



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ENDODONTİK TEDAVİ UYGULANMIŞ DİŞLERDE FARKLI
CAD/CAM MATERYALLERİYLE ÜRETİLEN ENDOKURONLARDA
AŞINMANIN İNCELENMESİ**

CENGİZ SEVİL
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EŞ DANIŞMAN
PROF. DR. PINAR YILMAZ ATALI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2025



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ENDODONTİK TEDAVİ UYGULANMIŞ DİŞLERDE FARKLI
CAD/CAM MATERYALLERİYLE ÜRETİLEN ENDOKURONLARDA
AŞINMANIN İNCELENMESİ**

CENGİZ SEVİL
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EŞ DANIŞMAN
PROF. DR. PINAR YILMAZ ATALI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmemiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

CENGİZ SEVİL



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca kıymetli bilgi, birikim ve deneyimleriyle bana yol gösteren, destek ve emeklerini esirgemeyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU'na, Uzmanlık eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında desteğini, tecrübesini ve sabrını benimle paylaşan değerli eş danışman hocam sayın Prof. Dr. Pınar YILMAZ ATALI'ya, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum uzmanlık eğitimi süresince değerli bilgilerini paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı değerli hocam Prof. Dr. Şebnem Begüm TÜRKER' e ve eğitim öğretim hayatıma katkıda bulunan Anabilim Dalı öğretim üyelerimiz Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN, Prof. Dr. Rifat GÖZNELİ, Doç. Dr. Buket EVREN, Doç. Dr. Yılmaz Umut ASLAN, Dr. Öğr. Üyesi Ceren KÜÇÜK, Dr. Öğr. Üyesi Zeliha ŞANIVAR ABBASGHOLİZADEH, Dr. Öğr. Üyesi Banu UYSAL ÖZEL, Dr. Öğr. Üyesi Şükrü Can AKMANSOY, Dr. Öğr. Üyesi Sinem VURAL'a, Tezimin planlanması ve uygulamasında akademik bilgileri ile katkıda bulunan hocam sayın Doç. Dr. Dilek TÜRKAYDIN'a, Tez sürecinin her aşamasında yardımcı olan kıymetli meslektaşım Nazlı Zeynep KUZU'ya, Tez çalışmamdaki ve tüm uzmanlık eğitimi boyunca yardımlarından dolayı başta Aşkın ŞAHİN olmak üzere tüm Optimal Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına, Tez çalışmam boyunca ve klinik uygulamalarım sırasında her zaman yardımına koşan sayın Cdt. Oktay Temur'a, Bu süreçte hep yanımda olan yol arkadaşım ve eşkıdemim Kübranur TÜRKKOT ve asistan arkadaşlarım Mehmed ÇANAKÇI, İzel AKDEMİR, Ezgi GÖLER, Şeyma ATLI ve Yaren DİLCİ HALMEDOV'a, Birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma ve fakültemiz idari ve yardımcı personellerine, Bu günlere gelmemdeki haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sevgili annem Türkan SEVİL, babam Celil SEVİL ve kardeşim Aylin SEVİL'e En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ.....	i
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	iii
TABLO LİSTESİ.....	v
1.ÖZET	1
2.SUMMARY	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Endodontik Tedavi Sonrası Meydana Gelen Değişiklikler	6
4.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu.....	7
4.2.1. Direkt restorasyonlar	8
4.2.1.1. Amalgam restorasyonlar	8
4.2.1.2. Kompozit rezin restorasyonlar.....	8
4.2.2. Koronal Yapının Güçlendirilmesi	9
4.2.2.1. Tüberkül kaplama	9
4.2.2.2. Fiber takviyeli kompozitlerin kullanımı	9
4.2.2.3. Kök kanal postlarının kullanımı	11
4.2.3. İndirekt Restorasyonlar.....	11
4.2.3.1. Endokuronlar	12
4.2.3.1.1. Endokuron endikasyonları.....	13
4.2.3.1.2. Endokuronların kontrendikasyonları	13
4.2.3.1.3. Endokuron preparasyonu	13
4.3. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri (CAD/CAM).....	15
4.3.1. Bilgisayar destekli tarama, tasarım ve üretim	15
4.3.2. CAD/CAM sistemlerin avantajları	16
4.3.3. CAD/CAM sistemlerin dezavantajları.....	17
4.3.4. Bilgisayar destekli üretim yöntemleri.....	17
4.3.4.1. Eksiltme yöntemiyle üretim.....	17
4.3.4.2.Ekleme yöntemiyle üretim.....	18
4.3.4.2.1. Stereolitografi (SLA).....	19
4.3.4.2.2. Dijital ışık işleme (DLP).....	20
4.3.5. CAD/CAM materyalleri	21
4.3.5.1. Eklemeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller.....	21
4.3.5.1.1. Metallerin eklemeli üretimi	21
4.3.5.1.2. Polimerik malzemelerin eklemeli üretimi	22
4.3.5.1.3. Seramiklerin Eklemeli Üretimi.....	22
4.3.5.2. Dental Seramikler	22
4.3.5.2.1. Rezin matriks seramikler	24
4.3.5.2.2. Silikat seramikler	25

4.3.5.2.2.1. Geleneksel feldspatik seramikler.....	25
4.3.5.2.2.2. L�sitle güçlendirilmiş seramikler	25
4.3.5.2.2.3. Lityum silikat seramikler.....	26
4.3.5.2.3. Oksit seramikler.....	27
4.3.5.2.3.1. Alüminyum oksit	27
4.3.5.2.3.2. Zirkonya oksit.....	27
4.3.5.3. Polimer bazlı materyaller.....	28
4.3.5.3.1. Polimetilmetakrilat (PMMA)	28
4.3.5.3.2. Yüksek Performanslı Polimerler	28
4.3.5.4. Kompozit rezinler	29
4.4. CAD/CAM Materyallerinin Yüzey İşlemi ve Bağlanma Süreci	29
4.5. Simantasyon.....	30
4.5.1. Resin simanlar	31
4.5.2. Konvansiyonel Resin Simanlar	31
4.5.3. Self adeziv resin simanlar.....	31
4.5.4. Resin simanlarda yapılan modifikasyonlar	32
4.6. Aşınma.....	32
4.6.1. A�ız bo�lu�unda triboloji	33
4.6.2. Restoratif materyallerin aşınma özelliklerini etkileyen faktörler	34
4.6.3. Aşınma değerlendirme yöntemleri	35
4.6.3.1. Klinik değerlendirme yöntemleri.....	35
4.6.3.2. Laboratuvar yöntemleri	36
5.GEREÇ VE YÖNTEM	38
5.1. Gereç.....	38
5.1.1. Doğal dişlerin toplanması ve kavite preparasyonu.....	38
5.1.2. Dişlerin restorasyonu ve simantasyonu	38
5.1.3. Restorasyonların taranması.....	39
5.1.4. Örneklerin ya�landırılması	39
5.1.5. Aşınma miktarının belirlenmesi	39
5.2. Yöntem	41
5.2.1. Çalışma gruplarının oluşturulması.....	41
5.2.2. Dişlerin toplanması ve saklanması	41
5.2.3. Dişlerin hazırlanması.....	42
5.2.4. Di�lere endodontik tedavi uygulanması	42
5.2.5. Kavite preparasyonu	42
5.2.6. Preparasyon yüzeylerinin hazırlanması	43
5.2.7. Kavite taban materyallerinin uygulanması	43
5.2.8. Geçici restorasyonların yapılması	46
5.2.9. Restorasyonların taranması, dizaynı ve �retimi	46
5.2.9.1. Nano-seramik hibrit blok ve lityum disilikat esaslı cam seramik blok ile restorasyonların �retimi.....	47
5.2.9.2. Seramik doldurucu hibrit 3D baskı rezini ile restorasyonların dizaynı ve �retimi.....	48
5.2.10. Yüzey hazırlık işlemleri ve simantasyon.....	49
5.2.10.1. Lityum disilikat cam-seramik blokları simantasyonu	49

5.2.10.2. Nano-seramik hibrit blokların ve üç boyutlu yazıcılarda üretilen seramik dolduruculu hibrit kompozitin simantasyonu	51
5.2.11. Başlangıç yüzey taraması	51
5.2.12. Örneklerin termo-mekanik olarak yaşlandırılması	52
5.2.13. Aşınma ölçümleri	52
5.2.14. İstatistiksel analiz	53
6.BULGULAR.....	55
6.1. Üst Yapı Materyallerinde Meydana Gelen Aşınma Miktarının Karşılaştırılması.....	55
6.2. Kullanılan Kaide Materyallerine Göre Aşınma Miktarının Karşılaştırılması	56
6.3. Polietilen Fiber Şerit Kullanımına Göre Aşınma Miktarının Karşılaştırılması.....	57
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	58
8.KAYNAKÇA.....	71
9. ÖZGEÇMİŞ.....	90
Kişisel bilgiler.....	90
İş Deneyimi.....	90
10. BİLİMSEL FAALİYETLER	91
11. EKLER	92
11.1. Etik Kurul Onayı	92

KISALTMALAR LİSTESİ

%: Yüzde

°: Derece

10-MDP: 10-metakriloksidekil dihidrojen fosfat

3D: Üç boyutlu

3Y-PSZ: %3 mol itriya ile stabilize edilmiş geleneksel zirkonya polikristali

ADA: Amerikan Diş Hekimliği Birliği

AFM: Atomik kuvvet mikroskobu

ASTM: Amerikan Test ve Malzeme Derneği

BEWE: Temel Eroziv Aşınma İndeksi

Bis-EMA: Etiloksile Bisfenol A

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat dimetakrilat

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Bilgisayar destekli üretim

DLP: Dijital ışık işleme

EDTA: Etilendiamintetraasetik asit

HF: Hidroflorik asit

ISO/TS: Uluslararası Standardizasyon Örgütü / Teknik Şartname

mm: Milimetre

MOD: Mesiodistooklüzal

MTA: Mineral trioksit agregat

N: Newton

NaOCl: Sodyum hipoklorit

PEEK: Polietereterketon

PMMA: Polimetil metakrilat

RMCS: Rezin matriks seramikler

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

SLA: Stereolitografi

sn: Saniye

SPSS: Statistical Package for the Social Sciences

STL: Standart Tessellation Language

TWI: Diş aşınma indeksi

USPHS: Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi

µm: Mikrometre



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. SLA teknolojisinin çalışma diyagramı.....	20
Şekil 2. DLP teknolojisinin çalışma diyagramı.....	21
Şekil 3. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflaması	23
Şekil 4. Dental Seramiklerin Sınıflaması	24
Şekil 5. Çekilmiş dişlerin mine-sement sınırından otopolimerizan akrilik içerisine gömülmesi	42
Şekil 6. Endokuron kavite preparasyonu.....	43
Şekil 7. Preparasyon yüzeylerinin hazırlanması.....	43
Şekil 8. Termovisköz bulk-fill kompozit rezin ile kavite tabanına 2 mm kaide uygulanması ve polietilen fiber şeritin uygulanması	44
Şekil 9. Termovisköz bulk-fill kompozit kapsülleri ve kompozit tabancası (VisCalor Dispenser)	44
Şekil 11. Sonik titreşimler ile akışkan hale gelebilen bulk-fill kompozit rezin ve sonik titreşim oluşturan özel el aleti (SonicFill™ Handpiece)	45
Şekil 12. Polietilen fiber şerit ve universal adeziv ile ıslatılması.....	46
Şekil 13. Geçici restorasyon uygulanması	46
Şekil 14. Restorasyonların taranması ve dizaynı.....	47
Şekil 15. Nano-seramik hibrit blok ile restorasyonların üretilmesi.....	47
Şekil 16. Lityum disilikat cam seramik blok ile restorasyonların üretilmesi.....	48
Şekil 17. DLP teknolojisini kullanan üç boyutlu yazıcı ve post-kür amacıyla kullanılan polimerizasyon cihazı	49
Şekil 18. Preparasyon yüzeylerinin ortofosforik asitle pürüzlendirilmesi ardından dual-cure universal adezivin uygulanması.....	49
Şekil 19. Lityum disilikat esaslı materyalin simantasyon yüzeylerinin hazırlanması amacıyla % 5-9 hidroflorik asitin uygulanması, yıkanması ve silan uygulaması	50
Şekil 20. Dual-cure adeziv simanın uygulanması ve LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi	50
Şekil 21. Örneklerin CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde taranması.....	51
Şekil 22. Çiğneme Simülatörü (Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya).....	52
Şekil 23. Termomekanik yaşlandırma parametreleri	52
Şekil 24. Termomekanik yaşlandırma öncesi ve sonrasına üç boyutlu görüntülerin hacimsel değişiminin hesaplanması.....	53

Şekil 25. Materyallerin aşınma miktarlarının karşılaştırılması sütun grafiği.....	55
Şekil 26. Kaide materyallerine göre aşınma miktarı sütun grafiği.....	56



TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozitler ve adeziv sistem.....	39
Tablo 2. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı	40
Tablo 3. Çalışmada kullanılan indirekt materyaller ve simantasyon sistemi.....	40
Tablo 4. Çalışmada restorasyonları güçlendirmek için kullanılan materyal ve adeziv sistem	40
Tablo 5. Çalışmada kullanılan geçici restoratif materyal	41
Tablo 6. Çalışma grupları	41
Tablo 8. Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmaları testi sonucu	56
Tablo 9. Kaide materyallerine göre aşınma miktarı.....	56
Tablo 10. Polietilen fiber şerit kullanımının aşınma miktarına etkisi.....	57



1.ÖZET

Tezin başlığı: Endodontik Tedavi Uygulanmış Dişlerde Farklı Cad/Cam Materyalleriyle Üretilen Endokuronlarda Aşınmanın İncelenmesi

Öğrencinin Adı Soyadı: Cengiz SEVİL

Danışmanın Adı Soyadı: Doç. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU

Eş Danışmanın Adı Soyadı: Prof. Dr. Pınar YILMAZ ATALI

Programın Adı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Bu çalışmanın amacı, endodontik tedavi görmüş dişlerde farklı CAD/CAM materyalleriyle üretilen endokuron restorasyonların çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma sonrası aşınma miktarlarını karşılaştırmaktır. Ayrıca endokuronların tabanında kullanılan iki farklı bulk-fill kompozit rezin ve polietilen fiber şerit ile güçlendirme uygulamasının aşınmaya etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Endodontik tedavi sonrası 96 adet molar diş endokuron restorasyonu uygulanmıştır. Dişler kavite tabanlarında SonicTMFill3 ve VisCalor Bulk bulk fill kompozit rezinler kullanılarak iki ana gruba ayrılmış ve her grubun yarısına polietilen fiber eklenmiştir. Restorasyonlar nano-seramik hibrit, lityum disilikat cam seramik ve 3D baskı kompozit rezin materyallerinden üretilerek 12 alt grup oluşturulmuştur. Örnekler, CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) tarayıcı ile taranmış ve dual akslı çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik CS-4.2) termomekanik yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Örnekler tekrar taranarak aşınma miktarı ölçümleri OraCheck (Cyfex, Zürih, İsviçre) programı ile hesaplanmıştır. Veriler SPSS programı ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Lityum disilikat esaslı cam seramik, 3D baskı kompozit rezin ve nano-seramik hibrit materyallerinin aşınma miktarları arasında tüm malzeme çiftleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Kavite tabanında farklı bulk-fill rezin kompozit kullanımının aşınma miktarına etkisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,298$). Polietilen fiber kullanımının aşınma miktarına etkisi ile ilgili istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,466$). Önem düzeyi $p < 0,05$ alınmıştır.

Sonuç: Endokuron restorasyonlarında kullanılan nanohibrit seramik, 3D baskı rezini ve lityum disilikat cam seramiklerin klinik olarak yeterli performans gösterdiği tespit edilmiştir. Endokuron restorasyonların bulk fill kompozit ve polietilen fiber ile güçlendirme uygulamasının ise aşınma miktarına anlamlı etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Endokuron, CAD/CAM, Bulk Fill kompozit rezin, Polietilen fiber, Aşınma

2.SUMMARY

Thesis Title: Investigation of Wear in Endocrowns Fabricated with Different CAD/CAM Materials in Endodontically Treated Teeth

Student Name and Surname: Cengiz SEVİL

Supervisor Name and Surname: Assoc. Prof. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU

Co-Supervisor Name and Surname: Prof. Dr. Pınar YILMAZ ATALI

Program Name: Department of Prosthodontics

Objective: The aim of this study was to compare the amount of wear in endocrown restorations fabricated with different CAD/CAM materials following thermomechanical aging in a chewing simulator, applied to endodontically treated teeth. Additionally, it was aimed to evaluate the effect of two different bulk-fill composite resins and polyethylene fiber strip reinforcement application at the cavity base on the wear behavior.

Materials and Methods: After endodontic treatment, endocrown restorations were applied to 96 molar teeth. The teeth were divided into two main groups according to the cavity base materials used: Sonic™Fill3 and VisCalor Bulk bulk-fill composite resins. Each main group was further subdivided based on whether polyethylene fiber reinforcement was applied, resulting in 12 subgroups with restorations fabricated from nano-hybrid ceramic, lithium disilicate glass ceramic and 3D-printed composite resin materials. All specimens were scanned using a CEREC In Lab InEos X5 scanner (Sirona, Bensheim, Germany) and subjected to thermomechanical aging in a dual-axis chewing simulator (SD Mechatronik CS-4.2) and rescanned. Wear measurements were performed using the OraCheck software (Cyfex, Zurich, Switzerland), and statistical analyses were conducted using SPSS software.

Results: A statistically significant difference was found in the wear amounts among all material pairs of lithium disilicate-based glass ceramic, 3D-printed composite resin, and nano-hybrid ceramic materials ($p < 0.05$). The use of different bulk-fill composite resins as base materials in the cavity did not result in a statistically significant difference in wear amounts ($p = 0.298$). Similarly, the use of polyethylene fiber strips had no statistically significant effect on wear ($p = 0.466$). The level of significance was set at $p < 0.05$.

Conclusion: Nano-hybrid ceramic, 3D-printed resin, and lithium disilicate glass ceramic materials used in endocrown restorations were found to exhibit clinically acceptable performance in terms of wear amount. However, reinforcement of endocrown restorations with bulk-fill composite resins and polyethylene fiber strips did not have a statistically significant effect on the amount of wear.

Keywords: Endocrown, CAD/CAM, Bulk-fill composite resin, Polyethylene fiber, Wear

3.GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu çürük, travma, endodontik kavite preparasyonu, dentin sklerozu ve endodontik irrigasyon gibi etkenlere bağlı olarak oluşan biyomekanik değişiklikler nedeniyle klinisyenler için zorlayıcı bir konu olmaktadır (Mannocci ve ark., 2022; Dietschi ve ark., 2011). Endodontik tedavi görmüş bir dişin restorasyonuna ilişkin karar verme süreci birbirleriyle ilişkili biyolojik ve mekanik birçok faktörün dikkate alınmasını gerektirmektedir (Bhuva ve ark.,2021).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin başarısının ve uzun ömürlülüğünün; tedavi kalitesi, dişin fonksiyonu, formu ve estetiğini koruyacak uygun koronal restorasyona bağlı olduğu belirtilmiştir (AlDabeeb ve ark.,2023). Aşırı madde kaybı bulunmayan endodontik tedavili dişlerde direkt restorasyonlar veya minimal invaziv yaklaşımlar yeterli olabilmektedir. Ancak ciddi doku kaybı bulunan durumlarda kuron restorasyonuna yeterli desteğin sağlanabilmesi amacıyla post ve kor yerleştirilmesini içeren daha kapsamlı restoratif işlemlere ihtiyaç duyulabilmektedir (Dong ve ark.,2024; Schwendicke ve Stolpe, 2017). Prefabrike cam fiber postlar estetik, homojen gerilim dağılımı, kullanım kolaylığı ve klinik başarıları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Fiber postun kullanıldığı durumlarda metal postlarla benzer şekilde uygulama öncesinde kök kanalında hazırlık gerekmektedir. Bu süreçte kanal dolgusu kısmen uzaklaştırılıp kök kanalı genişletildiğinden diş dokusunun kırılma direncinin azalabileceği bildirilmiştir (Tribst ve ark., 2018).

Adeziv diş hekimliğindeki ilerlemeler, yeni adeziv materyallerin ve tekniklerin geliştirilmesiyle birlikte post-kor ve kuron restorasyonlarına olan ihtiyaç azalmıştır. Endodontik tedavi görmüş posterior dişlerin restorasyonunda daha konservatif ve basit bir yaklaşım olarak endokuronların kullanımı önerilmiştir (Dikici ve ark., 2024). Endokuron, pulpa odasına tutunarak tek parça halinde yapılan bir restorasyondur. Bu yöntemin en büyük avantajlarından biri retansiyon sağlamak için kök dentinin çıkarılmasına gerek duyulmaması ve kanal içi dolgunun kaldırılması sırasında oluşabilecek kontaminasyon riskinin önlenmesidir. Ayrıca diş dokusunu korumak amacıyla bitim hattının supragingival seviyede hazırlanması sayesinde geleneksel kuronlara kıyasla daha iyi stres dağılımı ve artmış kırılma direnci sağlanmaktadır. (Da Cunha ve ark., 2017; AlDabeeb ve ark., 2023).

Endokuron kavitelerinin taban kısmında kullanılan bulk-fill kompozit rezinler, tek katman halinde uygulanabilmeleri ve elastik modülünün yüksek olması sayesinde adeziv ara yüzde daha az stres birikimi sağlamaktadır (Tribst ve ark., 2021). Farklı bulk-fill kompozitlerin

aşınma direnci ve mekanik özellikleri arasındaki farklılıklar klinik başarıyı etkileyebilmektedir (Van Ende ve ark., 2017).

Kompozit restorasyonlarla ilgili bazı çalışmalarda, fiber takviyesinin kompozit restorasyonların dayanımını artırdığı gösterilmiştir (Fildişi ve Dalkılıç, 2022). Fiber tabakasının bir gerilim kırıcı olarak işlev görmesi ve çatlak ilerlemesini durdurması sayesinde oluşabilecek kırıkların mine-sement birleşimi üzerinde ve onarılabilir şekilde gerçekleştiği bildirilmiştir (Dere ve ark., 2010; Garoushi ve ark., 2009).

Endokuronda kullanılan restorasyon materyalinin, endokuronların mekanik özelliklerini ve performansını doğrudan etkileyebileceği bildirilmiştir (Sağlam ve ark., 2021; Ciobanu ve ark., 2023). Lityum disilikat cam seramik üstün mekanik özellikleri, estetik sonuçları ve diş yapısına bağlanabilme kapasitesi nedeniyle yaygın olarak önerilmektedir. Ayrıca yapılan çalışmalar, lityum disilikat cam seramiklerin özellikle lateral yükleme altında diğer materyallere kıyasla yüksek kırılma direncine sahip olduğunu göstermektedir (AlDabeeb ve ark., 2023; Sağlam ve ark., 2021). Kompozit CAD/CAM materyallerinin rezin siman ve adeziv sistemlerle benzer bileşime sahip olmasının malzemeler arasındaki adezyon kapasitesini artırabileceği bildirilmiştir. Böylece endokuronların monoblok yapısının desteklenerek uzun vadeli performanslarının iyileştirilebileceği düşünülmektedir (Bankoğlu ve ark., 2017; Sary ve ark., 2019). Rezin-seramik malzemelerin klinik gereksinimleri ve lityum disilikat takviyeli cam seramiklerin endikasyonlarını karşıladığı görülmektedir. Minimal invaziv yaklaşım imkanı sunan rezin seramikler estetik, yüksek sertlik ve iyi aşınma direnci sağlamaktadır (Laborie ve ark., 2024; Lawson ve ark., 2016).

