirconia bonding and its characterization. *Dental Materials*. 2019;35(1):105-113.
170. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *J Dent Res*. 1997;76(6):1298-1307.
171. Meira J.B.C, Ballester R.Y, Lima R.G, Martins de Souza R, Driemeier L. Geometrical aspects on bi-material microtensile tests. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2005;27(3).
172. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*. 2008;24(4):536-547.
173. Kansal R, Rani S, Kumar M, Kumar S, Issar G. Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (RelyX ultimate and RelyX U200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(4):601.
174. Pamato S, do Valle A, de Andrade G, Vidotti H, So M, Pereira J. Does hybridized dentin affect bond strength of self-adhesive resin cement? *J Clin Exp Dent*. Published online 2016:0-0. doi:10.4317/jced.52980
175. Chung S.M, Yap A.U.J, Chandra S.P, Lim C.T. Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res*. 2004;71B(2):278-283. 3

176. Fabris D, Souza J.C.M, Silva F.S, et al. The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. *Ceram Int*. 2016;42(9):11025-11031.
177. Quinn G.D. Weibull Strength Scaling for Standardized Rectangular Flexure Specimens. *Journal of the American Ceramic Society*. 2003;86(3):508-510.
178. Dinçkal Yanıkoğlu N, Sakarya RE. Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*. 2020;9(5):9720-9734.
179. Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent*. 2014;42(9):1105-1114.
180. Thurmond J.W, Barkmeier W.W, Wilwerding T.M. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355-359.
181. Shahverdi S, Canay Sû, Sûahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*. 1998;25(9):699-705.
182. M Özcan, W. Niedermeier. Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs. *International Journal of Prosthodontics*,. Published online 2002.
183. Blum I.R, Nikolinakos N, Lynch C.D, Wilson N.H.F, Millar B.J, Jagger D.C. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent*. 2012;40(11):906-912.
184. Phark J.H, Duarte S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent*. 2009;101(1):29-38.
185. Blatz M.B, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268-274.
186. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dental Materials*. 2004;20(5):498-508.
187. Zhang Y, Lawn B.R, Rekow E.D, Thompson V.P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2004;71B(2):381-386.
188. Borges G.A, Sophr A.M, de Goes M.F, Sobrinho L.C, Chan D.C.N. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):479-488.
189. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig*. 2018;22(8):2787-2797.
190. Atsu S.S, Kilicarslan M.A, Kucukesmen H.C, Aka P.S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):430-436.

191. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012;40(6):475-484.
192. Lawson N.C, Robles A, Fu C.C, Lin C.P, Sawlani K, Burgess J.O. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2015;43(10):1229-1234.
193. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. D.M, K.L. VL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*. 2011;27(1):17-28
194. Çakir N, Demirbuga S, Balkaya H, Karadaş M. Bonding performance of universal adhesives on composite repairs, with or without silane application. *Journal of Conservative Dentistry*. 2018;21(3):263.
195. Şişmanoğlu S, Gürçan AT, Yıldırım-Bilmez Z, Turunç-Oğuzman R, Gümüştas B. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(1):22.
196. J.P Matinlinna, M.özcan. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*. Published online 2014.
197. Jeong K.W, Kim S.H. Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(2):95.
198. Digholkar S, Madhav V.N V., Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2016;16(4):328.
199. Osman R, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *Int J Prosthodont*. 2017;30(2):182-188.
200. Shim J.S, Kim J.E, Jeong S.H, Choi Y.J, Ryu J.J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):468-475.
201. Çakmak G, Cuellar A.R, Donmez M.B, et al. Effect of Printing Layer Thickness on the Trueness and Margin Quality of 3D-Printed Interim Dental Crowns. *Applied Sciences*. 2021;11(19):9246.
202. Park G.S, Kim S.K, Heo S.J, Koak J.Y, Seo D.G. Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. *Materials*. 2019;12(16):2533.
203. You S.G, You S.M, Lee B.I, Kim D.Y, Kim J.H. Effect of layer thickness setting on the adaptation of stereolithography apparatus–fabricated metal frameworks for removable partial dentures: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2022;127(2):276-281.
204. Palin W.M, Fleming G.J.P, Trevor Burke F.J, Marquis P..M, Randall R.C. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent*. 2003;31(8):549-557.

205. Chung S.M, Yap A.U.J, Chandra S.P, Lim C.T. Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;71B(2):278-283.
206. Gale M.S, Darvell B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89-99.