Son zamanlarda 3D baskı yöntemiyle üretilen hibrit seramikler ise hızlı üretim yapabilme ve eksiltmeli sistemlere göre malzeme israfını azaltmasıyla popüler hale gelmektedir. 3D baskıyla üretilen restorasyonların mekanik özellikleri ve renkli parçacıklar eklenerek bireysel estetik gereksinimlere göre şekillendirilebilmesi de avantaj olarak görülmektedir (Graf ve ark., 2022).

CAD/CAM restorasyonları için malzeme seçimi yapılırken karşıt diş aşınmasının dikkate alınması gerekmektedir. Rezin-seramik malzemelerin, lityum disilikat seramiklere kıyasla daha hızlı aşındığı ancak karşıt mine üzerinde daha az aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir (Laborie ve ark., 2024). Aşınma süreci, etiyojiye bağlı olarak değişse de malzeme kaybı ve yüzeyde topografik değişimlere neden olmaktadır. Klinik olarak oklüzal morfolojide ve dikey boyutta değişimler gözlenebilmektedir. Ancak materyallerin yüksek sertlik ve düşük pürüzlülük gibi özellikleri aşınma direncini artırabilmektedir. (Yin ve ark., 2019; Koizumi ve ark., 2015; Dayan

ve Mumcu., 2019). Aşınmanın değerlendirildiği çalışmalarda örneklerin çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırmaya tabi tutulması işleminin restorasyonların ağız içi gerçek koşullar altındaki aşınma davranışlarının daha objektif değerlendirilmesini sağlayabileceği belirtilmiştir (Heintze ve ark., 2012).

Bu çalışmanın temel amacı, endodontik tedavi uygulanmış dişlerde farklı CAD/CAM materyalleri kullanılarak üretilen endokuron restorasyonların çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma sonrası meydana gelen aşınma miktarlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Ayrıca endokuron restorasyonun taban kısmında kullanılan 2 farklı bulk-fill kompozit rezin materyalinin polietilen fiber şerit ile güçlendirme uygulamasının endokuronlardaki aşınma miktarı üzerindeki etkisinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

Bu kapsamda sıfır hipotezlerimiz:

1. Farklı CAD/CAM materyallerinin endokuron materyali olarak kullanılmasının aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur.
2. Endokuronların tabanında kullanılan bulk-fill kompozit rezinlerin endokuronlardaki aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur.
3. Endokuron yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılan polietilen fiber şeritlerin endokuronlardaki aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Endodontik Tedavi Sonrası Meydana Gelen Değişiklikler

Endodontik tedavili dişler, vital dişlerden farklı yapısal özelliklere sahiptir. Endodontik tedaviyi takiben dişin vitalitesini kaybetmesiyle birlikte nem içeriği de bir miktar değişmektedir (Huang ve ark., 1992). Dentin sıvısı miktarında nem kaybıyla birlikte yaklaşık %9 oranında azalma görülürken bu sıvının organik ve inorganik yapısında bir değişiklik olmamaktadır (Helfer ve ark., 1992). Bu duruma bağlı olarak dişin elastisite modülü ve oransal limit değerlerinde hafif değişiklikler oluşmaktadır (Huang ve ark., 1992). Endodontik tedaviden sonra vital ve devital dişlerin dentin kollajenleri kıyaslandığında devital dişlerin kollajen ağlarında vital dişlere kıyasla moleküller arasındaki bağların eksik olduğu görülmüştür. Ayrıca endodontik tedavi nedeni ile oluşan nem kaybı da devital dişlerde dentin kollajen ağının zayıflamasına neden olmaktadır (Dimitriu ve ark., 2009).

Endodontik tedavili dişlerde giriş kavitesi hazırlığı, kanal genişletme, mevcut çürükler ve eski restorasyonlar nedeniyle dişlerin yapısal bütünlüğü bozulmaktadır (Huang ve ark., 1992). Endodontik tedavili dişlerin kırılabilirliğinin artışı, yalnızca fiziksel ve kimyasal değişimlere bağlı olmayıp geride kalan diş dokusu miktarına da bağlıdır. Bir in vitro çalışmada, vital dişlerin mikrosertliğinin endodontik tedavili dişlerden yalnızca %5 daha fazla olduğu bu dişlerdeki kırılabilirliğin biyolojik değişikliklerden ziyade dişteki madde kaybına bağlı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca oklüzal kavite preparasyonunun tüberkül dayanıklılığını %20 oranında azalttığı, mesiodistooklüzal (MOD) kavite preparasyonunun ise %63 azalttığı bildirilmiştir (Reeh ve ark., 1989).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kök kanallarının mekanik preparasyonu kök dentininin fiziksel özelliklerini değiştirmektedir. Kök kanallarının genişletilmesi ile dentinin inorganik yapıtaşları ve kollojen matriksi ortaya çıkarılmaktadır (Tartari ve ark., 2018). Kök kanallarının genişletilmesi sırasında kullanılan endodontik alet sistemlerinin boyutları, alaşımları, geometrileri dentinde mikro çatlaklara neden olmaktadır (Kim ve ark., 2010). Nikel titanyum eğeler ile yapılan mekanik şekillendirme sırasında dentin kalınlığı azalmaktadır. Bu durum kök kanalı içerisinde oluşan stres noktaları vertikal kök kırıkları ya da çatlakların oluşum riskini artırmaktadır (Kim ve ark., 2010; Adorno ve ark., 2009).

Endodontik tedavi ile dişlerin pulpa dokusunun uzaklaştırılmasıyla birlikte duyuşal geri bildirim mekanizması kaybolmaktadır (Paphangkorakit ve Osborn., 2000). Duyuşal geri

bildirimin azalmasının periodonsiyumda basınç eşliğini artırarak fonksiyonel aşırı yüklenmeye ve kırılma direncinin azalmasına neden olabileceği ifade edilmiştir (AlDabeeb ve ark., 2023).

Endodontik tedavi sırasında kullanılan sodyum hipoklorit (NaOCl), Etilendiamintetraasetik asit (EDTA), klorheksidin ve alkol gibi kimyasal ajanlar da diş dokuları üzerinde birtakım değişikliklere neden olabilmektedir (Qian ve ark., 2011). Sodyum hipoklorit, konsantrasyonu ve maruz kalma süresine bağlı olarak peptit zincirlerini hidrolize ederek dentin yapısını ve bağlanma özelliklerini etkileyebilmektedir (Hawkins ve Davies, 1998). Sodyum hipokloritin uzun süreli kullanımının dentinin mikrosertlik, eğilme dayanımı ve elastikiyet modülünü azaltarak dişlerin kırılma direncini artırabileceği belirtilmiştir (Gu ve ark., 2017). Endodontik tedavide kullanılan EDTA gibi şelasyon ajanları ise kalsiyum ve diğer proteinleri etkileyerek dentinde erozyon ve yumuşamaya neden olmaktadır. Mikrosertlikteki azalma EDTA'nın demineralize edici etkisiyle ilişkilendirilmektedir (Marques ve ark., 2024).

Renk değişikliği, endodontik tedavi sonrası görülebilen durumlardan bir diğeridir. Kök kanallarında şekillendirme ve yıkamanın yetersizliği, sodyum hipoklorit ve klorheksidinin birlikte kullanımı, kanal içi medikamentler, antibiyotikli patlar, mineral trioksit agregat (MTA), endodontik örtücüler ve geçici restorasyonların renk değişimine sebep olduğu bildirilmiştir (Kahler, 2022).

4.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu

Endodontik tedavi görmüş bir dişte uygun restorasyonu belirlerken dikkate alınması gereken hedefler şu şekilde sıralanabilir (Bhuva, 2008):

- Mikrobiyal sızıntının kök kanal sistemine girişinin önlenmesi,
- Dişin şeklinin, oklüzal stabilitesinin ve komşu dişlerle olan temas noktalarının yeniden sağlanması,
- Dişin fonksiyonunun geri kazandırılması,
- Kalan diş yapısının, çürük ve çürük dışı nedenlerle oluşabilecek sert doku kaybına veya kırıklara karşı korunması,
- Marjinal periodontal dokuların sağlığının korunması,
- Dişin optimal estetiğinin sağlanması.

Endodontik tedavi sonrası diş ve restorasyonların sağkalımı kalan diş yapısı, proksimal temas, dişin konumu, tüberkül kaplaması ve post kullanımı gibi faktörlerden etkilenmektedir. Ancak bu değişkenlerin etkisini randomize klinik çalışmalarla izole etmenin zor olduğu belirtilmiştir (Bhuva ve ark., 2021). Restorasyon stratejileri, direkt kompozit restorasyonlardan post-korona kadar değişmektedir. Kalan diş dokusu miktarı fazlaysa minimal invaziv yaklaşımlar

yeterli olabilirken büyük doku kayıplarında geleneksel post ve kor desteği gerekebileceği bildirilmiştir (Dong ve ark., 2024).

4.2.1. Direkt restorasyonlar

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda direkt ve indirekt tekniklerden yararlanılabilmektedir. Direkt restorasyonlar, restoratif materyalin diş üzerine yerleştirilip şekillendirilmesiyle tek aşamada uygulanmaktadır. İndirekt restorasyonlar ise hazırlanan dişin ölçüsünün dijital tarama veya geleneksel yöntemlerle alınmasıyla üretilmektedir. Genellikle, tüberküllerin korunması ile kalan diş yapısının esneme ve kırılmaya karşı direncini artırmak amacıyla indirekt restorasyonlar tercih edilmektedir (Bhuva ve ark., 2021).

Boren ve ark. (2015) yaptıkları bir retrospektif çalışmada kuronla restore edilen dişlerin 10 yıllık sürede daha yüksek sağkalım oranı gösterdiğini bildirmiştir (Boren ve ark., 2015). Pratt ve ark. (2016) ise direkt restorasyon uygulanan dişlerin kuronla restore edilen dişlere kıyasla 2,29 kat daha fazla çekim riski taşıdığını ortaya koymuştur (Pratt ve ark., 2016).

4.2.1.1. Amalgam restorasyonlar

Amalgam marjinal sızdırmazlık, aşınma direnci, basınç dayanımı ve düşük maliyeti nedeniyle uzun yıllar direkt restorasyon malzemesi olarak yaygın şekilde kullanılmıştır (Bhuva ve ark., 2021). Amalgam klinik olarak yüksek sağkalım oranlarına sahip olduğu için tercih edilmiştir. Ancak cıva toksisitesi, deformasyon eğilimi, yüksek termal genleşme katsayısı ve diş dokularına kimyasal bağlanmaması nedeniyle günümüzde daha az kullanılmaktadır. Ayrıca retansiyon sağlamak amacıyla sağlam diş dokusunun uzaklaştırılmasını gerektirmesi, estetik yetersizliği ve kalan diş dokusunu destekleyememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Belli ve ark., 2015).

Amalgamın özellikle MOD kavite açılmış endodontik tedavili dişler üzerinde kama etkisi yaratabileceği bildirilmiştir (Hansen ve ark., 1990). Kök kanal tedavili dişlerde farklı restoratif materyallerin oluşturduğu stres değerleri incelendiğinde en yüksek stresin amalgam restorasyonlarda görüldüğü belirlenmiştir (Soares ve ark., 2008).

4.2.1.2. Kompozit rezin restorasyonlar

Kompozit rezin restorasyonları, endodontik tedavi görmüş posterior dişlerde genellikle nihai restorasyon materyali olarak tercih edilmemektedir. Proksimal kayıplar, derin giriş kaviteleri ve tüberküllerin kaplanma gereksinimi restorasyon sürecini zorlaştırmaktadır. Giriş kavitesinin yalnızca oklüzal yüzeyle sınırlı olduğu durumlarda kompozit rezin restorasyonların uygun bir

seçenek olabileceği belirtilmiştir (Mannocci ve Cowie, 2014). Kompozit rezin ile yapılan direkt restorasyonların amalgama kıyasla daha yüksek kırılma direnci sağladığı ve intra-koronal güçlendirme etkisi sunduğu ifade edilmiştir (Soares ve ark., 2008).

Lempel ve ark. (2019) tarafından yapılan retrospektif bir çalışmada endodontik tedavili dişlerde direkt kompozit rezin restorasyonların başarısızlık nedenleri arasında dikey kök kırığı, tüberkül kırığı, restorasyon kırığı, sekonder çürük ve adezyon kaybı bildirilmiştir. Kalan tüberkül kalınlığının 2,5–3 mm olduğu durumlarda başarısızlık oranlarının daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Oklüzal stresler arttığında direkt kompozit rezin restorasyonların sağkalımının olumsuz etkilendiği sonucuna varılmıştır (Lempel ve ark., 2019). Büzülme stresine bağlı sorunların önlenmesi amacıyla fiberle güçlendirme tekniklerinin uygulanabileceği veya düşük viskoziteli materyallerin liner olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (Belli ve ark., 2015).

4.2.2. Koronal Yapının Güçlendirilmesi

Endodontik tedavi sonrası dişlerin kırılma direncini artırmak ve kalan diş dokularına destek olmak için koronal yapının güçlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir. Bu amaçla genellikle tüberkül kaplama, fiber post, fiber ağ ve bu uygulamaların farklı kombinasyonları uygulanmıştır (Yıkılğan ve Bala, 2013).

4.2.2.1. Tüberkül kaplama

Retrospektif çalışmaların büyük bir çoğunluğunda endodontik tedavili posterior dişlerde indirekt tüberkül kaplamalı restorasyonların direkt restorasyonlara kıyasla daha yüksek uzun süreli sağkalım gösterdiği bildirilmiştir. Kompozit rezin gibi direkt restoratif materyallerle restore edilen endodontik tedavili dişlerin performansının indirekt restorasyonlarla randomize klinik çalışmalarda nadiren karşılaştırıldığı belirtilmektedir. Mevcut kanıtların sınırlı olmasına rağmen indirekt restorasyonların uygulanmasının 4 ay geciktirilmesinin daha düşük sağkalım oranı ile ilişkili olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum indirekt restorasyonların zamanında uygulanmasının uzun vadeli başarı açısından önemli bir faktör olabileceğini göstermektedir (Bhuva ve ark., 2021). Endodontik tedavi görmüş premolar dişlerde yapılan bir çalışmada, tüberkül kaplaması yapılan dişlerin kırılma direncinin direkt kompozit restorasyon uygulanan dişlerden daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (Mondelli ve ark., 2009).

4.2.2.2. Fiber takviyeli kompozitlerin kullanımı

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda yeterli kırılma direncine sahip materyallerin kullanılması post-endodontik rehabilitasyonun başarısı için kritik bir unsur olarak kabul edilmektedir (Eskitaşcioğlu ve ark., 2002). Bu amaçla geliştirilen fiber takviyeli

kompozit rezinlerin, zayıflamış dentin yapısını hem yapısal hem de kimyasal yönden desteklediği; dentine benzer elastiklik modülü sayesinde stres yoğunluklarını düşürerek çatlak yayılımını sınırladığı bildirilmiştir (Selvaraj ve ark., 2023).

Son yıllarda baryum cam dolduruculu kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin piyasaya sunulmuştur. Üreticiler tarafından bu materyalin endodontik tedavi sonrasında restorasyon başarısızlığının ana nedeni olan çatlak oluşumunu engellediği ve restorasyonu güçlendirdiği ileri sürülmüştür (Keulemans ve ark., 2017). Anterior bölgede endodontik tedavi görmüş dişlerin kısa fiber takviyeli kompozitle restore edilmesi hâlinde fiber takviyeli kompozit post kullanımına göre daha yüksek yük taşıma kapasitesi elde edildiği bildirilmiştir. Rastgele dağıtılmış kısa fiberlerin stres dağılımını optimize ederek dişin yapısal bütünlüğünü koruduğu ve kırılma direncini artırdığı ifade edilmiştir (Garoushi ve ark., 2007; Forster ve ark., 2016). Kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin alt yapı katmanı olarak uygulandıklarında kalan diş dokusunun daha fazla korunmasına ve kırılma direncinin artmasına katkı sağladıkları da ortaya konmuştur (Eapen ve ark., 2017).

1992 yılında geliştirilen Ribbond'un (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD), ultra yüksek mukavemete sahip polietilen fiber şeritler olarak tasarlandığı ve adeziv sistemler ile birlikte uygulanabildiği belirtilmiştir (Ganesh ve Tandon, 2006). Polietilen fiber şeritlerin sentetik restoratif materyallere bağlantıyı artırmak amacıyla soğuk gaz plazması ile işleme tabi tutulduğu ve fiber ağ yapısı sayesinde kuvvetlerin transfer edilmesine olanak tanıdığı ifade edilmiştir. Polietilen ve cam fiberlerin kompozit rezinlerde kullanıldığında gerilimi azalttığı ve daha yüksek kırılma direnci ile eğilme modülü sağladığı rapor edilmiştir (Selvaraj ve ark., 2023). Eğilme direnci karşılaştırmalarında, çift kat uygulanan polietilen fiberlerin cam fiberlere göre üstün performans sergilediği belirlenmiştir (Junior ve ark., 2009). Bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında polietilen fiberlerin hem servikal bölgedeki stresleri hem de restoratif materyaldeki stresleri cam fibere kıyasla daha etkin şekilde absorbe ettiği ortaya konmuştur (Uzel ve ark., 2023).

Fiber takviyeli kompozit postların, dentine yakın elastik modülüsleri nedeniyle rijit metal postlara göre kök kırığı riskini azalttığı ve klinikte alternatif bir yaklaşım sunduğu belirtilmiştir (Aydemir ve Bağlar, 2019). Maksiller keser diş modelinde yapılan kırılma testi çalışmalarında, prefabrik cam fiber postların polietilen fiber postlara göre daha yüksek direnç sağladığı ancak polietilen fiber postlarla restore edilen dişlerin tamamında oluşan kırıkların onarılabilir olduğu belirtilmiştir (Ramesh ve ark., 2016).

4.2.2.3. Kök kanal postlarının kullanımı

Kök kanal postları, fazla madde kaybı olan endodontik tedavili dişlerde koronal restorasyonun tutuculuğunu sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Mannocci ve ark., 2022). Post ihtiyacının kalan koronal diş yapısının miktarı ve diş tipi tarafından belirlendiği belirtilmiştir. Koronal duvarı bulunmayan veya yalnızca bir koronal duvarı kalan endodontik tedavili dişlerde post yerleştirilmesi önerilmektedir (Naumann ve ark., 2018; Ferrari ve ark., 2022). Ancak pulpa odasında yeterli derinlik bulunan posterior dişlerin post kullanılmadan güvenle restore edilebileceği ifade edilmiştir (Ferrari ve ark., 2019). Modern post-endodontik restorasyonlarda dentin dokusunun maksimum korunmasını sağlamak amacıyla gereksiz post boşluğu hazırlığından kaçınılması gerektiği vurgulanmıştır. Belirli bir postu yerleştirmek için kanal boşluğunun genişletilmesi yerine mevcut kanal şekline uygun postların tercih edilmesi önerilmektedir (Mannocci ve ark., 2022). Endodontik tedavili dişlerde post restorasyonlarının başarısının kalan diş dokusunun miktarı, ferrule tasarımının uygunluğu ve nihai restorasyon gibi faktörlere bağlı olduğu belirtilmiştir. Özellikle periservikal bölgedeki dentin dokusunun korunabilmesi için gereksiz post boşluğu hazırlıklarından kaçınılmasının önemli olduğu vurgulanmıştır (Bhuva ve ark., 2021). Orta vadeli (5–7 yıl) takiplerde, fiber postlarla restore edilen dişlerde yaklaşık %90 oranında sağkalım bildirilmiştir (Wang ve ark., 2019). Ancak 11 yıllık bir takip sürecinde fiber postlarla restore edilen dişlerin kümülatif sağkalım oranının %58,7, titanyum postlarla restore edilen dişlerde ise %74,2 olduğu rapor edilmiştir (Naumann ve ark., 2017).

İn vitro çalışmalarda gelişimini tamamlamamış dişlerdeki geniş ve zayıf kök kanallarına adeziv yöntemle yerleştirilen fiber postların kırılma direncini artırdığı ve stres dağılımını olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir. Bu bulgular özellikle yapısal olarak zayıf dişlerde post yerleştirmenin restoratif başarıya katkı sağladığını ortaya koymaktadır (Santos ve ark., 2022). Klinik uygulamalarda, post materyalinin restorasyon başarısına etkisi konusunda kesin bir kanıt bulunmadığı belirtilmektedir. Endodontik tedavi sonrası kuron restorasyonlarında ferrule etkisinin diş veya kök kırıklarını önlemede en önemli faktör olduğu bildirilmiştir (Naumann ve ark., 2018). Ferrule etkisinin, post materyalinden daha kritik olduğu ve yeterli diş dokusunun korunmasının ferrule etkinin sağlanabilmesi için gerekli olduğu ifade edilmiştir (Bhuva ve ark., 2021).

4.2.3. İndirekt Restorasyonlar

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, aşırı madde kaybı olan dişlerde geleneksel restorasyonların yerini mine ve dentin dokusuna adezyon yoluyla bağlanan indirekt

restorasyonların almasını sağlamıştır. İndirekt posterior restorasyonlar, ağız dışında hazırlanmakta olup kavitenin şekline bağlı olarak inley, onley veya overlay olarak adlandırılmaktadır (Halaçoğlu ve ark., 2015). İndirekt restorasyonlar altın, kompozit veya seramikten üretilmektedir. Kavitenin direkt restoratif tekniklerle restore edilemeyecek kadar büyük olması ve estetik kaygının ön planda bulunması durumunda seramik veya laboratuvar işlemlerinden geçirilmiş kompozit inleylerin tercih edilmesi önerilmektedir. İndirekt restorasyonların, polimerizasyon büzülmesi sorununu ortadan kaldırarak iyi fiziksel özellikler sunduğu belirtilmiştir (Ferrari ve Vichi, 2001). Seramik materyalinin kompozite kıyasla daha estetik olduğu ayrıca aşınma direnci, basınç dayanımı, biyolojik uyum ve tutunma direnci açısından da üstün özellikler taşıdığı bildirilmiştir (Meyer ve ark., 2003). Retrospektif çalışmalar, indirekt tüberkül kaplamalı restorasyonlarla restore edilen endodontik tedavili posterior dişlerin direkt restorasyonlara kıyasla daha yüksek uzun vadeli sağkalım gösterdiğini ortaya koymaktadır (Bhuva ve ark., 2021).

4.2.3.1. Endokuronlar

Diş hekimliğindeki son zamanlardaki gelişmeler ile post-kor ve kuron restorasyonlarına duyulan ihtiyacın azaldığı belirtilmiştir. Endodontik tedavi görmüş posterior dişlerin restorasyonunda daha konservatif bir yaklaşım olarak endokuronların kullanımı önerilmiştir (Bindl ve Mörmann, 1999; Pissis, 1995). Post-kor restorasyonların kök ve diş kırığı riskini artırması ve daha fazla sağlıklı diş dokusunun uzaklaştırılmasını gerektirmesi nedeniyle Pissis tarafından 1995 yılında geniş diş dokusu kaybı olan vakalar için seramik monoblok tekniği geliştirilmiştir (Pissis, 1995). Endokuron terimi, Bindl ve Mörmann (1999) tarafından tanımlanmış olup bu restorasyonların endodontik tedavi görmüş dişlerin koronal kısmını kısmen veya tamamen restore eden monolitik tam kompozit veya tam seramik kuronlar olduğu belirtilmiştir (Bindl ve Mörmann, 1999).

Endokuron restorasyonlarında servikal marjinin butt-joint biçiminde tasarlandığı ve pulpa odasının özel bir kavite hazırlığı gerektirdiği bildirilmektedir. Makromekanik tutuculuğun pulpa odasının iç yüzeyinden ve kavite kenarından, mikromekanik tutuculuğun ise adeziv simantasyonla sağlandığı ifade edilmektedir. Kuron-kor entegrasyonu sayesinde hazırlığın basitleştirildiği ve post gereksiniminin ortadan kaldırılarak kök kırığı riskinin azaltıldığı raporlanmaktadır (Sedrez-Porto ve ark., 2016). Literatürde endokuronların standart kuronlara göre stres oluşturmayan klinik uygulama süresi kısa ve düşük maliyetli bir prosedür sunduğu vurgulanmaktadır. Bu teknikte daha az sağlıklı diş dokusu uzaklaştırılmakta çiğneme stresleri diş-restorasyon arayüzünde homojen biçimde dağıtılarak kırılma direnci artırılmaktadır

(Preethi ve ark., 2022). Ayrıca adeziv simantasyonun marjinal sızıntıyı engellediği ve mikroorganizmaların kurondan köke geçişini sınırlayarak endodontik tedavinin başarısını desteklediği ifade edilmektedir (Govare ve Contrepolis, 2020).

4.2.3.1.1. Endokuron endikasyonları

Endokuron restorasyonları, geniş doku kaybı olan ve geleneksel kuronlar için yeterli materyal kalınlığının sağlanmasını zorlaştıran sınırlı interokluzal mesafeye sahip ve yeterli ferrule uygulanmasının zor olduğu dişler için önerilmektedir (Papalexopoulos ve ark., 2021; Sevimli ve ark., 2015). Bunun yanı sıra eğri, kalsifiye olmuş, kısa veya dar kök kanalları varlığında, kanalda kalan kırık aletler post uygulamasını engellediğinde endokuron restorasyonlar uygulanabilir (Singh ve ark., 2019; Papalexopoulos ve ark., 2021; Sevimli ve ark., 2015).

Endokuron restorasyonlarının geniş bağlanma yüzeyi bulunan molar dişlerde etkili olduğu kanıtlanmış olmakla birlikte premolar ve anterior dişlerdeki kullanımı halen tartışılmaktadır. (Preethi ve ark.,2022; Thomas ve ark.,2020). Premolarlarla benzer özellikler taşıyan anterior dişler sınırlı bağlanma yüzeyi alanı bulundurmakta ve daha yüksek non-aksiyel kuvvetlere maruz kalmaktadır (Preethi ve ark., 2022). Anterior endokuronların geleneksel post ve kor restorasyonlarına kıyasla daha yüksek stres altında olduğu belirtilmiştir (Govare ve Contrepolis, 2020). Bununla birlikte endokuronların tüm diş tiplerinde (post)-kor-kuronlara kıyasla benzer veya daha yüksek sağkalım oranları ve daha olumlu başarısızlık desenleri gösterdiğini ifade eden çalışmalar bulunmaktadır (Lenz ve ark., 2024).

4.2.3.1.2. Endokuronların kontrendikasyonları

Endokuron uygulamasının mine-sement sınırı altında geniş madde kaybının adeziv bağlanmayı engellediği durumlarda veya pulpa odasının sığ olduğu olgularda kontrendike olduğu bildirilmektedir (Singh ve ark., 2019; Papalexopoulos ve ark., 2021; Thomas ve ark., 2020). Pulpa odası derinliği için kesin bir yönerge bulunmamakla birlikte en az 2 mm'lik derinliğin yeterli stabilizasyon sağlamak için gerekli olduğu belirtilmiştir (Papalexopoulos ve ark., 2021; Thomas ve ark., 2020). Ayrıca dik oklüzal anatomi, aşınma veya faset kaynaklı lateral stresi artıran parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu vakalarda endokuron uygulamasının kontrendike olduğu bildirilmiştir (Singh ve ark., 2019; Papalexopoulos ve ark., 2021).

4.2.3.1.3. Endokuron preparasyonu

Endokuron preparasyonu ile ilgili çeşitli çalışmalarda, en iyi tutuculuk ve direnç özelliklerini sağlamak için 2 mm'lik merkezi retantif bir kavite önerilmektedir. Önerilen bazı parametreler şunlardır (Preethi ve ark., 2022):

- 2-3 mm tüberkül indirilmesi

- 90° butt joint marjin
- Düzgün iç preparasyon
- Pulpa odasında 6° oklüzal-servikal iç koniklik
- Düz pulpal taban
- Mümkün olduğunca supragingival mine marjinleri

Endokuron preparasyonları genellikle ferrule kullanılmadan gerçekleştirilir. Ancak ferrule etkisini içeren ve shoulder bitim hattı ile hazırlanan alternatif bir endokuron tasarımı da mevcuttur. Ferrule tasarımının amacının kayma streslerine karşı direnç sağlayarak marjinal yük kontrolünü iyileştirmek ve pulpal tabanda daha iyi yük dağılımı sağlamak olduğu belirtilmiştir (Al Dabeeb ve ark., 2023). Endokuron preparasyonunda seramik materyaller için minimum 2 mm oklüzal redüksiyon önerilirken kompozit materyaller için 1-1,5 mm redüksiyon yeterli bulunmaktadır (Papalexopoulos ve ark., 2021; AlDabeeb ve ark., 2021). Bu durumun kompozitlerin elastikiyet ve gerilim emici özelliklerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Papalexopoulos ve ark., 2021).

Pulpa odasının derinliği ile ilgili olarak birçok araştırmacı, pulpa odası derinliğinin artırılmasının kırılma direncini etkilemediğini ancak daha fazla katastrofik başarısızlığa yol açtığını bildirmiştir (Ciobanu ve ark., 2023; Govare ve Contrepolis, 2020). Bazı çalışmalarda pulpa odası tabanından daha fazla stabilite sağlamak amacıyla kök kanalında bulunan gutta-perkanın 2 mm derinliğe kadar çıkartılması ve pulpa odası tabanın saddle (eyer) benzeri bir anatomiye sahip olması gerektiği bildirilmiştir (Papalexopoulos ve ark., 2021). Buna karşın bazı araştırmacılar, preparasyonu kanallara doğru uzatmanın stres dağılımını azalttığını böylece marjinal ve iç adaptasyonun düştüğünü belirtmektedir (Ciobanu ve ark., 2023; Govare ve Contrepolis, 2020).

Preparasyon sonrası dentin yüzeyinin hemen bağlayıcı ajan ile kapatılmasının (immediate dentin sealing) adezyonu artırdığı ve mikrosızıntıyı azalttığını ifade edilmektedir. Ayrıca pulpa odasındaki düzensizliklerin kompozit rezin ile doldurulması restorasyonun yerleşimini ve uyumunu engelleyen retantif alanları ortadan kaldırarak restorasyonun kaymasını veya yanlış hizalanmasını önlemek için önerilmektedir (Papalexopoulos ve ark., 2021). Ancak bazı çalışmalar, dentin yüzeyinin bağlayıcı ajan ile kapatılmasının (immediate dentin sealing) veya kompozit rezin kullanımının kırılma direncini artırmada önemli bir katkı sağlamadığını belirtmektedir (Govare ve Contrepolis, 2020).

4.3. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri (CAD/CAM)

Dijital teknolojilerin kullanıma girmesi ile mekanik ve estetik açıdan uygun özelliklere sahip malzemelerin geliştirilmesi diş hekimliğinde köklü bir değişime yol açmıştır. Giderek daha fazla diş hekimi, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerini doğrudan klinikte kullanmakta; üreticiler ise yüksek hassasiyet ve estetik standartlarını koruyarak tedavi süresini azaltmak amacıyla malzeme yelpazelerini genişletmektedir (Marchesi ve ark., 2021).

CAD/CAM sistemlerinin gelişimine bakıldığında (Blatz ve Conejo, 2019):

- İlk CAD/CAM sistemleri sadece inley, onley ve tek kuron üretmekle sınırlıydı.
- Günümüzde ise inley, onley, kuron, veneer, implant dayanakları ve restorasyonlarından; parsiyel veya tam dişsizlik durumlarına yönelik sabit ve hareketli protezlere kadar çeşitli restorasyonları üretilmektedir.
- Şu anda eksiltmeli üretim yöntemi daha yaygın kullanılmaktadır. Ancak üç boyutlu (3D) baskı gibi eklemeli üretim tekniklerinin kullanımı giderek artmaktadır.
- 3D baskı teknolojisi; model üretimi, ölçü kaşıkları, gece plakları, cerrahi rehberler, ortodontik plaklar ile geçici ve daimi restorasyonların üretimi gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır.
- Gelecekte daha gelişmiş yazıcılar ve yeni restoratif malzemelerle 3D baskının birincil üretim yöntemi haline gelmesi beklenmektedir.

Hasta başı sistemler tarafından üretilebilecek restorasyon türünün, freze makinesinin boyutu; malzeme bloğunun boyutu ve seçilen materyalin özelliklerine bağlı olduğu bildirilmektedir (Blatz ve Conejo, 2019).

4.3.1. Bilgisayar destekli tarama, tasarım ve üretim

CAD/CAM teknolojisi, üç temel adımdan oluşan dijital bir iş akışıdır:

- Dijital ölçü: Bir tarayıcı veya intraoral kamera ile yazılım destekli ölçü alınması
- Dijital veri işleme: Diş preparasyonunun, oklüzyonun ve restorasyondaki temasların belirlenmesi için özel bir yazılım kullanılması
- Restorasyon üretimi: Eklemeli veya eksiltmeli üretim yöntemi kullanılarak restorasyonun şekillendirilmesi aşamalarından oluşmaktadır (Marchesi ve ark., 2021; Sulaiman, 2020).

Mevcut gelişmiş CAD/CAM sistemleri, üretim yöntemlerine göre üç gruba ayrılmaktadır:

1. Klinik içi sistemler: Diş hekimi, preparasyonun dijital ölçüsünü alır; restorasyonu klinik içinde tasarlar ve tek seansta uygular.
2. Laboratuvar sistemleri: Geleneksel ölçülerden oluşturulan modeller laboratuvarda taranır ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak restorasyon üretilir.
3. Merkezi üretim sistemleri: Dijital ölçüler klinikte alınır ve veriler internet üzerinden laboratuvara gönderilir ardından restorasyon üretilerek hekime ulaştırılır (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

4.3.2. CAD/CAM sistemlerin avantajları

Hasta başı sistemlerin, hem hastalar hem de hekimler için önemli avantajlar sunduğu belirtilmiştir. En büyük faydalarından birinin laboratuvar aşamasının ortadan kalkmasıyla tedavi sürecinin hızlanması ve seans sayısının azalması olduğu ifade edilmiştir (Sannino ve ark., 2015). Ağız içi dijital taramanın ölçü alma sürecini klasik yöntemlere kıyasla daha konforlu ve hızlı hale getirdiği bildirilmiştir. Yapılan araştırmalarda, her iki arkın dijital ölçüsünün yaklaşık 2 dakikada tamamlanabildiği belirlenmiştir (Sannino ve ark., 2015).

Geleneksel ölçü materyallerinin neden olduğu tat, koku ve mide bulantısı gibi rahatsızlıkların dijital sistemlerde bulunmamasının hastaların süreci daha kolay kabul etmesine yardımcı olduğu ifade edilmektedir. Ayrıca ölçü materyali ve model alçısının sertleşme aşamasında meydana gelen boyutsal değişimlerden kaynaklanan hataların dijital sistemlerde görülmediği belirtilmiştir (Sannino ve ark., 2015; Zaruba ve Mehl, 2017). Dijital modellerin, hazırlanan diş preparasyonlarını anında inceleme ve gerekirse düzeltme yapma imkanı sunduğu rapor edilmiştir. Giriş yolunun belirlenmesi, oklüzal ve aksiyal kontakların görüntülenmesi ve istenilen şekilde ayarlanmasının dijital sistemlerin sağladığı avantajlar arasında olduğu ifade edilmektedir. Geleneksel ölçü yöntemlerinden farklı olarak hatalı taranmış alanların, tüm işlemi tekrarlamaya gerek kalmadan yalnızca ilgili bölgenin yeniden taranması ile düzeltilebildiği ifade edilmiştir (Zaruba ve Mehl, 2017).

CAD-CAM sistemleri, dental restorasyonlarda kullanılan materyal çeşitliliğini artırmakta ve geleneksel yöntemlerle işlenmesi zor olan seramik ve seramik benzeri malzemelerin hassas bir şekilde uygulanmasını mümkün kılmaktadır. Ayrıca dijital ölçülerin bozulmadan saklanabilmesi restorasyonların ek işlemlere gerek kalmadan tekrar üretilebilmesine imkan sağlamaktadır (Spitznagel ve ark., 2018; Alghazzawi, 2016).

4.3.3. CAD/CAM sistemlerin dezavantajları

Hasta başı CAD/CAM sistemlerinin çeşitli avantajlar sunmakla birlikte bazı sınırlamalar da içerdiği belirtilmektedir. Ağız içi tarayıcıların tek üye restorasyonları veya kısa köprülerde doğruluğunun geleneksel yöntemlerle eşdeğer ya da daha yüksek olduğu bildirilirken tam ark restorasyonları ve uzun protezlerde doğruluk konusunda tartışmaların devam ettiği ifade edilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019; Jennes ve ark., 2022). Bu sistemlerin etkin ve doğru kullanımının deneyim gerektirdiği belirtilmiştir. Tarama işlemi sırasında cihazın uygun şekilde kullanılması ve çalışma alanının iyi izole edilmesinin büyük önem taşıdığı vurgulanmıştır. Ayrıca yazılım kaynaklı olası teknik sorunların da göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (Zaruba ve Mehl, 2017).

Hasta başı CAD/CAM sistemleriyle yapılan restorasyonlarda, sağlıklı bir dijital tarama işlemi gerçekleştirilebilmek için diş preparasyonunun genellikle dişeti seviyesinde veya dişeti seviyesinin üzerinde olması önerilmiştir. Subgingival marjin uygulanacaksa izolasyon, dijital ölçü ve simantasyon aşamalarında titizlikle çalışılması gerektiği ifade edilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019; Sannino ve ark., 2015). Preparasyon aşamasında dişin geometrisinin ve detaylarının, kazıma ünitesinin üretim hassasiyetine uygun olması gerekmektedir. Preparasyonda ince veya keskin, kenar ve köşelerin bırakılmasının üretim sürecinde sorunlara yol açabileceği bildirilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

CAD/CAM sistemlerindeki yüksek maliyet, teknolojiye karşı ön yargı, renk uyumu, boyama, restorasyon kalitesi ve dayanıklılığı konusundaki endişeler bazı diş hekimlerinin hasta başı CAD/CAM sistemlerini benimsemesini zorlaştırmaktadır (Santos ve ark., 2013).

4.3.4. Bilgisayar destekli üretim yöntemleri

4.3.4.1. Eksiltme yöntemiyle üretim

Günümüzde eksiltmeli üretim, diş hekimliğinde en yaygın kullanılan bilgisayar destekli üretim protokolü olarak kabul edilmektedir. Eksiltme yöntemiyle üretimin, tasarlanan hacimsel şeklin presinterlenmiş veya sinterlenmiş bir materyalden frezeleme makinesi kullanılarak işlenmesini içerdiği ifade edilmiştir. Frezeleme makinelerinin, ıslak veya kuru koşullarda çalışabildiği ve belirli yollar boyunca hareket eden 3, 4 veya 5 eksenli sistemler olarak sınıflandırıldığı bildirilmiştir (Abduo ve ark., 2014).

Frezeleme sistemlerini laboratuvar veya klinik ortamında kullanırken restorasyon veya apareyin dijital tasarımı için STL (Standart Tessellation Language) dosya formatı

kullanılmaktadır. Son tasarım üretim için frezeleme sistemine gönderilmektedir. Son yıllarda kullanılan frezelenebilir materyaller şunlardır (Sulaiman, 2020) :

- Mum
- Polimetil metakrilat (PMMA)
- Kompozit rezinler
- Yüksek performanslı polimerler
- Metaller
- Seramikler
 - Cam-seramikler
 - Seramik partiküllerle güçlendirilmiş polimerler (rezin bazlı seramikler olarak da bilinir)
 - Polimerle infiltrasyon sağlanmış seramikler (hibrit seramikler olarak da adlandırılır)
 - Polikristalin seramikler

Ekleme ve eksiltme üretim tekniklerinin karşılaştırıldığı bir metaanaliz çalışmasında eksiltme üretimin genel olarak daha yüksek doğruluk sağladığı özellikle marjinal ve oklüzal bölgelerde daha başarılı bulunduğu bildirilmiştir. Eksiltme üretimle üretilen seramiklerin bükülme direnci, sertlik, kırılma tokluğu, porözite, yorgunluk dayanımı ve hacimsel büzülme açısından daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Buna karşın ekleme üretimin elastik modül ve yüzey ıslanabilirliği açısından daha iyi performans gösterdiği belirtilmiştir. Her iki yöntemin de biyouyumluluk açısından olumlu sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (Al Hamada ve ark., 2022).

4.3.4.2.Ekleme yöntemiyle üretim

Ekleme üretim, Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM) tarafından 3D model verilerinden malzemelerin genellikle katman katman eklenerek nesneler oluşturulması işlemi olarak tanımlanmıştır. Eksiltme üretim yöntemlerinin aksine bu yöntemde malzemelerin birleştirilerek nesneler oluşturulduğu ifade edilmiştir. Sürecin bir 3D bilgisayar dosyasının kesitsel dilimlere bölünmesiyle başladığı ve her bir dilimin üst üste yazdırılmasıyla 3D nesnenin oluşturulduğu bildirilmiştir (van Noort R, 2012). 3D baskı olarak da bilinen ekleme üretimin geniş kullanım alanları nedeniyle diş hekimliğinde büyük ilgi gördüğü belirtilmektedir. Cerrahi rehberlerin, geçici restorasyonların, oklüzal splintlerin, biyomateryal iskeletlerinin ve ortodontik apareylerin üretiminde yaygın olarak kullanıldığı ifade edilmiştir (Sulaiman, 2020).

Eklemeli üretimde kullanılan malzemelerin mekanik özelliklerinin ve yüzey karakteristiklerinin detaylı bir şekilde incelenmesi gerektiği vurgulanmıştır. Bu incelemelerin, malzemelerin geleneksel ve eksiltmeli üretim yöntemlerine alternatif olup olamayacağının değerlendirilmesi açısından önemli olduğu belirtilmektedir. Ayrıca eklemeli üretimde kullanılan yazıcının çözünürlüğü, hassasiyeti, tekrarlanabilirliği ve doğruluğunun üretim kapasitesini belirleyen faktörler olduğu ifade edilmiştir (Sulaiman, 2020).

Eklemeli üretim ile daha az enerji harcanarak büyük restorasyonların üretilebildiği ve malzeme israfının azaltıldığı belirtilmiştir. Üretim sürecindeki adımların minimize edilmesiyle insan müdahalesi ve hata riski azaltılmaktadır. Eklemeli yöntemlerle uygun maliyetlerle detaylı restorasyonların üretilebildiği ifade edilmiştir (Sulaiman, 2020; Abduo ve ark., 2014).

Üç Boyutlu Baskı için çeşitli teknolojiler kullanılmaktadır:

- Stereolitografi (SLA)
- Dijital Işık İşleme (DLP)
- Eriyik Yığılma Modelleme
- Seçici Lazer Sinterleme ve Seçici Lazer Eritme
- Fotopolimer Püskürtme
- Toz Bağlayıcı Baskı
- 3D Lazer Biyobaskı

Üç boyutlu baskı uygulamalarından bazıları dental iş akışlarında bir paradigma değişimine neden olmuştur. Diş hekimliğinde en çok kullanılan 3D baskı uygulamaları arasında dijital ışık işleme (DLP) ve stereolitografi (SLA) yer almaktadır (Jeong ve ark., 2023).

4.3.4.2.1. Stereolitografi (SLA)

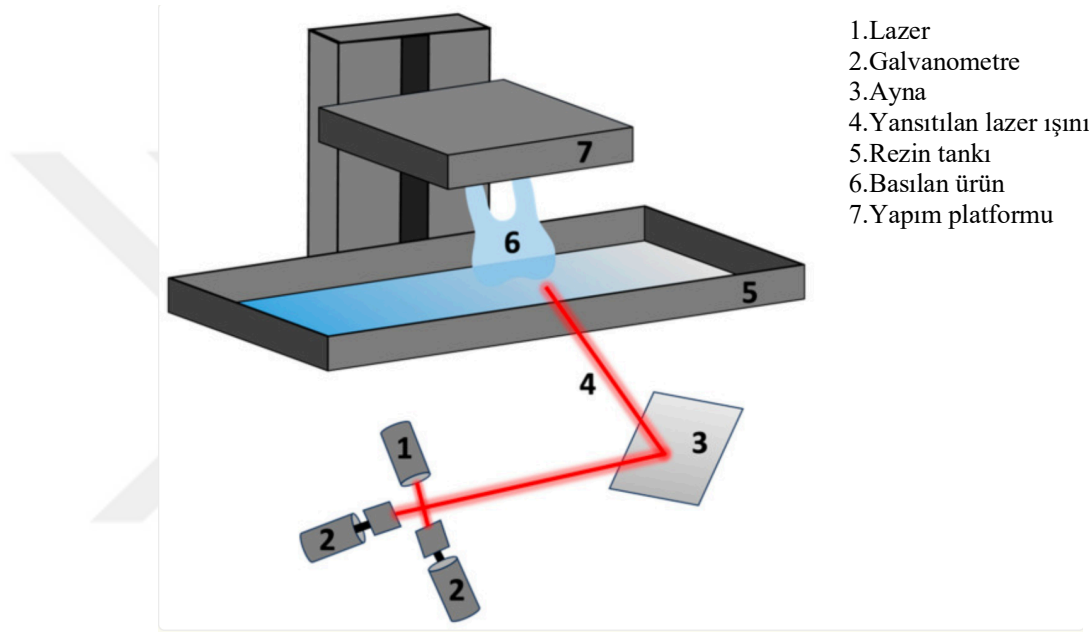
Stereolitografi yöntemiyle kürlenebilir sıvı bir polimer havuzuna odaklanan yoğunlaştırılmış ultraviyole ışık demeti kullanarak katı katmanlar üretilmektedir (Abduo ve ark., 2014).

SLA Üretim Sürecinde:

- İstenilen nesnenin 3D modeli bir CAD programı aracılığıyla oluşturulmaktadır.
- Oluşturulan model özel bir yazılım yardımıyla ince katmanlara bölünmektedir. Bu katmanların kalınlığı, milimetre başına 5 ile 20 arasında değişmektedir. Katman sayısı arttıkça baskı çözünürlüğü artmaktadır.
- Lazer, haznedeki sıvı reçineyi tarayarak ilk katmanı sertleştirmektedir.
- Sonrasında platform, hazne içinde bir miktar kadar aşağı inmektedir ve lazer bir sonraki katmanı taramaktadır.

- Bu işlem model tamamen oluşana kadar katman katman tekrarlanmaktadır.
- Baskı işlemi tamamlandıktan sonra, nesne sertleşmemiş reçineyi temizlemek için bir solvent ile durulanmakta ve ardından ultraviyole fırına yerleştirilerek tamamen kürleme işlemi gerçekleştirilmektedir (van Noort R, 2012).

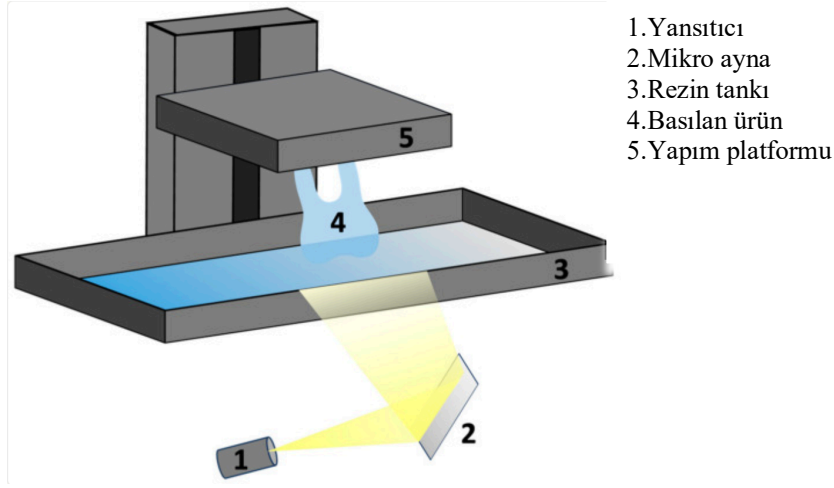
SLA teknolojisi ile restorasyon üretimi diğer 3D baskı yöntemlerine göre zaman alıcıdır ancak oldukça doğru, detaylı ve pürüzsüz restorasyonların üretilmesini sağlamaktadır (Della Bona ve ark., 2021). Genellikle diş hekimliğinde geçici ve daimi kuron, sabit bölümlü protez çalışmaları, cerrahi rehberlerin yanı sıra teşhis modellerinin üretimi için kullanılmaktadır (Khorsansi ve ark., 2021).



Şekil 1. SLA teknolojinin çalışma diyagramı (Jeong ve ark., 2023)

4.3.4.2.2. Dijital ışık işleme (DLP)

Dijital ışık işleme (DLP) baskısı, uzun üretim süreleri sorununu çözen bir 3D baskı teknolojisi olarak ortaya çıkmıştır (Al Hamad ve ark., 2022). Dijital ışık işleme, stereolitografi (SLA) gibi fotopolimerizasyon prensibiyle çalışmaktadır. İki yöntemin temel farkı kullanılan ışık kaynağıdır. SLA'da fotopolimer, lazer ışını ile kürlenirken DLP'de kısa dalga boylu ışık (380 nm ve 405 nm) dijital mikro ayna cihazı aracılığıyla yönlendirilmektedir. SLA, yüzeyi kademeli olarak işlerken; DLP tek seferde geniş bir yüzeyi katman halinde kürleyebilmektedir. Bu durum üretilen materyallerin düşük çözünürlükte olmasına neden olmaktadır. Bundan dolayı cerrahi rehber gibi yüksek çözünürlük gerektiren parçaların üretimi için uygun bir yöntem olmadığı bildirilmiştir (Schweiger ve ark., 2021; Pillai ve ark., 2021).



Şekil 2. DLP teknolojisinin çalışma diyagramı (Jeong ve ark., 2023)

4.3.5. CAD/CAM materyalleri

Bilgisayar destekli üretimde kullanılan malzemelerin oldukça geniş bir yelpazeye sahip olduğu belirtilmiştir. Bu malzemeler arasında yalnızca akrilik polimerlerin değil çeşitli seramik malzemeler ve reçine kompozitlerinin de bulunduğu ifade edilmiştir (Beuer ve ark., 2008). Geleneksel olarak dental protezlerinde kullanılan restoratif malzemeler arasında metallerin de yer aldığı ancak seramik ilavesi gerekliliği nedeniyle bu tür restorasyonların hasta başı CAD/CAM kapsamına girmediği bildirilmiştir (Lambert ve ark., 2017). CAD/CAM teknolojisi ile gerçekleştirilen protetik tedavinin başarısının büyük ölçüde malzeme seçimine bağlı olduğu belirtilmektedir. Bunun yanı sıra vaka sınıflandırması, doğru preparasyon, hassas tarama, planlama ve tasarım süreci, restorasyonun üretilmesi ve simantasyonu gibi tüm tedavi aşamalarının da başarıda önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir. Hasta başı prosedürlerde kullanılan restoratif malzemelerin istenen özelliklerinin yanı sıra verimlilik, yüksek hızda frezeleme imkanı ve frezeleme sonrası restorasyonun kısa sürede hazırlanabilmesi gibi faktörlere de bağlı olduğu rapor edilmiştir (Ruse ve Sadoun, 2014).

4.3.5.1. Eklemeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller

4.3.5.1.1. Metallerin eklemeli üretimi

Metallerin 3D üretiminde, toz veya tel formundaki metalik ham maddenin lazer ya da elektron ışınıyla eritilerek katmanlar hâlinde şekillendirildiği bildirilmektedir (Ngo ve ark., 2018). Metal bazlı aпарeylerin eklemeli üretiminde en yaygın yöntemin seçici lazer sinterleme olduğu ve özellikle titanyum ile krom-kobalt alaşımlarında başarılı şekilde kullanıldığı belirtilmiştir (Sulaiman, 2020). Mekanik özellikleri yeterli olsa da metal-seramik ara yüzeylerinde geleneksel döküm yöntemleriyle elde edilen hassasiyete ulaşmak için iyileştirmeler yapılması gerektiği ifade edilmiştir (Revilla León ve ark., 2017).

4.3.5.1.2. Polimerik malzemelerin eklemeli üretimi

Polimerik malzemelerin farklı fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri ile basitleştirilmiş işleme süreçleri ve maliyet etkinliği nedeniyle diş hekimliğinde önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir. Diş hekimliği uygulamalarında sıklıkla kullanılan polimerler arasında polimetil metakrilat, poliüretan, polietilen, polikarbonat, polietereterketon, polietilen glikol, polidimetilsiloksan, polilaktik asit, poli(e-kaprolakton), akrilonitril bütadien stiren ve polipropilenin bulunduğu ifade edilmiştir (Rokaya ve ark., 2018). 3D baskı yöntemiyle üretilen polimerlerin protetik diş hekimliğinde geçici kuron, protez kaideleri ve yapay dişlerin üretiminde yaygın olarak kullanıldığı bildirilmiştir. Ayrıca bireysel ölçü kaşıkları, model ve prova kalıplarının da üretilebildiği ifade edilmiştir. Polimer bazlı daimi kuron ve köprülerin, 3D baskı yöntemiyle üretiminin araştırılmakta olduğu belirtilmiştir (Dimitrova ve ark., 2023).

Eklemeli üretimle üretilen polimerik malzemelerin mekanik özelliklerinin geleneksel yöntemlerle üretilen malzemelere kıyasla genellikle daha düşük olduğu gösterilmiştir (Valenti ve ark., 2024). Polimer malzemelere fiber eklenmesiyle mekanik özelliklerin artırılacağı bildirilmiştir (Quan ve ark., 2020).

4.3.5.1.3. Seramiklerin Eklemeli Üretimi

Seramiklerin eklemeli üretiminde mürekkep püskürtmeli üretim, toz yatak füzyonu ve stereolitografi gibi 3D baskı yöntemlerinin kullanıldığı bildirilmiştir (Ngo ve ark., 2018).

Seramik restorasyonların eklemeli yöntemlerle üretiminin yüksek erime noktası nedeniyle oldukça karmaşık hale geldiği ve soğuma sırasında çatlakların oluştuğu belirtilmektedir. Bu durumun, seramiklerin içerisindeki gözenekliliği artırarak mekanik özelliklerini zayıflattığı ifade edilmiştir (Jeong ve ark., 2023). Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı yöntemiyle zirkonya kuron üretiminin denendiği ancak kusursuz bir sonuç elde edilemediği bildirilmiştir. Buna rağmen geleneksel yöntemlerle üretilen zirkonya materyallerine benzer özelliklere sahip numunelerin üretilebildiği belirtilmiştir (Xing ve ark., 2017). Eklemeli üretim yöntemiyle üretilen seramiklerin mekanik özellikleri hakkında yapılan çalışmalarda tutarsızlıkların bulunduğu rapor edilmiştir (Valenti ve ark., 2024). Kullanılan seramik türlerinin, protez uygulamalarındaki değişkenliklerin ve baskı parametrelerindeki farklılıkların raporlardaki tutarsızlıklara neden olabileceği düşünülmektedir (Tsolakis ve ark., 2022).

4.3.5.2. Dental Seramikler

Seramikler, 100 yılı aşkın süredir diş hekimliğinin temel malzemelerinden biri olmuştur. Başlangıçta doğal feldspatik formda kullanılan seramikler, yüksek ergime sıcaklığına sahip porselen jaket kronlar ve parsiyel kuronlar için öncelikle anterior dişlerde uygulanmıştır (Gracis

ve ark., 2015). 1960'ların ortasında John McLean tarafından alümina içeren porselenlerin tanıtılmasıyla dayanıklılık, estetik ve üretim yöntemleri sürekli olarak geliştirilmiş böylece modern seramik malzemeler ortaya çıkmıştır (McLean ve Hughes, 1965).

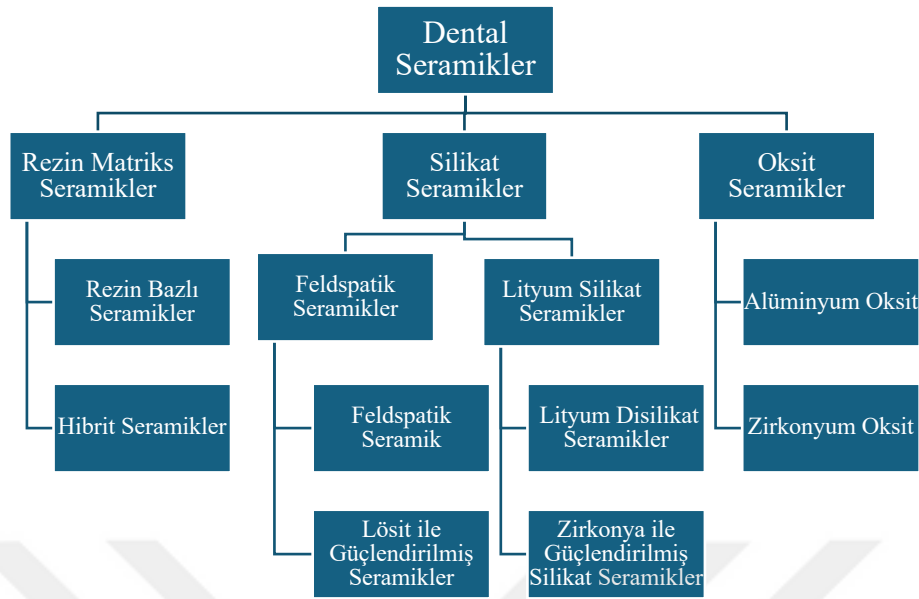
Günümüzde seramik restoratif materyallerin çeşitliliği ve yeni ürünlerin hızla piyasaya sunulması klinisyenler için karmaşık bir seçim süreci oluşturmaktadır. Malzeme seçimi çoğu zaman kapsamlı değerlendirmeler yerine in vitro dayanıklılık, translusensi, üretim tekniği ve teknisyen tercihlerine dayalı olarak yapılmaktadır. Seramik materyallerin sınıflandırılması; eğitim, iletişim ve klinik uygulamalar açısından önem taşımaktadır. Bugüne kadar klinik endikasyonlar, kompozisyon, asitle pürüzlendirilebilme özelliği, işleme yöntemleri, pişirme sıcaklıkları, mikroyapı, translusensi, kırılma direnci ve antagonist aşındırıcılığı gibi kriterlere dayalı çeşitli sınıflandırma sistemleri önerilmiştir. Ancak bu sınıflandırmalar genellikle belirsiz veya yetersiz kalmakta ve yeni restoratif malzemelerin kolayca dahil edilmesini sağlamamaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Tam seramik sistemleri sınıflandırmak için kullanılan sınıflamalardan biri 2015 yılında Gracis ve arkadaşlarının yaptığı sınıflamadır. Bu sınıflamaya göre tam seramikler; cam-matriks, polikristalin ve rezin-matriks seramikler olmak üzere 3 ana gruba ayrılmaktadır (Gracis ve ark., 2015).



Şekil 3. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflaması (Gracis ve ark., 2015)

Conejo ve ark. (2017) yaptığı sınıflama ise dental seramikleri rezin matriks seramikler (RMCs), silikat seramikler ve oksit seramikler olmak üzere 3 gruba ayırmaktadır.



Şekil 4. Dental Seramiklerin Sınıflaması (Conejo ve ark., 2017)

4.3.5.2.1. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramiklerin, 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından yayımlanan Diş Prosedürleri ve Terminolojisi Kodlarına göre seramik olarak sınıflandırıldığı belirtilmiştir. Bu tanıma göre porselen/seramik teriminin preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş ve ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren malzemeleri kapsadığı ifade edilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

Rezin matriks seramiklerin yüksek frezeleme verimliliğine sahip olduğu ve silika bazlı seramiklerle karşılaştırıldığında daha yüksek yük taşıma kapasitesi ile daha iyi elastik modülüne sahip olduğu bildirilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019). Ayrıca rezin matriks seramiklerin estetik açıdan tatmin edici olduğu ve doğal dişlere benzer optik özellikler sergilediği belirtilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

Rezin matriks seramiklerin iki alt gruba ayrıldığı ifade edilmiştir:

- Rezin bazlı seramiklerin en az %80 nano boyutlu seramik dolgu partikülleri içeren polimer matriksine sahip olduğu bildirilmiştir.
- Hibrit seramiklerin ise polimer-infiltrate seramik ağ (PICN) teknolojisi ile üretilmiş olup polimer ile infiltrasyon sağlanmış bir seramik ağ yapısına sahip olduğu belirtilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

Rezin matriks seramik restorasyonlarının kompozit rezinlere benzer şekilde polisaj gerektirdiği bildirilmektedir. Işıkla polimerize olan boyalar ile kişiselleştirilebildiği ve cilalanabildiği bu

sayede bitim işleminin fırınlanma olmadan hızlı ve kolay şekilde tamamlanabildiği ifade edilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

Hibrit seramikler ile rezin bazlı seramikler arasındaki en önemli farkın önerilen bağlama yöntemi olduğu belirtilmiştir. Resin bazlı seramiklerin hidroflorik (HF) asit ile aşındırmaya uygun olmadığı bunun yerine alüminyum oksit hava partikülüyle yüzeyin pürüzlendirilmesi ve ardından silan uygulanması gerektiği ifade edilmiştir. Hibrit seramiklerin ise hidroflorik (HF) asit ile 60 saniye boyunca aşındırılması ve ardından silan uygulanması gerektiği rapor edilmiştir (Spitznagel ve ark., 2014).

4.3.5.2.2. Silikat seramikler

Silikat seramiklerin, cam fazı içeren ve metal içermeyen inorganik seramik malzemeler olduğu belirtilmiştir. Silika bazlı seramikler arasında feldspatik ve lityum silikat seramiklerin bulunduğu ifade edilmiştir. Bu seramiklerin yüksek ışık geçirgenliği ve doğal görünümleri sayesinde olumlu optik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir. Silikat seramikler bileşimlerinde cam bulunması nedeniyle düşük kırılma mukavemeti göstermektedir (Blatz ve Conejo, 2019). Kırılma güçlüğü ve düşük kırılma mukavemetleri nedeniyle adeziv simantasyon ile bağlanmaları gerektiği belirtilmiştir (Beier ve Dumfahrt, 2014). Uzun vadeli dayanıklı bağ mukavemetlerinin hidroflorik (HF) asit ile aşındırma ve silan bağlantı ajanı uygulanarak sağlandığı ifade edilmiştir (Blatz ve ark., 2003; Blatz ve ark., 2004).

4.3.5.2.2.1. Geleneksel feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, translusent ve estetik malzemeler olarak tanımlanır. Genellikle metal veya seramik altyapılarda veneer materyali olarak kullanılmakla birlikte lamina, inley ve onley restorasyonlar için de kullanılabilir. Günümüzde tam kuron restorasyonlar için bile CAD/CAM sistemlerinde yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu seramikler polikromatik bloklar olarak da üretilmekte olup farklı renk geçişleri ve ışık geçirgenliği ile doğal diş görünümünü taklit etmeye yardımcı olmaktadır (Blatz ve Conejo, 2019).

4.3.5.2.2.2. Lössit güçlendirilmiş seramikler

Lössit takviyeli seramiklerin, cam matrikse entegre edilen lössit parçacıklarıyla güçlendirilmiş partikül dolgu yapıları olduğu bildirilmiştir. Bu seramikler cam fazda şekillendirilmekte, ardından uygulanan ısı ile işlemle kontrollü kristalleşme sağlanarak homojen ve ince tanecikli bir yapı elde edilmektedir (Kelly ve Benetti, 2011).

Lösitin, kırılma indisi feldspatik camlara yakın olduğu için transparanlığı korurken selektif aşındırma sırasında oluşturduğu mikrogirintiler sayesinde mikromekanik bağlanmayı artırdığı bildirilmiştir (Kelly, 2004; Kelly ve Benetti, 2011). Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin anterior kuronlar ve posterior inley/onley restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmıştır. Ancak son yıllarda daha üstün fiziksel ve estetik özellikler sunan lityum silikat seramiklerin bu materyallerin yerini büyük ölçüde aldığı belirtilmiştir (Conejo ve ark., 2017).

4.3.5.2.2.3. Lityum silikat seramikler

Lityum silikat seramiklerin, lityum disilikat ve lityum ortofosfat içeren kristal bir faza sahip olduğu belirtilmiştir. Bu kristal yapının, saydamlığı olumsuz etkilemeden kırılma direncini artırdığı ifade edilmiştir. Yaklaşık 407 MPa biaxial eğilme direnci ile diş hekimliğinde kullanılan en güçlü silika bazlı seramiklerden biri olarak kabul edilmektedir (Conejo ve ark., 2017). Lityum silikat seramiklerin, frezeleme işleminden sonra sinterleme fırınında kristalize edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca boyanabilir ve glazelenabilir olduğu ifade edilmiştir. Lityum silikat seramiklerin, özellikle monolitik kuronlar, inleyler ve onleyler için yaygın olarak kullanılan bir malzeme haline geldiği ve tek üyeli restorasyonlar için oldukça yüksek başarı oranları gösterdiği rapor edilmiştir (Conejo ve ark., 2017).

Son yıllarda, tamamen kristalize ve ek kristalizasyon gerektirmeyen modifiye lityum silikat versiyonlarının geliştirildiği bildirilmiştir. VITA Suprinity PC (VITA Zahnfabrik), Celtra Duo (Dentsply Sirona) ve Obsidian (Glidewell Laboratories, Newport Beach, California) gibi yeni seramik blokların piyasaya sürülmüştür. Bu malzemelerin IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ile benzer mekanik ve optik özelliklere sahip olduğu iddia edilmiştir. Ancak bu seramik bloklarla ilgili klinik çalışmaların yetersiz olduğu ifade edilmektedir. İn vitro çalışmalarda, bu malzemelerin IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ile benzer veya hafif daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğunu raporlanmıştır. Birçok çalışmada yeterli kalınlık sağlandığında bu seramiklerin klinik olarak kabul edilebilir özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (Sieper ve ark., 2017; Monteiro ve ark., 2018).

Toman ve Toksavul, (2015)'un yaptıkları bir çalışmada 121 lityum disilikat tam seramik kuronun ortalama 104.6 aylık takip süresi boyunca %87.1'lik bir kümülatif sağkalım oranına sahip olduğu rapor edilmiştir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde başarısızlık oranlarının önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Toman ve Toksavul, 2015). Lityum disilikat tam seramik restorasyonların 5 yıla kadar klinik sonuçlarını değerlendiren retrospektif bir çalışmada, bu seramiklerin orta vadede güvenilir olduğu belirtilmiştir. Başarısızlıkların çoğunun simantasyondan sonraki ilk 3 ay içerisinde meydana geldiği ve ana nedenlerin

seramikte atma (chipping) ve kırık olduğu bildirilmiştir (Yang ve ark., 2016). Isı ile preslenmiş lityum disilikat kuronların 5 yıla kadar erken komplikasyonlarının ve performansının değerlendirildiği başka bir çalışmada, başarılı bir sonuç elde etmek için dikkatli simantasyon yapılması gerektiği vurgulanmıştır. Ayrıca hastaların çürük derecesi, ağız hijyeni gibi biyolojik faktörlerin de dikkate alınmasının önemli olduğu belirtilmiştir (Huettig ve Gehrke, 2016).

4.3.5.2.3. Oksit seramikler

Oksit seramiklerin oldukça üstün mekanik özellikler sergilerken düşük translusensileri nedeniyle estetik açıdan silikat seramiklere kıyasla biraz daha zayıf kalabileceği ifade edilmiştir. Oksit seramikler, alüminyum oksit bazlı ve zirkonyum oksit bazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır (Skorulska ve ark., 2021). Genellikle altyapı ve iskelet olarak kullanılan oksit seramikler, dişe benzer estetik sağlamak amacıyla feldspatik seramik ile kaplanabilmektedir (Conejo ve ark., 2017).

4.3.5.2.3.1. Alüminyum oksit

Cam infiltrasyonlu alüminyum oksit çekirdekli seramikler (InCeram Alumina, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1989 yılında tanıtılmıştır. Ardından daha güçlü olan yoğun sinterlenmiş alümina (Procera Alumina, Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) geliştirilmiştir. InCeram Alumina seramiği 500 MPa eğilme direncine sahiptir. Tek kuronlar ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonları için önerilmektedir. Cam infiltrasyonlu alümina kuronlar, adeziv ya da geleneksel simantasyon ile posterior dişler için güvenilir bir tedavi seçeneği olarak değerlendirilmektedir (Selz ve ark., 2014). Ancak son yıllarda fiziksel özellikleri bakımından üstün olan zirkonya seramiklerin popüler hale gelmesiyle alüminyum oksit seramiklerin kullanımının azaldığı bildirilmiştir (Conejo ve ark., 2017).

4.3.5.2.3.2. Zirkonya oksit

Zirkonyum dioksit (zirkonya), yüksek mekanik dayanıma sahip polikristalin seramik bloklar olarak tanımlanmıştır. %3 mol itriya ile stabilize edilen geleneksel 3Y-PSZ zirkonyalar yaklaşık 1200 MPa eğilme direnci sunmakta ve çatlak ilerlemesini önleyen transformasyon doygunluğu mekanizmasına sahiptir (Sulaiman, 2020). Ancak bu ilk nesil zirkonyaların düşük translusensileri nedeniyle estetik amaçlı feldspatik porselenle kaplanmaları gerekmektedir. Ancak bu kaplamalarda porselen atması (chipping) sorunu yaygın olarak bildirilmiştir (Tan ve ark., 2012). Estetiği artırmak amacıyla %5 mol itriya içeren zirkonyalarda kübik faz oranı artırılmıştır. Bu durum ışık geçirgenliğini artırırken mekanik dayanımı azaltmaktadır (Sulaiman, 2020). Bu nedenle yüksek kübik faz içeren zirkonyaların adeziv yöntemle

bağlanması önerilmiştir. Yüzey hazırlığında ≤ 50 μm partiküllerle, 2 bar basınç altında hava partikülü ile aşındırma (air abrazyon) ve 10-metakriloksidekil dihidrojen fosfat (10-MDP) içeren primer kullanımı gerektiği ifade edilmiştir. Ayrıca ışık geçirgenliğinin azalması nedeniyle dual-cure simanların tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir (Sulaiman ve ark., 2015). Günümüzde CAD/CAM sistemlerine uygun, hızlı sinterlenen zirkonya blokları geliştirilmiş ve sinterleme süresi 20 dakikaya kadar düşürülerek klinik zaman yönetimi kolaylaştırılmıştır (Sulaiman, 2020).

4.3.5.3. Polimer bazlı materyaller

4.3.5.3.1. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Polimetilmetakrilat (PMMA), metil metakrilatın polimerizasyonu ile üretilen sentetik bir polimerdir. PMMA bloklarının, tek kuronlar ve sabit bölümlü protezler için kullanıldığı ifade edilmiştir. PMMA inleylerin mekanik özellikleri ve marjinal uyumunun, cam-seramik inleylerle karşılaştırıldığı bir çalışmada benzer sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (Ender ve ark., 2016). PMMA restorasyonlarına yönelik artan ilgi, optik ve fiziksel özellikleri iyileştirilmiş PMMA bloklarının geliştirilmesine katkı sağlamıştır. İşlenmiş PMMA restorasyonların, estetiği artırmak için kolayca polisajlanabildiği ifade edilmiştir (Sulaiman, 2020). Günümüzde CAD/CAM yöntemiyle üretilen PMMA bloklarının diş eti renginde boyanıp cilalandıktan sonra frezelenerek tam protez yapımında tercih edilen malzemelerden biri hâline geldiği bildirilmiştir. CAD/CAM ile üretilen PMMA protezlerin dayanıklılık ve yüzey pürüzlülüğü özelliklerinin geleneksel ısı ile kürlenmiş PMMA protezlerle karşılaştırıldığında daha üstün olduğu rapor edilmiştir (Al-Dwairi ve ark., 2019; Al-Dwairi ve ark., 2020). Bu protezlerinin uyumu farklı markalara göre değişkenlik göstermekle birlikte geleneksel protezlere kıyasla iyi olup daha iyi tutuculuk ve daha düşük travmatik ülser insidansı sağlamaktadır (Steinmassl ve ark., 2018).

4.3.5.3.2. Yüksek Performanslı Polimerler

Polieter eter keton (PEEK) yüksek biyouyumluluğu ve kemiğe benzer elastisite modülü sayesinde diş hekimliğinde dikkat çeken yüksek performanslı bir polimerdir (Skorulska ve ark., 2021; Parate ve ark., 2023). PEEK'in akrilik ve kompozit rezinlerle bağlanabilirliğinin ve osseointegrasyon kapasitesinin geliştirilmesiyle birlikte polimer esaslı protezlerin rutin uygulamalarında ve dental post uygulamalarında daha yaygın kullanılması öngörülmektedir (Tekin ve ark., 2018).

4.3.5.4. Kompozit rezinler

Kompozit rezinler, organik-inorganik dolgu partiküllerinin; başlatıcı, stabilizatör ve pigment içeren organik rezin matriksinde homojen olarak dağıtılmasıyla oluşturulan materyallerdir. Direkt kompozit rezinlerin, ağız içerisinde uygulanıp şekillendirildiği ve polimerize edildiği indirekt kompozit rezinlerin ise prepolimerize bloklardan tasarlanarak frezelenip ağız dışında polimerize edildiği ifade edilmiştir. Bu yöntemin direkt kompozitlerde görülen polimerizasyon büzülmesi ve monomer sızması gibi dezavantajları ortadan kaldırarak gelişmiş mekanik özellikler sunduğu bildirilmiştir. Frezelenabilir kompozit rezinlerin, minimal son bitim işlemi gerektirdiği cilalanabildiği ve karakterizasyon için ışık ile polimerize edilebilir boyalar eklenebildiği ifade edilmiştir. Bu materyallerin veneer, inley, onley ve kuron gibi restorasyonlarda kullanıldığı belirtilmiştir (Sulaiman, 2020).

CAD/CAM kompozitlerin mekanik ve optik davranışlarının değerlendirildiği bir çalışmada, lösit bazlı seramiklere kıyasla daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu belirtilmiştir. Ancak lityum silikat seramiklerden daha düşük mekanik direnç gösterdiği ifade edilmiştir. Cam seramiklerin, CAD/CAM kompozit malzemelere kıyasla daha düşük renklenme oranına sahip olduğu da bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2015). Yapılan incelemeler, kompozit rezinlerin henüz cam-seramik veya seramik blokların genel malzeme özelliklerini aşmadığını göstermektedir. Bu nedenle tedavi kararı verilmeden önce malzemelerin avantaj ve dezavantajları vaka bazında değerlendirilmelidir (Ruse ve Sadoun, 2014).

4.4. CAD/CAM Materyallerinin Yüzey İşlemi ve Bağlanma Süreci

CAD/CAM materyallerinin, diş yapısına bağlanmadan önce ideal bir iç yüzey işlemi gerektirmektedir. Doğru yüzey koşullarının sağlanabilmesi için seramik mikro yapısının tam olarak anlaşılmasının gerekli olduğu belirtilmiştir (Aboushelib ve Sleem, 2014). Bu materyallerin diş ile bağlantısının artırılması amacıyla kimyasal veya mekanik yüzey işlemlerinin uygulanabileceği ifade edilmiştir (Blatz ve ark., 2003; Strasser ve ark., 2018).

Kimyasal yüzey işlemlerinde genellikle %5 veya %9 hidroflorik asit (HF) kullanıldığı belirtilmiştir (Tian ve ark., 2014). Hidroflorik asidin, silika ile reaksiyona girerek hidroflorosilisik asit oluşturduğu ve böylece yüzeyi pürüzlendirerek rezin siman için bağlanma alanı oluşturduğu ifade edilmiştir (Alex, 2008). Seramiğin kristal içeriğine göre iç yüzeyinin aşındırma süresi ile aşındırıcının konsantrasyonunun belirlendiği bildirilmiştir. Geleneksel feldspatik seramiklerin %9,8 HF asit ile 2 dakika, lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramiklerin %9,8 HF asit ile 1 dakika ve lityum disilikatların %4,6 HF asit ile 20 saniye süreyle

aşındırılması gerektiği ifade edilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019). Bağlanmanın artırılması için asit uygulamasının ardından monobond silan bağlayıcı ajanın kullanıldığı belirtilmiştir. Monobondun; silan, fosforik ve sülfid metakrilat içerdiği ve kimyasal adezyonu güçlendirdiği bildirilmiştir (Alsaeed, 2022).

Mekanik yüzey işlemlerinde, restorasyonun iç yüzeyine hava partikülü aşındırması (air abrazyon) uygulanmaktadır. Hava partikülü aşındırması işleminde 25, 27 veya 50 µm alüminyum oksit partiküllerinin kullanıldığı ve hibrit seramik rezinler ile zirkonya restorasyonlarında önemli yüzey değişiklikleri olduğu gözlemlenmiştir (Aboushelib ve Sleem, 2014). Adeziv simantasyonla ilgili çalışmaların incelenmesi sonucunda adeziv sistem, dental substrat, rezin siman ve seramik restorasyon türlerine dikkat edilmesi gerekmektedir. (Blatz ve ark., 2018).

4.5. Simantasyon

Bir restorasyonun tutuculuğunun preparasyon tasarımı, abutment yüksekliği ve genişliği, yüzeyin makro ve mikro özellikleri gibi çeşitli faktörlerden etkilendiği ancak indirekt restorasyonlarda tutuculuğun temel koşulunun simantasyon olduğu belirtilmiştir (Ghodsi ve ark., 2021). Uygun simantasyon protokolünün, hazırlanan diş yüzeyi ile restorasyon arasında optimum bağlanma sağlayarak marjinal adaptasyonu artırdığı, mikrosızıntıyı önlediği ve kırılma direncini yükselttiği rapor edilmiştir. Ayrıca biyofilm oluşumunu engellemesi sayesinde mekanik ve biyolojik komplikasyonların da en aza indirildiği bildirilmiştir (Blatz ve ark., 2023; Heboyan ve ark., 2023).

Siman seçiminin ve klinik uygulamanın titizlikle gerçekleştirilmesinin malzeme içeriği, bağlanma süreçleri ve diğer restoratif materyallerle uyumu konusunda bilinçli bir yaklaşım gerektirdiği belirtilmiştir (Ghodsi ve ark., 2021). Simanlar arasında ve aynı ürünü ürettiğini iddia eden farklı üreticiler arasında bile farklı performanslar bulunduğu ifade edilmiştir. Bu nedenle simantasyon öncesinde üreticinin kullanım talimatlarına uygun olarak restorasyon ve diş yüzeyine gerekli işlemlerin uygulanmasının son derece önemli olduğu vurgulanmıştır. Siman malzemelerinin genellikle kimyasal bileşimlerine, bağlanma mekanizmalarına veya klinik endikasyonlarına göre sınıflandırıldığı belirtilmiştir (Leung ve ark., 2022).

Metal ve metal-seramik kuron restorasyonların simantasyonunda geleneksel simanların tercih edilebilmektedir. Siman seçiminin diş preparasyonu, hastanın klinik durumu, parafonksiyonel veya diyet alışkanlıklarının değerlendirilmesiyle belirlenmesi gerektiği bildirilmiştir. Resin simanlar, yüksek cam içeriğine sahip seramik restorasyonlarda adezyona destek sağlamak için

tercih edilmektedir. Ancak düşük cam içeriğine sahip polikristalin seramiklerde geleneksel simanların kullanılmasının uygun olduğu ifade edilmiştir (Ghods ve ark., 2021).

4.5.1. Rezin simanlar

Rezin simanların yüksek basma ve çekme mukavemeti, güçlü bağlanma kapasitesi, düşük su çözünürlüğü ve iyi estetik özellikleri sayesinde en çok tercih edilen siman malzemeleri arasında yer aldığı ifade edilmektedir (Hill ve Lott, 2011). Ancak yeterli bağlanma mukavemeti elde edebilmek için nem kontrolünün gerekli olduğu belirtilmiştir. İzolasyonun sağlanamadığı durumlarda alternatif simanların kullanımının daha uygun olabileceği bildirilmiştir (Dursun ve ark., 2010).

4.5.2. Konvansiyonel Rezin Simanlar

Konvansiyonel rezin simanların, kimyasal bileşim açısından restoratif kompozit rezinlerle benzerlik gösterdiği belirtilmiştir. Bu simanların metil metakrilat, bisfenol A-glisidil metakrilat dimetakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat gibi rezin monomerlerinden oluştuğu ve sertleşme reaksiyonu sırasında polimerize olduğu ifade edilmiştir (Hill, 2007). Mineye bağlanma mekanizmasının asitle pürüzlendirme sonrası mikromekanik kilitlenme ile gerçekleştiği bildirilmiştir. Dentinle güçlü bir bağ oluşturabilmek için smear tabakasının uzaklaştırılması, yüzeyin demineralize edilmesi ve uygun bir primer ajanının uygulanmasının gerekli olduğu belirtilmektedir (Hill, 2007). Bazı konvansiyonel rezin simanlar önceden bir adeziv sistem uygulamasını gerektirmektedir. Bu adeziv sistemler, asitleme mekanizmasına bağlı olarak total-etch (etch-and-rinse) ve self-etch olarak ikiye ayrılmaktadır (Scotti ve ark., 2017).

Rezin simanlar sertleşme mekanizmalarına göre ise üç sınıfa ayrılmaktadır:

- Sınıf 1 (Self-cured): Kalın ve opak restorasyonların simantasyonu için kullanılmaktadır. Metaller ve yüksek opaklıtaki seramikler gibi ışık geçirmeyen malzemeler ile uyumlu bulunmaktadır.
- Sınıf 2 (Light-cured): Yüksek estetik gerektiren restorasyonlar için tercih edilmektedir. İnce ve ışık geçirgen materyallerin simantasyonunda kullanılmaktadır.
- Sınıf 3 (Dual-cured): Hem ışıkla hem de kimyasal kürlenme mekanizmasına sahip olduğundan geniş bir uygulama alanı sunmaktadır (De Souza ve ark., 2015).

4.5.3. Self adeziv rezin simanlar

Self adeziv rezin simanların, ayrı bir adeziv veya asitleyici ajan gerektirmeden diş dokularına bağlanabilen bir rezin siman türü olduğu belirtilmiştir (Ferracane ve ark., 2011). Self adeziv

rezin simanlar self-etch adeziv sistemlere benzer şekilde çalışmaktadır. Fonksiyonel asidik monomerlerin, ilk sertleşme reaksiyonu sırasında düşük pH ve yüksek hidrofiliklik oluşturduğu ifade edilmiştir. Bu özelliklerinin diş yüzeyinin ıslatılmasını ve asitlenmesini sağlayarak adeziv rezinin homojen şekilde infiltrasyonuna olanak tanıdığı bildirilmiştir (Amin ve ark., 2022).

Self-adeziv resin simanların, konvansiyonel resin simanlara kıyasla daha kolay uygulanabilir olduğu ve çeşitli indirekt restorasyonların simantasyonu için kullanılabileceği belirtilmektedir. Ancak bağlanma mukavemetinin konvansiyonel resin simanlara göre daha düşük olduğu ifade edilmiştir. Bu nedenle retansiyon ve rezistans formu yetersiz olan restorasyonlarda kullanımının önerilmediği bildirilmiştir. Ayrıca mineye bağlantısının zayıf olması ve yüksek renk değişimi riski nedeniyle lamine veneer simantasyonu için uygun olmadığı ifade edilmiştir (Manso ve Carvalho, 2017).

4.5.4. Resin simanlarda yapılan modifikasyonlar

Resin simanların antibakteriyel etkilerinin bulunmaması nedeniyle tekrarlayan çürükleri önleyemediği ve bu durumun restorasyonlarda başarısızlıklara neden olabileceği belirtilmiştir. Bu sorunun çözümü için gümüş nanopartiküller, kuaterner amonyum bileşikler, klorheksidin diasetat ve ursolik asit gibi antimikrobiyal maddelerin eklenmesiyle simanların biyolojik özelliklerinin geliştirildiği ifade edilmiştir (Yamamoto ve ark., 2022).

Resin simanlarda geliştirilen bir diğer yeniliğin kendiliğinden onarım (self-healing) kapasitesinin kazandırılması olduğu bildirilmiştir (Leung ve ark., 2022). Trietilen glikol dimetakrilat-N ile N-dihidroksietil-p-toluidin içeren iyileştirici sıvının poli(ürea-formaldehit) kapsüllere yerleştirilmesi ile başlangıç kırılma tokluğunu anlamlı düzeyde artıran kendiliğinden onarım kapasitesi elde edildiği bildirilmiştir (Wu ve ark., 2016). Ayrıca resin simanların verimliliğini artırmak amacıyla polimerizasyon başlatıcı yeni sistemlerin geliştirildiği belirtilmektedir. Asidik fonksiyonel monomerlerin serbest radikal oluşumunu inhibe etmesi nedeniyle araştırmacılar kimyasal olarak kürlenmiş ortak başlatıcılar üzerine çalışmaktadır. Bunun yanı sıra dokunarak kütleme (touch curing) yöntemi ile üçüncül amin içermeyen hızlandırıcı bir primer kullanılarak polimerizasyonun temas yoluyla başlatılmasının amaçlandığı ifade edilmiştir (Leung ve ark., 2022).

4.6. Aşınma

Aşınma, genellikle mekanik etkiler nedeniyle meydana gelen ve iki yüzey arasındaki temas ve hareketle parçacıkların kademeli bir şekilde koparak bileşenin boyutunda ortaya çıkan istenmeyen değişiklikleri ifade etmektedir (Branco ve ark., 2020). İki yüzey arasındaki

aşınmanın; yüzeylerin yapısı, etkileşim koşulları ile çevresel ve yüzey olmak üzere üç temel unsurdan etkilendiği bildirilmiştir (Tsujimoto ve ark., 2018).

4.6.1. Ağız boşluğunda triboloji

Tribolojide aşınma mekanizmaları başlıca; aşındırma (iki veya üç cisimli aşındırma), yapışma, yorulma ve tribokimyasal aşınma (kimyasal çözünme) olarak sınıflandırılmaktadır. Diş hekimliğinde ise aşınma terimi, dental dokunun kaybı olarak daha geniş bir anlamda kullanılmaktadır. Dental dokulardaki kayıp; diş temas bölgelerindeki aşınma (atrizyon), dişlerin birbirine teması dışındaki aşınma (abraziv aşınma), kimyasal etkilerle meydana gelen madde kaybı (erozyon) ve dişin servikal kısmındaki yorgunluğa bağlı doku kaybı (abfraksiyon) olarak dört ana gruba ayrılmaktadır (Branco ve ark., 2020).

Diş aşınmalarının çiğneme kuvvetleri, bruksizm, beslenme alışkanlıkları ve sistemik faktörlere bağlı olarak gelişebileceği ve yaşlanmanın doğal bir parçası olabileceği belirtilmiştir. Her aşınma vakasının tedavi gerektirmediği ancak estetik, hassasiyet ve fonksiyon kaybı durumlarında restoratif yaklaşımların önemli olduğu ifade edilmiştir. Ayrıca şiddetli aşınmaların oklüzal dikey boyut kaybı ve oklüzal düzlem düzensizlikleri nedeniyle tedaviyi zorlaştırabileceği bildirilmiştir (Altıncı ve ark., 2009).

Dişler, mine tabakasının kompakt ve düzenli mikro yapısı ve tükürüğün yağlayıcı ve remineralize edici etkisi sayesinde yüksek aşınma direnci göstermektedir. Buna rağmen çiğneme ve çevresel/patolojik faktörlere bağlı olarak kaçınılmaz bir diş aşınması meydana gelmektedir bu durum aşınma şiddetine bağlı olarak geri döndürülemez olabilmektedir. Çiğneme sırasında besinlerin ezilip karıştırılarak bolus oluşturulması sürecinde oluşan aşınma; besinlerin reolojik, mekanik ve geometrik özellikleri tarafından belirlenmektedir. Yiyecek ve içecekler ağız içerisinde sıcaklık (0–55 °C) ve pH (1–10) değişimlerine yol açarak dişlerde termal streslere ve demineralizasyona neden olabilmektedir. Diş kayma mesafesi 0.9–1.2 mm iken uygulanan normal kuvvet 3–36 N arasında değişmekte ve bazı durumlarda 150–800 N'ye kadar yükselebilmektedir. Ayrıca bruksizm gibi oral patolojiler, diş teması nedeniyle aşırı aşınmaya yol açabilmekte ve bu durum toplumun genelinde %8–31.4 arasında bir yaygınlık göstermektedir (Branco ve ark., 2020).

Diş hekimliği materyallerinin mekanik dayanıklılığının restoratif ve protetik tedavilerde kritik bir faktör olduğu belirtilmiştir. Restorasyon materyallerinin ısırma kuvvetlerine dirençli olması, minimal aşınma göstermesi ve renk değişimine karşı dayanıklılık sağlayarak uzun ömürlü olması gerektiği ifade edilmiştir (Türel, 2015).

4.6.2. Restoratif materyallerin aşınma özelliklerini etkileyen faktörler

Restoratif materyallerin aşınma direnci ve karşıt diş aşındırma potansiyeli; malzeme türü, mikroyapı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma tokluğu gibi faktörlere bağlı bulunmaktadır. Seramik esaslı materyaller genellikle daha fazla karşıt diş aşınmasına neden olurken zirkonya gibi düzgün yüzeyli ve yüksek kırılma tokluğuna sahip seramikler bu etkiyi azaltabilmektedir. Literatürde antagonist diş aşınmasında en belirleyici unsurların materyalin yüzey kalitesi, kırılma tokluğu, mikroyapısı ve çevresel faktörler olduğu vurgulanmıştır (Branco ve ark., 2020).

Sertlik genellikle aşınma direnci için önemli görülse de tek başına belirleyici değildir. İyi polisajlanmış zirkonya gibi çok sert materyaller antagonist diş daha az aşındırabilirken cam seramikler gibi daha yumuşak fakat pürüzlü veya parçacık salan materyaller daha agresif aşındırmaya neden olabilmektedir (Branco ve ark., 2020). Rezin esaslı kompozitlerde sertlik ile aşınma arasında doğrudan bir korelasyon bulunmayabilirken bunun yerine kompozit rezinin partikül boyutu, tipi ve dağılımı gibi faktörler aşınma direncini daha fazla etkilemektedir (Guo ve ark., 2022). Küçük ve iyi dağılmış dolgu partikülleri, kompozit rezinin yüzeyini daha uzun süre pürüzsüz tutarak aşınmaya karşı direnci artırabilmektedir (Dionysopoulos ve Gerasimidou, 2021).

Restorasyonun yüzey pürüzlülüğü ile uygulanan bitirme/polisaj işlemlerinin restorasyonun ve antagonist dişin aşınma miktarını doğrudan etkilediği bildirilmiştir. Yetersiz cilalanarak pürüzlü bırakılan yüzeylerde antagonist dişte daha fazla madde kaybı oluşabildiği ayrıca antagonistin pürüzlülüğünün de aşınma miktarını artırdığı rapor edilmiştir (Branco ve ark., 2020; Ghazal ve Kern, 2009).

Antagonist materyalin aşınma üzerinde belirleyici bir faktör olduğu belirtilmektedir. Restorasyonun doğal diş minesine temas etmesi durumunda her iki yüzeyin de aşınmaya maruz kaldığı aşınma hızının temas eden çiftin materyal özelliklerince belirlendiği rapor edilmiştir. Zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik gibi yeni nesil materyallerin farklı yüzey işlemlerine (polisaj veya glaze) bağlı olarak antagonist diş üzerinde değişen oranlarda aşındırma etkisi oluşturduğu saptanmıştır. Bu nedenle restorasyonla temas eden yüzey materyalinin (doğal diş ya da başka bir restorasyon) özelliklerinin toplam aşınma miktarını belirleyen temel bileşenler arasında yer aldığı vurgulanmıştır (Branco ve ark., 2020; Leon Velastegui ve ark., 2022).

Ağız içi çevresel faktörlerin restoratif materyallerin aşınma sürecini etkileyen bir başka unsur olduğu ifade edilmiştir. Düşük pH'lı asidik ortamların, materyalin yüzey sertliğini azaltarak

aşınmayı artırdığı; tükürüğün ise kayganlaştırıcı etkisiyle sürtünmeyi azaltıp aşınmayı sınırladığı rapor edilmiştir. Bazı in vitro çalışmalarda, asidik ortamlarda beklenenden daha az aşınmaya rastlanmıştır. Bu durumun asit kaynaklı kaygan bir yüzey filmi oluşmasına bağlı olabileceği ifade edilmiştir. Ayrıca sıcaklık değişimleri, abraziv gıdalar ve tükürük akış hızı gibi parametrelerin de aşınma davranışını belirleyen önemli etkenler arasında yer aldığı vurgulanmıştır (Guo ve ark., 2022).

Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü ile uygulanma biçiminin de aşınmayı etkilediği ifade edilmiştir. Yüksek oklüzal kuvvetlerin ve özellikle bruksizm gibi parafonksiyonların, hem dişlerin hem de restorasyonların aşınmasını hızlandırdığı rapor edilmiştir (Guo ve ark., 2022; Mehta ve ark., 2021).

4.6.3. Aşınma değerlendirme yöntemleri

Aşınmayı ölçmek için nicel ve nitel yöntemler geliştirilmiştir (Kim ve ark., 2018). Doğrudan yöntemler arasında diş aşınma indekslerinin (TWI) yaygın olarak kullanıldığı belirtilmiştir. Ancak bu yöntemlerin subjektif değerlendirme içerdiği ve kesin sınıflandırma yapamadığı ifade edilmektedir. Dolaylı yöntemlerin ise alçı replikalar, 3D tarama, görüntü analizi ve profilometri gibi tekniklerle daha hassas ölçüm sağladığı bildirilmiştir. Dolaylı yöntemlerde stereomikroskop ve lazer profilometre gibi gelişmiş cihazların kullanıldığı ifade edilmiştir (Kim ve ark., 2018; Perry ve ark., 2000).

4.6.3.1. Klinik değerlendirme yöntemleri

Aşınma ilerlemesinin izlenmesinde en basit yaklaşım, hastaların dişlerinde meydana gelen değişimlerin görsel olarak değerlendirilmesi ve belirli klinik indeksler aracılığıyla kaydedilmesidir. Bu amaçla geliştirilen Temel Eroziv Aşınma İndeksi (BEWE) ve Tooth Wear Evaluation System gibi indekslerin kullanımının giderek yaygınlaştığı bildirilmiştir (Bartlett ve ark., 2019; Wetselaar ve Lobbezoo, 2016). Klinik aşınma indekslerinin mine yüzeyindeki doku değişimleri, opaklaşma ve translusensi kaybı gibi erken bulguları tespit edebilme yeteneği sayesinde progresyonun izlenmesinde etkili olduğu belirtilmiştir (O'Toole ve ark., 2023). Örneğin BEWE indeksinde, her bir ağız bölgesine 0 ile 3 arasında skor verilerek erozyon ve aşınma şiddeti derecelendirilmekte; bu sayede günlük klinik uygulamalarda aşınmanın belgelenmesi için pratik ve maliyet açısından etkin bir yöntem sunulmaktadır (O'Toole ve ark., 2023; Mehta ve ark., 2020). Benzer şekilde Smith ve Knight'ın Tooth Wear Index gibi skorlama sistemlerinin, hem mine hem de dentin kaybını dikkate alarak aşınmanın kapsamını kaydetmeye yardımcı olduğu bildirilmiştir. Klinik uygulamalarda, belirli aralıklarla alınan ağız içi fotoğrafların karşılaştırılmasıyla nitel bir izleme yapılabilen; yüzeylerin pürüzlülük ve

düzlüğü hekim tarafından gözlem ve palpasyonla değerlendirilebilmektedir. Ayrıca restorasyonların Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi (USPHS) kriterlerine göre (örneğin; yüzey aşınması açısından Alfa, Bravo, Charlie şeklinde) sınıflandırılması da yaygın olarak kullanılmaktadır. İndirekt yöntemlerde ise ölçü ile model oluşturularak zamanla oluşan değişiklikler incelenmekte; alçı ya da dijital modeller üzerinden yüzey morfolojisi profilometre veya stereomikroskop ile değerlendirilmektedir. Klinik izleme yöntemlerinin minimal invaziv ve uzun dönem bilgi sağlayan yaklaşımlar olduğu ancak küçük değişimleri saptamadaki duyarlılığının kullanılan yöntem ve operatöre bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir (Tsujiimoto ve ark., 2018; Dionysopoulos ve Gerasimidou, 2021).

4.6.3.2. Laboratuvar yöntemleri

Genel olarak dental materyallerin aşınma çalışmaları hızlı değerlendirme ve aşınma mekanizmalarının anlaşılması amacıyla basit konfigürasyonlu testlerle (örneğin pin-on-disc, pin-on-plate) yürütülmektedir. Oklüzal yüzeyler için çiğneme simülatörleri, oral ortamı daha gerçekçi şekilde taklit ederken; klinik çalışmalar, zaman, maliyet ve etik kısıtlamalara rağmen yeni materyallerin geliştirilmesi ve test yöntemlerinin doğrulanması açısından kritik öneme sahiptir (Branco ve ark., 2020).

Restoratif materyallerin aşınma davranışını nesnel olarak değerlendirmek amacıyla in vitro testler yaygın olarak kullanılmaktadır. Standartlaştırılmış laboratuvar protokolleri, farklı materyal ve tekniklerin kontrollü koşullarda karşılaştırılmasına olanak tanımaktadır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü / Teknik Şartname (ISO/TS) 14569 gibi uluslararası standartlar, özellikle iki-cisimli aşınma testleri için uygulama yöntemleri tanımlamaktadır (Tsujiimoto ve ark., 2018). Bu testlerde, çiğneme hareketini taklit eden cihazlarla restoratif materyaller belirli döngülerde antagonist yüzeylerle temas ettirilerek aşınma oluşturulmakta; oluşan aşınma ise profilometri ile hacimsel veya derinlik kaybı şeklinde ölçülmektedir (Dionysopoulos ve Gerasimidou, 2021).

İki-cisimli (antagonist ile direkt temas) veya üç-cisimli (abrasiv bir ortam araya konularak) aşınma deneyleri, malzemenin farklı aşınma mekanizmalarına direncini ortaya koymaktadır. Laboratuvarda ayrıca pin-on-disk tribometreleri gibi dönme aşındırma cihazları veya özel fırçalama simülatörleri ile diş fırçası kaynaklı abrazyon testleri de yapılabilmektedir. Aşınma miktarı milimetrik veya mikrometrik hassasiyetle ölçülerek kayıt altına alınmaktadır. Bunların yanında atomik kuvvet mikroskobu (AFM) veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile aşınmış yüzeylerin incelenmesi, aşınma mekanizmalarının (mikroyapıda parçacık kaybı, çatlak

oluşumu gibi) analizine olanak tanımaktadır. Klinik olarak elde edilen bulgular ile laboratuvar verilerinin korelasyonu, malzeme seçimi ve uygulama tekniklerinin geliştirilmesinde rehberlik etmektedir. Son yıllarda 3D lazer tarama ve beyaz ışık interferometri gibi hassas yöntemlerin de hem laboratuvar hem klinik modellerde aşınma ölçümü için kullanılmaya başlandığı belirtilmektedir (Dionysopoulos ve Gerasimidou, 2021; Branco ve ark., 2020; Tsujimoto ve ark., 2018).



5.GEREÇ ve YÖNTEM

Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 03.11.2023 tarihinde 09.2023.1496 protokol numaralı etik kurul onayı alınarak çalışmaya başlanmıştır.

Çalışmada kullanılan örnekler, deney koşullarında $23\pm1^{\circ}\text{C}$ oda sıcaklığında ve şartların devamlılığını sürdürebilmek amacıyla aynı kişi tarafından hazırlanmıştır.

5.1. Gereç

Bu çalışmada hangi aşamada hangi gereçlerin kullanıldığı aşağıda listelenmiştir.

5.1.1. Doğal dişlerin toplanması ve kavite preparasyonu

- Otopolimerizan akrilik (Lunavest Acrylic, Türkiye)
- 10K paslanmaz çelik el eğeleri (Mani Inc., Tochigi Japonya)
- 10/04-25/04 ege kiti (EndoArt Smart Gold, İnci Dental, İstanbul, Türkiye)
- 25/04 güta-perka ana konu (Pearl Endopia, Pearl Dent, Hochiminh City, Vietnam)
- Rezin bazlı kök kanal patı (Adseal, Meta Biomed, Cheongju, Kore)
- #068 kodlu tekerlek frez (Horico, Almanya)
- #545 kodlu yeşil ve kırmızı kuşaklı konik elmas frez (Horico, Almanya)

5.1.2. Dişlerin restorasyonu ve simantasyonu

- Termovisköz bulk-fill kompozit rezin: VisCalor Bulk (VOCO,Almanya)
- Sonik titreşim ile aktive olan bulk-fill kompozit rezin: SonicTMFill 3 (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)
- Sonik titreşimle oluşturan özel el aleti (SonicFillTMHandpiece; Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)
- Polietilen fiber şerit: Ribbond (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD),
- İndirekt restorasyon materyali:
 - Nano-seramik hibrit blok: Grandio Blocs (VOCO,Almanya)
 - Cam-seramik blok: Initial LiSi Block (GC,Tokyo)
 - Seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezini: VarseoSmile® TriniQ (BEGO,Almanya)
- Dual-cure universal adeziv (Futura Bond U; VOCO, Cuxhaven, Almanya)
- Dual-cure rezin siman (Bifix QM; Voco, Cuxhaven, Almanya)
- Tek aşamalı universal adeziv (OptiBond Universal; Kerr, ABD)
- Geçici restoratif Materyal: Clip F (Voco, Cuxhaven, Almanya)
- Silan (Ceramic Bond; Voco, Cuxhaven, Almanya)
- LED polimerizasyon cihazı (Valo Corldless; Ultradent, ABD)

- Step Bur 12S, Cylinder Point Bur 12S (1.2 mm) kazıma frezleri (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Ağız içi tarayıcısı (Cerec Omnicam AC; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Yazılım programı (CEREC Software 4.4.4 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
- Polisaj lastiği (Diacomp® Plus Twist; EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Almanya)

5.1.3. Restorasyonların taranması

- CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Işık yansıtıcı özel sprej (Matte Spray, CRM, Türkiye)

5.1.4. Örneklerin yaşlandırılması

- Çiğneme simülatörü: Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 (Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya)

5.1.5. Aşınma miktarının belirlenmesi

- 3D Dijital yazılım programı (OraCheck Cyfex, Zürih, İsviçre)

Tablo 1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozitler ve adeziv sistem

	SonicFill™3	VisCalor Bulk
Üretici	Kerr Corp., ABD	VOCO, Almanya
Kompozit tipi	Sonik aktivasyon ile akışkan hale gelebilen yüksek doldurucu bulk-fill kompozit rezin	Ön sıtma ile akışkan hale gelebilen termovisköz bulk-fill kompozit
İçerik	<i>Matriks:</i> Bis-GMA, TEGDMA, EBPDM	<i>Matriks:</i> Bis-GMA, alifatik dimetakrilat
	<i>Doldurucu:</i> SiO ₂	<i>Doldurucu:</i> SiO ₂ (20-40 nm), baryum alüminyum-silikat cam parçacıkları (1,2 µm)
Doldurucu %w/v	81/-	83/-
Uygulama kalınlığı	>5mm	4 mm

Adeziv Sistem
Futura Bond U (VOCO, Cuxhaven, Almanya) Dual -curing üniversal adeziv Etanol, Bis-GMA, HEMA, H₂O, HEDMA, Metakrilat fosforik asit esteri, Metakrilat modifiye poli asit, UDMA (Üretan dimetakrilat), Başlatıcılar, Stabilizatörler

Tablo 2. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı

Işık cihazı	Nesil	Dalga boyu	Işık yoğunluğu
Valo Cordless (Ultradent, ABD)	3.nesil	395-480 nm	Standart mod:1000mW/cm ² Yüksek güç modu:1400mW/cm ² Ekstra güç modu: 3200mW/cm ²

Tablo 3. Çalışmada kullanılan indirekt materyaller ve simantasyon sistemi

Materyal	Üretici	Materyal Tipi	İçerik	Doldurucu %w/v
Grandio Blocs	VOCO, Almanya	Nanoseramik hibrit blok	Baryum alüminyum borosilikat cam, silikon dioksit, polimetakrilat, stabilizatörler, pigmentler	87/71.7
İnitial LiSi Blocs	GC, Tokyo	Cam-seramik blok	Lityum disilikat kristalleri, cam matris (silikat esaslı), sodyum oksit (Na ₂ O)	-
Varseo Smile TriniQ®	BEGO, Almanya	Seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezin	Etiloksile Bisfenol A (Bis-EMA), metakrilik asit, benzenasetik asit türevi metil ester ve difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit	-

Simantasyon Sistemi
Bifix QM (Voco, Cuxhaven, Almanya) Üniversal rezin esaslı dual-cure adeziv Baryum alüminyum borosilikat cam, HEDMA, BisGMA, florosilikat cam, fumed silika, başlatıcılar, stabilizatörler, pigmentler

Silanizasyon Ajanı
Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, Almanya) Aseton, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan, metakrilatlı fosforik asit esteri

Tablo 4. Çalışmada restorasyonları güçlendirmek için kullanılan materyal ve adeziv sistem

Materyal	Üretici	İçerik
Polietilen Fiber	Ribbond Inc., Amerika	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen şerit

Adeziv sistem
OptiBond Universal (Kerr, ABD) Tek aşamalı üniversal adeziv GDPM, GDM, HEMA, dimetakrilat, aseton, etanol

Tablo 5. Çalışmada kullanılan geçici restoratif materyal

Geçici restoratif Materyal	Üretici	İçerik
Clip F	Voco, Cuxhaven, Almanya	Metakrilat, bütillenmiş hidroksitoluen ve florürler.

5.2. Yöntem

5.2.1. Çalışma gruplarının oluşturulması

Tablo 6. Çalışma grupları

Kaide Materyali	İndirekt Restoratif Materyal	Güçlendirici Materyal
Sonic™ Fill 3	VarseoSmile ^R TriniQ	Ribbond (+) (SRT)
		Ribbond (-) (ST)
	Grandio Blocs	Ribbond (+) (SRG)
		Ribbond (-) (SG)
	İnitial LiSi Block	Ribbond (+) (SRL)
		Ribbond (-) (SL)
VisCalor Bulk	VarseoSmile ^R TriniQ	Ribbond (+) (VRT)
		Ribbond (-) (VT)
	Grandio Blocs	Ribbond (+) (VRG)
		Ribbond (-) (VG)
	İnitial LiSi Block	Ribbond (+) (VRL)
		Ribbond (-) (VL)

Çalışma gruplarındaki numune sayılarının belirlenmesi amacıyla yapılan güç analizi sonucuna göre her bir grup için numune sayısı 8 olarak belirlenmiştir.

5.2.2. Dişlerin toplanması ve saklanması

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı kliniğinde, periodontal problemler veya ortodontik nedenlerle çekilmiş morfolojik olarak birbirine benzer 96 adet molar dişin kullanılmıştır. Dişlerin üzerindeki tüm artıklar ultrasonik cihazla temizlenmiş ve leke kalan debrislerin uzaklaştırılması için pomza kullanılmıştır. Deney aşamasına geçene kadar %0,1'lik timol içeren izotonik serum fizyolojik solüsyonu içerisinde bekletilerek dezenfeksiyon sağlanmıştır.

5.2.3. Dişlerin hazırlanması

Dişlerin her biri çiğneme simülatörüne ait hazneler içerisine otopolimerize akrilik (Lunavest Acrylic, Türkiye) ile mine-sement sınırı hizasından gömülerek sabitlenmiştir (Şekil 5).



Şekil 5. Çekilmiş dişlerin mine-sement sınırından otopolimerizan akrilik içerisine gömülmesi

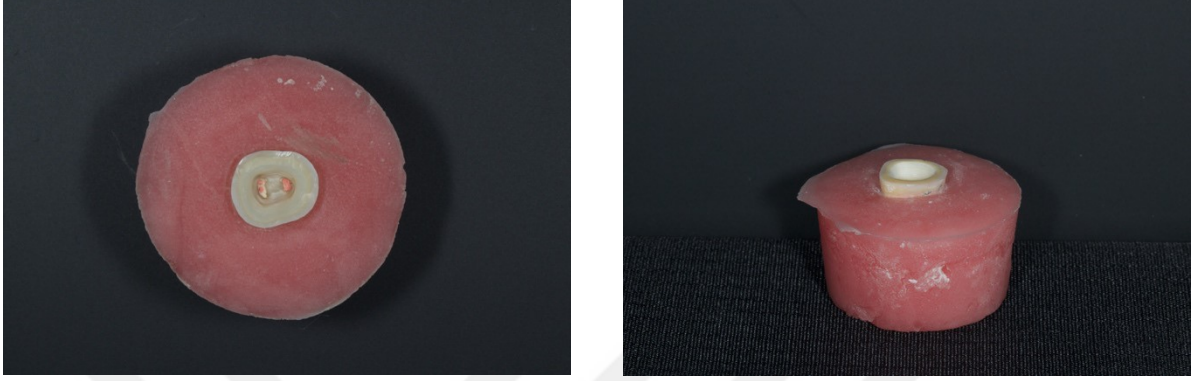
5.2.4. Dişlere endodontik tedavi uygulanması

Otopolimerizan akrilik içerisine gömülmüş çekilmiş dişlere, dentin seviyesinde 12 numaralı çelik rond frez kullanılarak endodontik giriş kaviteleri açılmıştır. Dişlerin apikal bölgelerine ulaşmak için 10K paslanmaz çelik el eğeleri (Mani Inc., Tochigi, Japonya) kullanılmıştır. Endodontik tedavi için çalışma boyları periapikal radyografilerle belirlenmiştir. Kök kanal preparasyonu için 10/04-25/04 eğe kiti (EndoArt Smart Gold, İnci Dental, İstanbul, Türkiye); crown-down tekniğiyle 300 rpm, 2.5 N/cm torkta kullanılmıştır. Her alet değişiminden sonra 30 gauge yandan perfore irrigasyon iğneleri ve 2,0 mL %2,5 sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonu ile irrigasyon yapılmıştır. Kök kanallarını temizleyip şekillendirdikten sonra smear tabakasını kaldırmak için 1,0 mL %17 EDTA ve ardından 5,0 mL %2,5 NaOCl ile son yıkama yapılmıştır. Ardından kök kanalları 3,0 mL distile su ile yıkanmış ve kağıt konularla kurutulmuştur. Kök kanallarını doldurmak için 25/04 güta-perka ana konu (Pearl EndoPro, Pearl Dent, Hochiminh City, Vietnam) ve rezin bazlı kök kanal patı (Adseal, Meta Biomed, Cheongju, Kore) soğuk lateral kondenzasyon tekniği ile kullanılmıştır. Sonrasında mine-sement sınırının 1 mm apikalinden güta-perkaların kesilmesiyle endodontik tedavi tamamlanmıştır.

5.2.5. Kavite preparasyonu

Endokuronlarla ilgili literatür incelendiğinde kavite duvarlarına mine-sement sınırının üzerinde 2 mm diş dokusu kalıncaya kadar #068 kodlu tekerlek şeklindeki frez (Horico, Almanya) ile preparasyon yapılmıştır. Kavite duvarları, 2 mm kalınlıkta ve 90° butt-joint formunda olacak şekilde prepare edilmiştir. Pulpa odasının duvarları ise, 8–10° açıyla birbirinden uzaklaşacak

biçimde paralelometre yardımıyla standardize edilmiş ve sırasıyla #545 kodlu yeşil ve kırmızı kuşaklı konik elmas frezler (Horico, Almanya) kullanılarak şekillendirilmiştir. Tüm preparasyonlar yüksek hızda dönen el aleti ile su soğutması altında gerçekleştirilmiştir. Preparasyon derinlikleri bir periodontal sond ile standardize edilmiştir (Dikici ve ark., 2024; Fildişi ve Eligüzeloğlu Dalkılıç, 2022) (Şekil 6).



Şekil 6. Endokuron kavite preparasyonu

5.2.6. Preparasyon yüzeylerinin hazırlanması

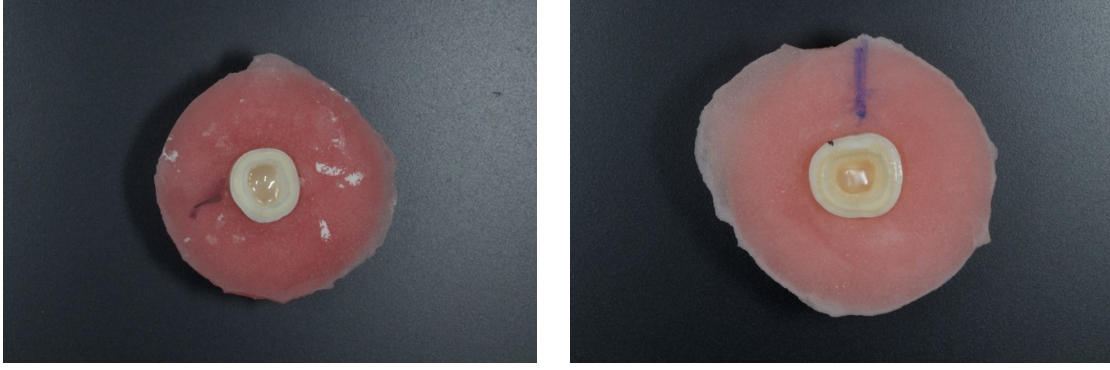
Preparasyon işleminden sonra mine yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit (Vococid; Voco, Cuxhaven, Almanya) ile 20 sn süresince pürüzlendirilmiştir. Ardından dual-cure üniversal adeziv (Futura Bond U; VOCO, Cuxhaven, Almanya) bir mikro aplikatör kullanılarak tüm mine ve dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Ardından kuru hava ile 5 sn süresince inceltilmiş ve LED polimerizasyon cihazı (Valo Corldless; Ultradent, ABD) ile 1000 mW/cm^2 güçte 10 sn boyunca polimerize edilmiştir (Şekil 7).



Şekil 7. Preparasyon yüzeylerinin hazırlanması

5.2.7. Kavite taban materyallerinin uygulanması

VT, VG ve VL gruplarında termovisköz bulk-fill kompozit rezin (VisCalor Bulk; Voco, Cuxhaven, Almanya) kavite tabanına 2 mm yüksekliğinde kaide şeklinde; VRT, VRG ve VRL gruplarında ise 2 mm yüksekliğinde kaide uygulamasına ek olarak polietilen fiber şerit (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) sirküler şekilde kavite duvarlarına uygulanmıştır (Şekil 8).



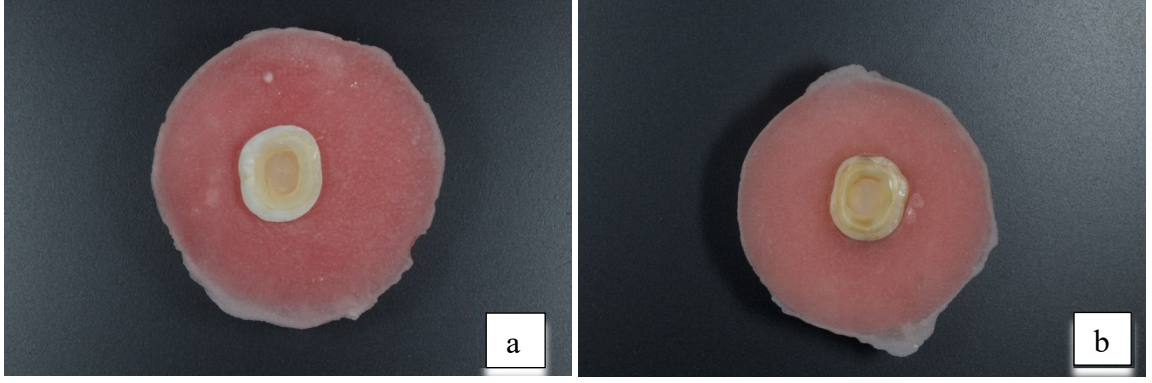
Şekil 8. Termovisköz bulk-fill kompozit rezin ile kavite tabanına 2 mm kaide uygulanması ve polietilen fiber şeritin uygulanması

Termovisköz bulk-fill kompozit kapsülleri (Şekil 9) kompozit tabancasında (VisCalor Dispenser; Voco, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 9) üretici firma talimatlarına göre 2 numaralı programda 65 °C'ye ısıtılmış ve 20 sn içerisinde kaviteye uygulanmıştır. Ardından geniş spektrumlu LED polimerizasyon cihazı (Valo Coridless; Ultradent, ABD) ile $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ güçte 20 sn boyunca polimerize edilmiştir.



Şekil 9. Termovisköz bulk-fill kompozit kapsülleri ve kompozit tabancası (VisCalor Dispenser)

ST, SG ve SL gruplarında sonik titreşimler ile akışkan hale gelebilen bulk-fill kompozit rezin (SonicTMFill 3; Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) kavite tabanına 2 mm yüksekliğinde kaide şeklinde SRT, SRG ve SRL'de ise 2 mm yüksekliğinde kaide uygulamasına ek olarak polietilen fiber şerit (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) sirküler şekilde kavite duvarlarına uygulanmıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Sonik titreşimler ile aktive olan kompozitin 2 mm kaide şeklinde uygulanması (a) ve polietilen fiber şeridin uygulanması (b)

Sonik titreşimler ile akışkan hale gelebilen bulk-fill kompozit rezin (Şekil 11), sonik titreşim oluşturan özel el aleti (SonicFill™ Handpiece; Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) (Şekil 11) 5. hız seviyesinde kullanılarak uygulanmıştır. Ardından üretici firma talimatlarına göre ışıklı LED polimerizasyon cihazı (Valo Cordless, Ultradent Inc., ABD) ile $>1000 \text{ mW/cm}^2$ güçte 10 sn boyunca polimerize edilmiştir.



Şekil 11. Sonik titreşimler ile akışkan hale gelebilen bulk-fill kompozit rezin ve sonik titreşim oluşturan özel el aleti (SonicFill™ Handpiece)

Kavite tabanına bulk-fill kompozit uygulaması sonrasında polietilen fiber şerit (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) uygulamasına geçilmiştir. Polietilen fiber şeriti uygun boyutlarda hazırlayabilmek için kavite duvarlarının iç yüzeyinden alüminyum folyo ile bir rehber hazırlanmıştır. Hazırlanan rehber ile uygun uzunluktaki polietilen fiber şeritler (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) özel makası ile kesilmiştir (Şekil 12).

Polietilen fiber şeritler (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) tek aşamalı universal adeziv (OptiBond Universal; Kerr, ABD) (Şekil 12) ile ıslatılmıştır. Adezivin fiber şeritler tarafından emilmesi beklenirken polimerizasyonu önlemek için fiber şeritler karanlık ortamda bekletilmiştir. Daha sonrasında polietilen fiber liflerine paralel ve tek yönde olacak şekilde ağız

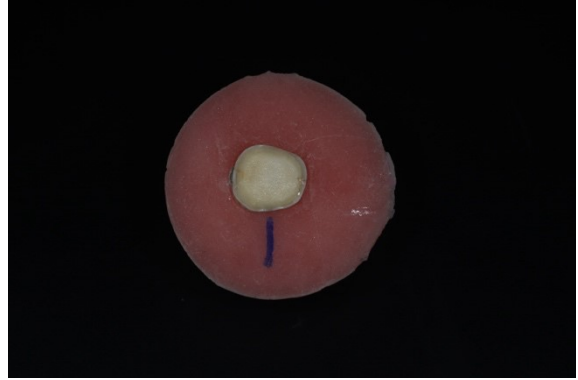
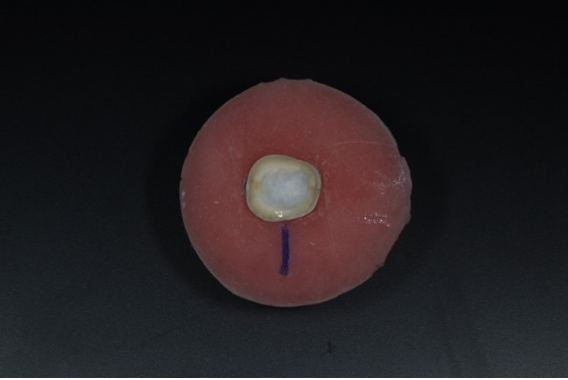
spatülü hafif basınç ile uygulanarak fazla adeziv uzaklaştırılmıştır. Adeziv ile ıslatılan polietilen fiber şeritler kavite duvarlarına çevresel olarak iki farklı bulk-fill kompozit rezin içerisine gömülerek uygulanmıştır.



Şekil 12. Polietilen fiber şerit ve universal adeziv ile ıslatılması

5.2.8. Geçici restorasyonların yapılması

Hazırlanan örnekler, restorasyonların üretim aşamasına kadar geçen sürede adeziv yüzeylerin korunması ve ağız içi ortamın simüle edilmesi amacıyla geçici olarak restore edilmiştir. Bu amaçla pulpa odalarına pamuk peletler yerleştirilmiştir ve açıkta kalan yüzeyler geçici restoratif materyali (Clip F; Voco, Cuxhaven, Almanya) ile kapatılmıştır. Klinik uygulamada geçici uygulama aşamasını simüle etmek amacıyla örnekler 37°C’de 2 hafta boyunca distile suda saklanmıştır (Şekil 13).

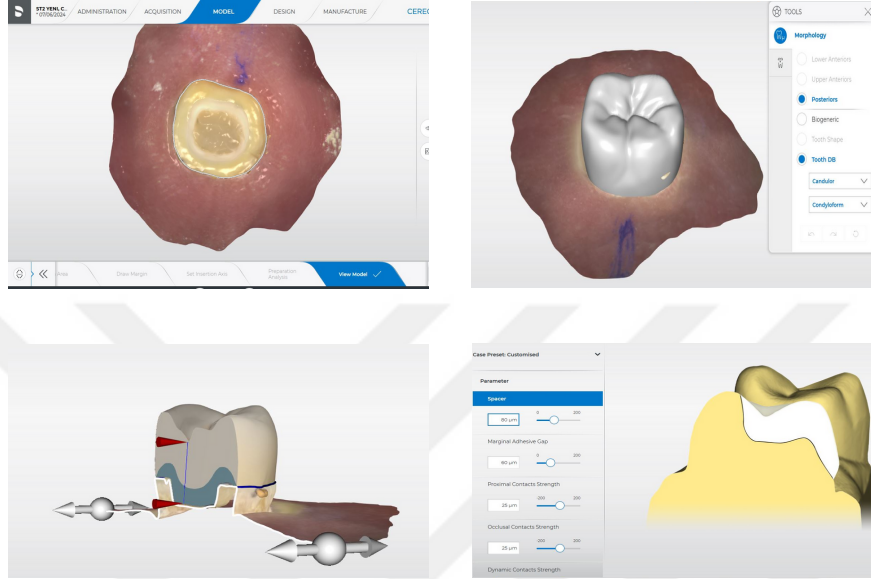


Şekil 13. Geçici restorasyon uygulanması

5.2.9. Restorasyonların taranması, dizaynı ve üretimi

Seramik restorasyonlarda oklüzal kalınlık genellikle 3–7 mm arasında değişmekte olup kalınlık arttıkça kırılma direncinin de yükseldiği ifade edilmiştir. Özellikle 5,5 mm kalınlığındaki endokuronların 1,5 mm kalınlığındaki seramik kronlara göre yaklaşık iki kat daha fazla kırılma direnci gösterdiği belirtilmiştir (Tsai ve ark.,1998; Mörmann ve ark.,1998). Hazırlanan tüm örnekler ağız içi tarayıcısı (Cerec Omnicam AC; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ile taranmıştır ve restorasyonların tasarımları bilgisayar (CEREC; Sirona Dental Systems,

Bensheim, Almanya) üzerindeki yazılım programı (CEREC Software 4.4.4 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile yapılmıştır. Çalışmamızda verileri standardize etmek amacıyla CEREC dijital kütüphanesindeki Candulor Condyliform morfolojisine sahip diş seçilmiş servikal band ile santral fossa arasındaki mesafe ortalama 5,5 mm olarak belirlenmiştir. Siman aralığı, üretici firma talimatlarına uygun şekilde 80 µm olarak ayarlanarak üretime geçilmiştir (Şekil 14).



Şekil 14. Restorasyonların taranması ve dizaynı

5.2.9.1. Nano-seramik hibrit blok ve lityum disilikat esaslı cam seramik blok ile restorasyonların üretimi

SG, SRG, VG ve VRG gruplarının restorasyonları, nano-seramik hibrit bloklar (Grandio Blocs; Voco, NY, ABD) kullanılarak kazıma cihazında (Cerec MC X; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir (Şekil 15).



Şekil 15. Nano-seramik hibrit blok ile restorasyonların üretilmesi

SLR, SL, VLR ve VL gruplarının restorasyonları, lityum disilikat cam seramik bloklar (Initial LiSi Block; GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak kazıma cihazında (Cerec MC X; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir (Şekil 16).



Şekil 16. Lityum disilikat cam seramik blok ile restorasyonların üretilmesi

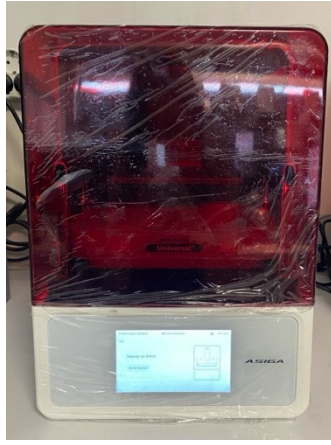
5.2.9.2. Seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezini ile restorasyonların dizaynı ve üretimi

STR, ST, VTR ve VT gruplarının restorasyonları, üç boyutlu yazıcılarda kullanılan seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezini (VarseoSmile® Triniq; BEGO, Almanya) ile üç boyutlu yazıcılarda üretilmiştir.

Restorasyonların tasarımı, bir dental CAD yazılımı (exocad DentalCAD; exocad GmbH) kullanılarak yapılmış ve STL formatında düzenlenmiştir. Yapılan tasarımlar, 385 nm dalga boyunda UV ışık uygulanan ve dijital ışık işleme teknolojisi (Dijital Light Processing-DLP) kullanan üç boyutlu yazıcıda (Asiga UV Max; Asiga) üretilmiştir.

Artık rezinlerin temizlenmesi amacıyla restorasyonlar ilk olarak 3 dakika boyunca $\geq 99,5$ konsantrasyondaki izopropanol içeren ultrasonik banyoya ardından 2 dakika boyunca yeniden temizleme çözeltisi içeren ultrasonik banyoya batırılmıştır. Ultrasonik banyonun ardından restorasyon yüzeylerine $\geq 99,5$ izopropanol püskürtülüp basınçlı hava ile kurutulmuştur.

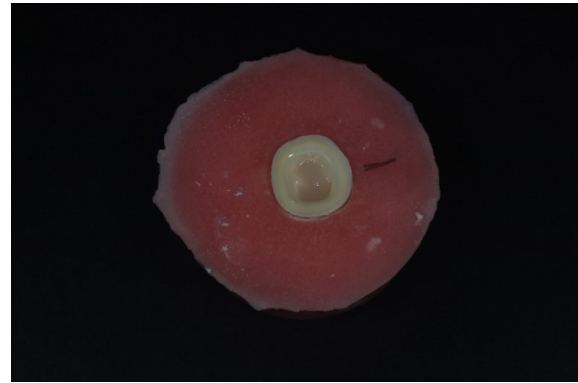
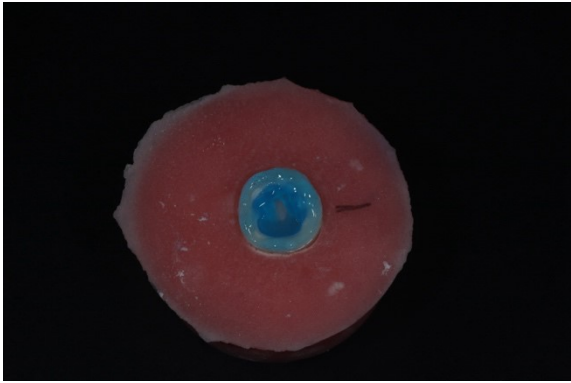
Üretimin ardından destek yapılar, ayırma diski ile uzaklaştırılmış ve restorasyonlar post-kürleme işlemine tabi tutulmuştur. Restorasyonlara polimerizasyon cihazında (Otoflash G171; NK-Optik) nitrojen oksit gazı atmosferinde 2×2000 ışık atımı uygulanarak post-kür işlemi gerçekleştirilmiştir. Eşit polimerizasyon sağlanması amacıyla post-kürleme döngüleri arasında restorasyonlar döndürülmüştür.



Şekil 17. DLP teknolojisini kullanan üç boyutlu yazıcı ve post-kür amacıyla kullanılan polimerizasyon cihazı

5.2.10. Yüzey hazırlık işlemleri ve simantasyon

Preparasyon yüzeyleri 53 µm partikül boyutuna sahip alüminyum oksit tozunun (Aquacare; Velopex International, Londra, BK) 10 mm mesafeden preparasyon yüzeylerine 90° açıyla uygulanması ile pürüzlendirilerek simantasyon işlemi için hazırlanmıştır. %37'lik ortofosforik asit (Vocacid; Voco, Cuxhaven, Almanya) ile 20 sn süresince pürüzlendirilmiştir. Ardından dual-cure universal adeziv (Futura Bond U; VOCO, Cuxhaven, Almanya) bir mikro aplikatör ile tüm mine ve dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Uygulanan adeziv kuru hava ile 5 sn süresince inceltirilmiştir ve simantasyon için polimerize edilmeden bırakılmıştır (Şekil 18).



Şekil 18. Preparasyon yüzeylerinin ortofosforik asitle pürüzlendirilmesi ardından dual-cure universal adezivin uygulanması

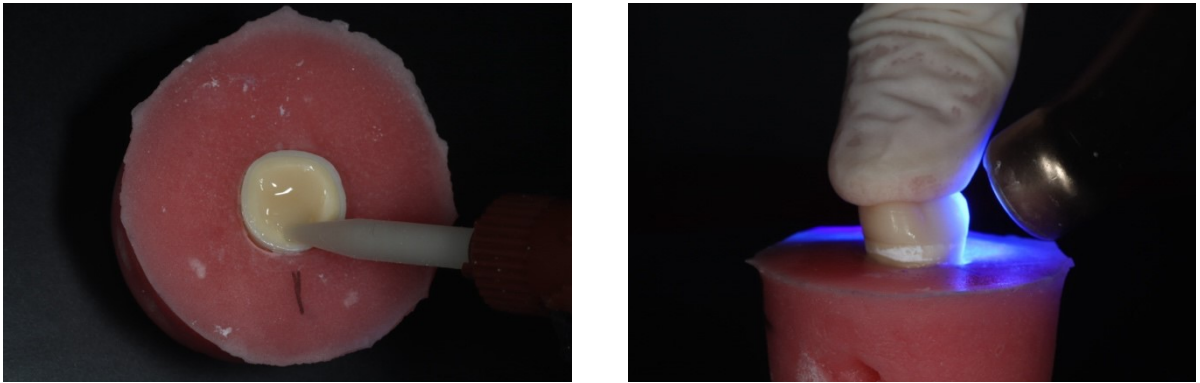
5.2.10.1. Lityum disilikat cam-seramik blokları simantasyonu

Lityum disilikat cam-seramik restorasyonların (İnitial LiSi Block; GC, Tokyo, Japonya) simantasyon yüzeylerine 20 sn süresince %5-9'luk hidroflorik asit uygulanıp su ile yıkanıp hava ile kurutulmuştur. Daha sonra yüzeyleri temizlemek amacıyla 5 dk boyunca distile suda ultrasonik banyoya tabi tutulmuştur. Ardından silan (Ceramic Bond; Voco, Cuxhaven, Almanya) uygulaması yapılmıştır. Uygulanan silanın etki etmesi için 60 sn beklendikten sonra 5 sn yağsız hava ile kurutma işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 19).



Şekil 19. Lityum disilikat esaslı materyalin simantasyon yüzeylerinin hazırlanması amacıyla % 5-9 hidroflorik asitin uygulanması, yıkanması ve silan uygulaması

Silanizasyon gerçekleşikten sonra preparasyon yüzeylerine dual-cure üniversal adeziv (Futura Bond U; VOCO, Cuxhaven, Almanya) bir mikro aplikatör kullanılarak uygulanmış ve hava ile inceltirilmiştir. Dual-cure rezin siman (Bifix QM; Voco, Cuxhaven, Almanya) tüm simantasyon yüzeylerini kaplayacak şekilde uygulandıktan sonra sabit parmak basıncı uygulanarak diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Daha sonrasında LED polimerizasyon cihazı (Valo Corldless; Ultradent, ABD) ile $>1000 \text{ mW/cm}^2$ gücünde 20 sn boyunca restorasyonun her yönünde uygulanarak simantasyon işlemi tamamlanmıştır (Şekil 20). Simante edilen restorasyonlara üç aşamalı elmas partikül emdirilmiş polisaj lastiği (Diapol®Ra; EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) ile mekanik cila uygulanmıştır.



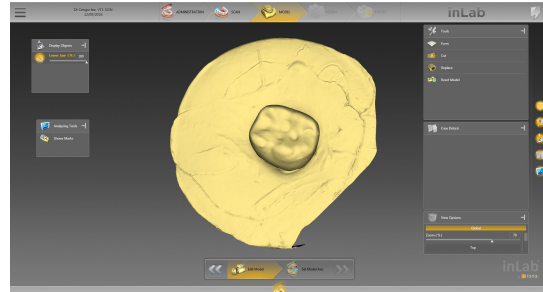
Şekil 20. Dual-cure adeziv simanın uygulanması ve LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi

5.2.10.2. Nano-seramik hibrit blokların ve üç boyutlu yazıcılarda üretilen seramik dolduruculu hibrit kompozitin simantasyonu

Nano-seramik hibrit blokların (Grandio Blocs; Voco, NY, ABD) ve seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezininin (VarseoSmile®TriniQ®; BEGO, Almanya) iç yüzeylerine adeziv simantasyona hazırlık amacıyla 1,5-2 bar basınçta alüminyum oksit (29 µm) ile kumlama yapılmıştır. Kumlama işleminden sonra restorasyon yüzeylerini yüksek basınçlı buhar ile temizlenmiştir ve silan (Ceramic Bond; Voco, Cuxhaven, Almanya) uygulaması yapılmıştır. Uygulanan silanın etki etmesi için 60 sn beklendikten sonra 5 sn yağsız hava ile kurutma işlemi gerçekleştirilmiştir. Silanizasyon gerçekleştikten sonra preparasyon yüzeylerine dual-cure üniversal adeziv (Futura Bond U; Voco, Cuxhaven, Almanya) bir mikro aplikatör kullanılarak uygulanmıştır ve hava ile inceltirilmiştir. Dual-cure rezin siman (Bifix QM; Voco, Cuxhaven, Almanya) tüm simantasyon yüzeylerini kaplayacak şekilde uygulandıktan sonra sabit parmak basıncı uygulanarak diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Daha sonrasında LED polimerizasyon cihazı (Valo Corldless; Ultradent, ABD) ile $>1000 \text{ mW/cm}^2$ gücünde 20 sn boyunca restorasyonun her yönünde uygulanarak simantasyon işlemi tamamlanmıştır. Simante edilen restorasyonlara iki aşamalı elmas partikül emdirilmiş polisaj lastiği (Diacomp® Plus Twist; EVE Ernst Vetter GmbH; Pforzheim, Almanya) ile mekanik cila uygulanmıştır.

5.2.11. Başlangıç yüzey taraması

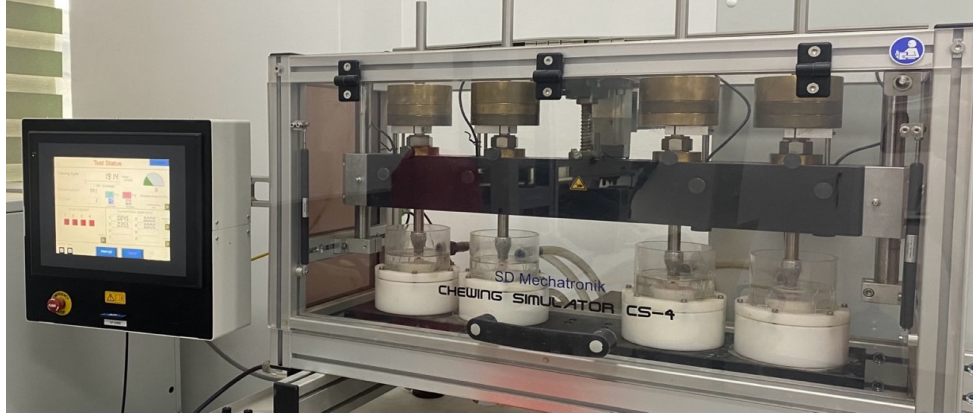
Örnekler simantasyonun tamamlanmasının ardından CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemi kullanılarak taranmıştır. Taranacak tüm örnekler CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde görüntü artefaktlarının oluşmasını engelleyen ışık yansıtıcı özel sprej (Matte Spray, CRM, Türkiye) restorasyon yüzeyinde ince bir tabaka oluşacak şekilde uygulanmıştır. Tarama verileri bilgisayar ortamında arşiv altına alınmıştır (Şekil 21).



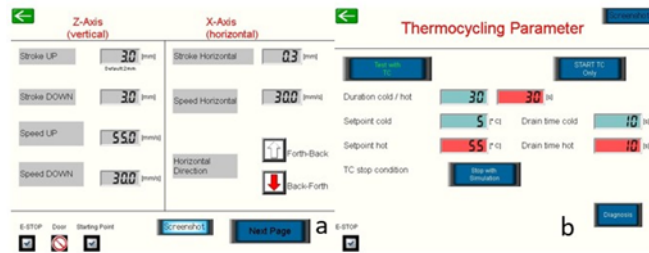
Şekil 21. Örneklerin CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde taranması

5.2.12. Örneklerin termo-mekanik olarak yaşlandırılması

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 4 hazneli çiğneme simülatörü (Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılmıştır. Örnekler 1 yıllık normal oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde 50 N (Newton)'luk kuvvet oklüzal yüzeylerin merkezinde dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla 1,7 Hz frekansta 240.000 kez uygulanmıştır. Döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 30 sn'lik periyotlar halinde 5°C'lik ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı 2400 termal döngü uygulanmıştır. Antagonist olarak ise mine dokusunun morfolojik ve fiziksel özelliklerinin standardize edilmesindeki güçlükler nedeniyle 6 mm çapında paslanmaz çelik bilyeler tercih edilmiştir (Koottathape ve ark., 2014). Gerçekleştirilen çiğneme döngüsü, kuvvetlerin döngüsel olarak doğru şekilde meydana getirilebilmesi için bilgisayar tarafından kontrol edilmiş ve termomekanik döngü tamamlanmıştır.



Şekil 22. Çiğneme Simülatörü (Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya)



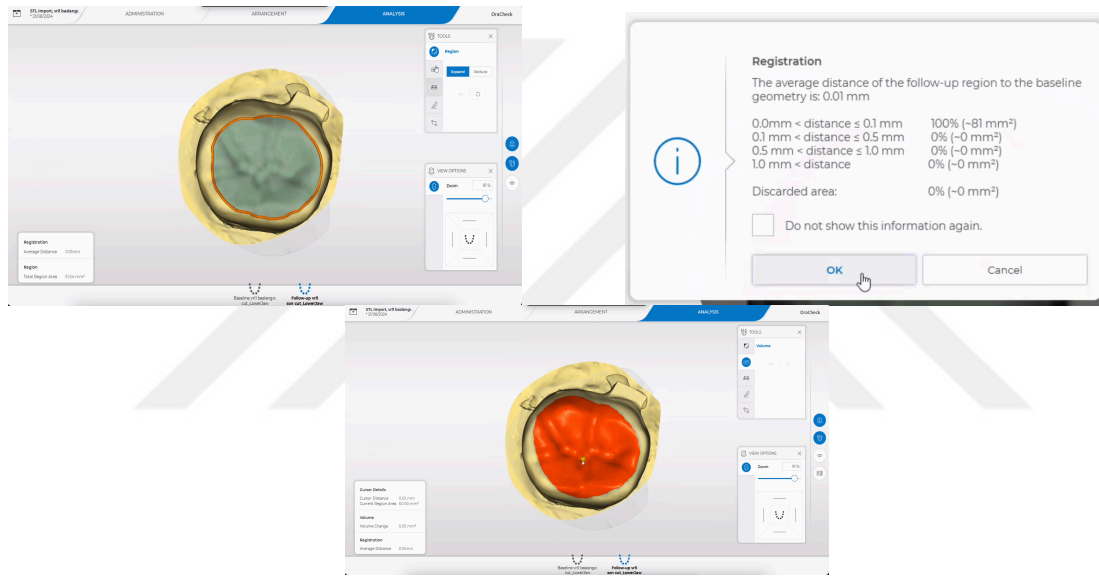
Şekil 23. Termomekanik yaşlandırma parametreleri

5.2.13. Aşınma ölçümleri

Çiğneme simülatöründe yapılan termomekanik yaşlandırma sonrasında örnekler ikinci kez CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemi kullanılarak taranmıştır.

Taranacak tüm örnekler CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde görüntü artefaktlarının oluşmasını engelleyen ışık yansıtıcı özel sprej (Matte Spray, CRM, Türkiye) restorasyon yüzeyinde ince bir tabaka oluşacak şekilde uygulanmıştır.

Taramalar arasında aşınma miktarını ölçmek için 3D dijital yazılım programı (Ora-Check, Cyfex, Dentsply Sirona) kullanılmıştır. Çiğneme simülatörü öncesi ve sonrasına ait STL veri dosyaları, yazılım programının en iyi uyum algoritması kullanılarak dijital olarak eşleştirilmiştir. İlgili örneğin üç boyutlu hacim kaybını nicelendirmek amacıyla, “Volume analysis” aracı kullanılarak aşınma kaybı, temel ve takip taramaları arasındaki mesafe ölçülerek değerlendirilmiştir. Aşınma miktarı, milimetre küp (mm^3) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 24).



Şekil 24. Termomekanik yaşlandırma öncesi ve sonrasına üç boyutlu görüntülerin hacimsel değişiminin hesaplanması

5.2.14. İstatistiksel analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) istatistik programı (SPSS 23.0, Chicago, IL, USA) kullanılmıştır. Tüm gruplar için aşınma değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma ve çeyrekler arası değerleri hesaplanmıştır. Aşınma verilerinin grup içi dağılımı Shapiro-Wilk ve Kolmogorov-Smirnov testleriyle değerlendirilmiş tüm gruplarda anlamlılık düzeyi ($p < 0.05$) altında değerler elde edildiği için normal dağılım göstermedikleri saptanmıştır. Bu nedenle parametrik olmayan testler kullanılmıştır. Üst yapı materyalinin aşınma miktarlarını değerlendirmek için Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Gruplar arasındaki farkı belirlemek için Bonferroni düzeltilmeli ikili karşılaştırmaları uygulanmıştır. Kaide ve polietilen fiber şerit

uygulamasının aşınma miktarına etkisini değerlendirmek için gruplar arasında veriler normal dağılmadığı için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar %95 güven aralığında $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.



6.BULGULAR

6.1. Üst Yapı Materyallerinde Meydana Gelen Aşınma Miktarının Karşılaştırılması

Bu in vitro çalışmada endokuron restorasyonlarında kullanılan lityum disilikat cam seramik, nano-seramik hibrit ve 3D baskı rezini CAD/CAM materyallerinin aşınma miktarları Tablo 8’de gösterilmektedir.

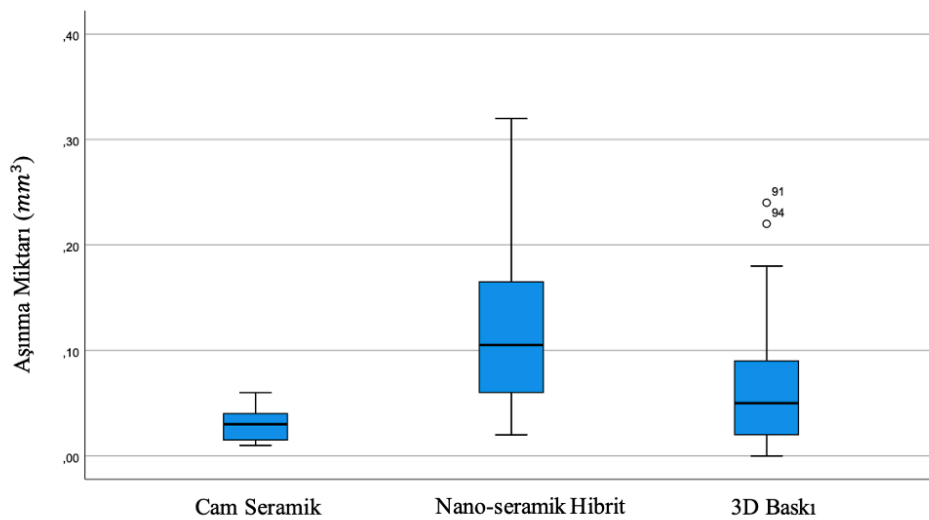
Tablo 7. Üst yapı materyallerinde meydana gelen aşınma miktarı

	Materyal	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	P değeri
AŞINMA MİKTARI (mm^3)	Cam Seramik	32	0.0294	0.01523	<0,001
	Nano-seramik Hibrit	32	0.1184	0.0727	
	3D Baskı	32	0.0666	0.05982	

*Kruskal Wallis testi, $p < 0,05$

Aşınma miktarı verilerinin grup içi dağılımını değerlendirmek amacıyla Shapiro-Wilk ve Kolmogorov-Smirnov testleri uygulanmıştır. Tüm gruplarda anlamlılık düzeyi ($p < 0.05$) altında değerler elde edildiğinden dolayı verilerin normal dağılmadığı sonucuna varılmıştır ve parametrik olmayan testler kullanılmıştır. Üst yapı materyalleri arasındaki aşınma miktarı karşılaştırılmasında parametrik olmayan çoklu grup karşılaştırma testi olan Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$).

Nanohibrit seramikten üretilen endokuronlarda meydana gelen ortalama aşınma miktarı $0.1184 \pm 0.07 mm^3$ ile diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur. Nano-seramik hibrit materyalindeki aşınma miktarını ortalama $0.0666 \pm 0.06 mm^3$ ile 3D baskı rezini takip etmiştir. En düşük aşınma miktarı ortalama $0.0294 \pm 0.02 mm^3$ ile lityum disilikat cam seramik kullanılan endokuronlarda tespit edilmiştir (Şekil 25).



Şekil 25. Materyallerin aşınma miktarlarının karşılaştırılması sütun grafiği

Gruplar arasındaki farkın belirlenmesi amacıyla Bonferroni düzeltilmeli ikili karşılaştırma testi yapılmıştır. Buna göre lityum disilikat cam seramikler ile 3D baskı rezini ($p=0.024$), lityum disilikat cam seramikler ile nano-seramik hibrit ($p=0.000$) ve nano-seramik hibrit ile 3D baskı rezini ($p=0.002$) materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Tablo 9).

Tablo 8. Bonferroni düzeltilmeli ikili karşılaştırmaları testi sonucu

Karşılaştırma	P değeri	Bonferroni Düzeltme	Sonuç
Cam Seramik-3D Baskı	0.008	0.024	Anlamlı fark ($P<0.05$)
Cam Seramik-Nano-seramik Hibrit	0.0	0.0	Anlamlı fark ($P<0.05$)
3D Baskı-Nano-seramik Hibrit	0.001	0.002	Anlamlı fark ($P<0.05$)

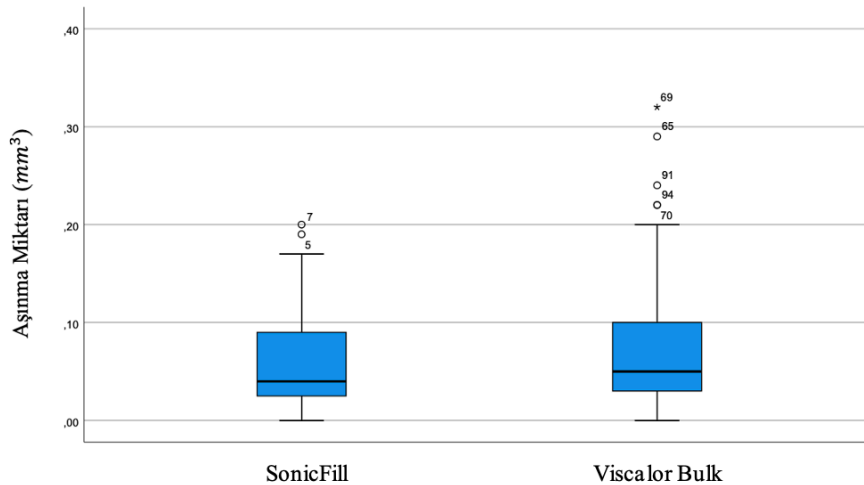
6.2. Kullanılan Kaide Materyallerine Göre Aşınma Miktarının Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız örneklerin kavite tabanında kullanılan Sonicfill ve VisCalor Bulk kaide materyallerine göre aşınma miktarlarının karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. SonicFill kaide materyalinin kullanıldığı gruplarda aşınma miktarı (ortalama $0.0633 \pm 0.05 \text{ mm}^3$), VisCalor Bulk (ortalama $0.0790 \pm 0.08 \text{ mm}^3$) kullanılan gruplara göre daha düşük bulunmuştur. Kullanılan kaide materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.298$) (Tablo 10, Şekil 26).

Tablo 9. Kaide materyallerine göre aşınma miktarı

Materyal	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	P değeri
SonicFill	48	0.0633	0.05396	0.298
Viscalor Bulk	48	0.0796	0.07534	

*Mann Whitney U testi, $p<0,05$



Şekil 26. Kaide materyallerine göre aşınma miktarı sütun grafiği

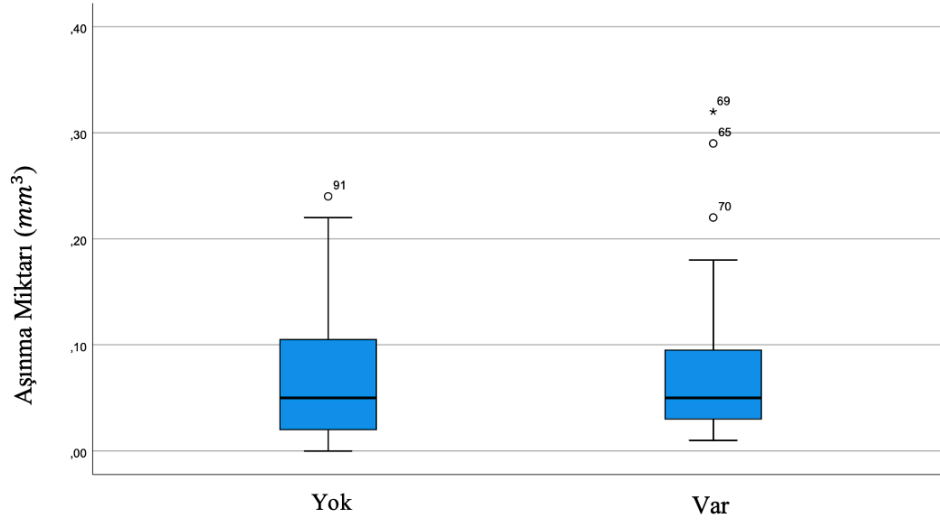
6.3. Polietilen Fiber Şerit Kullanımına Göre Aşınma Miktarının Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan örneklerin polietilen fiber şerit kullanımına göre aşınma miktarını değerlendirmek için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Buna göre polietilen fiber şerit kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.466$) (Tablo 11, Şekil 27).

Tablo 10. Polietilen fiber şerit kullanımının aşınma miktarına etkisi

Ribbond	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	P değeri
Var	48	0.075	0.06879	0.466
Yok	48	0.0679	0.06297	

*Mann Whitney U testi, $p<0,05$



Şekil 27. Polietilen fiber şerit kullanımına göre aşınma miktarı sütun grafiği

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında en az hacim değişiminin lityum disilikat cam-seramik (İnitial LiSi Block, GC, Tokyo) grubunda olduğu, seramik dolduruculu hibrit 3D baskı rezininin (VarseoSmile® TriniQ, BEGO, Almanya) ise nano-seramik hibrit (Grandio Blocs, VOCO, Almanya) grubundan daha az hacimsel değişim gösterdiği görülmüştür. Üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$). Bu nedenle “Farklı CAD/CAM materyallerinin endokuron materyali olarak kullanılmasının aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur” şeklinde olan birinci sıfır hipotezimiz reddedilmiştir.

Endokuron restorasyonların tabanında kaide materyali olarak termovisköz bulk-fill kompozit rezin veya sonik titreşimlerle akışkan hale gelebilen bulk-fill kompozit rezin kullanımı arasında aşınma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,298$). Literatürde endokuron restorasyonlarında, pulpa odasına yerleştirilen bulk-fill kompozit kaidelerin aşınma miktarına etkisiyle ilgili bilgiler sınırlıdır. Tüm bu bilgilere dayanarak “Endokuronların tabanında kullanılan bulk-fill kompozit rezinlerin endokuronlardaki aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur” şeklinde olan ikinci sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

Çalışmanın sonucunda, endokuron restorasyonları güçlendirmek amacıyla ribbond polietilen fiber kullanımının aşınma miktarına etkisi ile ilgili istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,466$) (Tablo 11). Bu alanda fiber ilavesinin aşınma üzerindeki etkilerini açıkça ortaya koyacak ek araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sonuçlar doğrultusunda üçüncü sıfır hipotezimiz olan “Endokuron yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılan polietilen fiber şeritlerin endokuronlardaki aşınma miktarı üzerinde etkisi yoktur” hipotezi kabul edilmiştir.

Kök kanal tedavisi sonrası dişlerin ve restorasyonların sağkalımının; kalan diş dokusu miktarı, proksimal temas noktalarının durumu, dişin ağızdaki konumu, molar dişlerde tüberkül kaplamalı restorasyon uygulaması ve post kullanımına kadar uzanan çeşitli faktörlerden etkilendiği bilinmektedir. Ancak bu faktörlerin her birinin etkisini randomize klinik çalışmalarla ayrı ayrı değerlendirmenin diğer değişkenleri aynı şekilde tutmanın pratikteki güçlükleri nedeniyle zor olduğu ifade edilmiştir (Bhuva ve ark., 2021). Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu uzun dönem başarıda belirleyicidir. Tam kapsamlı ve sızdırmazlığı iyi olan restorasyonlar, mikrobiyal sızıntıyı önleyerek oklüzal yükler altında diş korumaktadır (Alkaoud ve ark., 2024). Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda geleneksel yaklaşımlardan biri post ve kor uygulamalarıdır. Madde kaybının fazla olduğu durumlarda, restorasyona tutuculuk sağlamak amacıyla kor yapımı gerekli olabilmektedir.

Kalan koronal yapı yetersizse retansiyon sağlamak amacıyla kök içine post yerleştirilmesi de gerekebilmektedir (Correa ve ark., 2019). Metal veya fiber post seçimi klinik performansa önemli ölçüde etki etmezken koronal yapının korunması ve ferrule etkisi halen tartışmalıdır (Dotto ve ark., 2022). Endodontik tedavili dişlerdeki ferrule varlığının değerlendirildiği bir çalışmada eksik ferrule varlığının ferrulsüz restore edilen dişlere kıyasla kırılma direncinde anlamlı bir artışa neden olabileceği bildirilmiştir. Kalan aksiyel duvar sayısının, kırılma direnci ve kırılma modu üzerinde etkili olabileceği; aksiyel duvarların konumunun ise kırılma direncini etkileyebileceği ancak kırılma modu üzerinde belirgin bir etkisinin bulunmadığı ifade edilmiştir (Dong ve ark., 2024).

Fiber postlar ve adeziv materyallerin, özellikle geniş koronal madde kaybı bulunan dişlerde destek sağladığı ve uygulanan kuvvetlerin homojen şekilde dağılmasına katkı sunduğu bildirilmektedir (Alkaoud ve ark., 2024). Postların klinik başarı sağladığı bildirilmiş olmakla birlikte kök kanalına yerleştirilebilmeleri için sağlam diş dokusunun uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu durumun dişin biyomekanik davranışını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir. Postun sağladığı tutuculuğun, sağlıklı dokunun kaybı ile karşılaştırılarak dikkatli şekilde değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Sedrez-Porto ve ark., 2016). Materyal ve teknik seçiminin ise kalan diş yapısı, çiğneme kuvvetleri ve estetik gereksinimlere göre yapılması gerektiği belirtilmektedir (Zhi ve Binwen, 2015). Mevcut kanıtlar doğrultusunda posterior dişlerde uygulanan onley, endokuron gibi güncel indirekt restoratif tekniklerin; metal destekli seramik kuronlar kadar öngörülebilir sonuçlar sunduğu bildirilmiştir (Mannocci ve ark., 2022).

Endokuronlar, pulpa odasına tutunan monolitik restorasyonlar olarak tanımlanmıştır. Bu restorasyonlarda, pulpa odası duvarlarının mikromekanik retansiyon özelliklerinden yararlanıldığı ve adeziv tekniklerin gelişmesiyle birlikte kullanımının yaygınlaştığı bildirilmiştir (Govare ve Contrepolis, 2020; Caussin ve ark., 2024). Son yıllarda yapılan sistematik derlemeler ve meta-analizlerde, molar dişlerde postlu kuronlara kıyasla endokuronların eşdeğer ya da daha yüksek başarı oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir (Govare ve Contrepolis, 2020; Sedrez-Porto ve ark., 2016). Simantasyon işlemi doğru uygulandığında, endokuronların endodontik tedavili molar dişlerin restorasyonunda uygun bir seçenek olabileceği ifade edilmiştir (Bhuva ve ark., 2021). Premolar ve keser dişlerde, molar dişlere kıyasla endokuronların başarısızlık oranlarının daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu durumun, premolar ve keser dişlerin daha küçük simantasyon yüzeyine ve daha fazla kuron yüksekliğine sahip olmaları gibi anatomik farklılıklardan kaynaklanabileceği ileri sürülmüştür. Ayrıca, bu dişlerin molarlara göre daha fazla non-aksiyal kuvvetlere maruz kaldığı ve bunun kırılma

direncini olumsuz etkileyebileceği düşünülmektedir (Govare ve Contrepois, 2020; Sedrez-Porto ve ark., 2016; Ferrari ve ark., 2022). Endokuronlarla ilgili bir başka sistematik incelemede endokuronların molar, premolar ve anterior dişlerde post-kor-kuron restorasyonlarına kıyasla benzer ya da daha yüksek sağkalım oranları sergilediği bildirilmiştir. Diş tipinden bağımsız olarak endokuronların post-kor-kuronlara göre daha tamir edilebilir kırılma paternleri gösterdiği ifade edilmiştir. Endokuronların molar ve premolar dişlerde kullanılan restoratif materyalde, premolarlarda buna ek olarak siman tabakasında da post-kor-kuron restorasyonlara kıyasla daha düşük stres oluşturduğu bildirilmiştir (Lenz ve ark., 2024).

Endodontik tedavi görmüş dişlerdeki mekanik olarak zayıflamış yapılar üzerinde meydana gelen aşırı büzülme olumsuz klinik sonuçlara yol açabilmektedir. Bu nedenle polimerizasyon sonrası oluşan kuspal stres ve deformasyonu azaltmak amacıyla bulk-fill kompozit rezinler geliştirilmiştir (Akiya ve ark., 2023). Bulk-fill kompozit rezinlerin hem in vitro hem de klinik çalışmalarda konvansiyonel kompozit rezinlerle eşit veya daha üstün özellikler gösterdiği belirtilmiştir (Cocco ve ark., 2024; Oliveira ve ark., 2022).

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda polietilen liflerin kullanımının daha az yıkıcı kırılma modelleriyle ilişkilendirildiği ve bu durumun restoratif müdahale ihtiyacını azaltabileceği bildirilmiştir (Eligüzeloğlu Dalkılıç ve ark., 2019). Ayrıca anterior dişlerde kullanılan polietilen fiber takviyeli kompozitlerin üç yıllık klinik değerlendirmesinde, aşınma veya anatomik formda belirgin bir değişiklik gözlenmemiştir. Bu da materyalin ağız ortamında bütünlüğünü koruyarak işlevini sürdürebildiğini göstermektedir (Ayna ve ark., 2009).

CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmeler, endokuron restorasyonlarının üretim süreçlerini hızlandırmış ve kolaylaştırmıştır (Dikici ve ark., 2024). Bununla birlikte, kullanılan materyalin restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyebileceği vurgulanmaktadır. Literatürde, cam seramiklerin yüksek rijitlikleri nedeniyle diş yapısına kıyasla daha kırılabilir olabileceği, buna karşın rezin bazlı materyallerin biyomekanik özelliklerinin doğal diş dokusuna daha yakın olduğu belirtilmektedir (Eskitaşçıoğlu ve ark., 2020). Endokuron uygulamalarında, lityum disilikat seramikler ile rezin nanoseramik materyallerin öne çıktığı bildirilmektedir. Bu materyaller, hem mekanik performans hem de estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunmaktadır. Bunun yanı sıra zirkonya, PEEK ve kompozit rezin gibi alternatif materyallerin de uygun endikasyonlarla başarılı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir (Ciobanu ve ark., 2023). Ancak mevcut literatürde uzun vadeli ve kontrollü klinik çalışmaların yetersizliği lityum disilikatın endokuron restorasyonları için öncelikli materyal olarak değerlendirilmesine neden olmaktadır. Bu durum lityum disilikatın rezin simanlarla güçlü ve stabil bağlanabilme özelliğiyle

ilişkilendirilmektedir (El-Ma'aita ve ark., 2022). Son yıllarda diş hekimliğinde giderek yaygınlaşan 3D baskı teknolojileri, hem ekonomik hem de zamansal avantajları nedeniyle frezelenmiş CAD/CAM restorasyonlara alternatif olarak değerlendirilmektedir. Özellikle 3D baskı yöntemiyle üretilen zirkonya oklüzal veneerler ve PEEK esaslı intrakoronel restorasyonların, termomekanik yorgunluk testleri sonrasında yüksek kırılma direnci sergilediği ve olumlu mekanik performans gösterdiği rapor edilmiştir. Bu bulgular, tek diş restorasyonları açısından 3D baskının umut verici olduğunu ortaya koymaktadır (Alghauli ve Alqutaibi, 2024).

Restorasyonların aşınmasının dişlerde estetik kaybı, antagonistlerin uzaması, dişlerin hareketi ile komşu veya antagonist dişler arasındaki ilişkiyi değiştiren fonksiyonel etkiler, dikey boyutun değişmesi ve bunların temporomandibular eklem üzerindeki olası etkileri gibi problemleri beraberinde getirebileceği düşünülmektedir (Heintze ve ark., 2019). CAD/CAM materyallerindeki gelişmelerle birlikte çeşitliliğin artması diş hekimlerinin materyal seçimini zorlaştırmaktadır. Materyallerin mekanik özelliklerinin araştırılması ve birbirleri ile karşılaştırılması önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda nano-seramik hibrit, lityum disilikat cam seramik ve üç boyutlu baskıda kullanılan rezin olmak üzere üç farklı materyalle endokuron restorasyonları üretilmiştir. Bu materyallerin çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma sonrası aşınma miktarı (hacim kaybı) incelenmiştir. Ayrıca; endokuron restorasyonlarının taban kısmında kullanılan 2 farklı bulk-fill kompozit rezinin polietilen fiber şerit ile güçlendirme uygulamasının endokuronlardaki aşınma miktarı üzerindeki etkisi incelenmiştir.

Materyallerin aşınma özelliklerini değerlendirmeye yönelik in vivo çalışmaların; standart koşulların sağlanmasının güçlüğü, uzun takip süresi gerekliliği, takip sürecinin zorluğu, yüksek maliyet ve etik kaygılar gibi çeşitli sınırlamaları bulunmaktadır (Stober ve ark., 2016). İn vitro testlerin malzeme özellikleri ve biyouyumluluğun kontrollü, tekrarlanabilir ve maliyet açısından uygun şekilde değerlendirilmesine olanak sağlaması nedeniyle dental materyallerinin incelenmesinde önemli bir yere sahip olduğu bildirilmiştir. İn vitro testler kullanılarak yapay ağız ortamlarında yük, hız ve sıcaklık gibi koşulların simüle edilebildiği belirtilmiştir. Bu sayede materyallerin aşınma mekanizmaları değerlendirilebilmektedir (Suryawanshi ve Behera, 2020). Materyallerin aşınma miktarlarını karşılaştıran birçok in vitro çalışmanın yapıldığı bildirilmiştir. Ancak metodoloji, örnek şekli ve ölçüm yöntemlerindeki farklılıklar nedeniyle elde edilen verilerin doğrudan karşılaştırılmasının yanıltıcı sonuçlara yol açabileceği ifade edilmiştir. Bu nedenle ağız içi koşulların iyi taklit edildiği çalışmaların sonuçlarının esas alınması ve bu verilerin klinik çalışmalarla desteklenmesinin gerektiği vurgulanmıştır (Kutluk

ve Öngül, 2023). İn vitro çalışmalarda çekilmiş insan dişi kullanılmasının mekanik özelliklerdeki ve boyutlardaki varyasyon nedeniyle standardizasyonu zorlaştırdığı bildirilmiştir. Ancak bu durumun klinik gerçekliği yansıttığı ve elastik özellikleri ile restoratif materyallerle uyumu nedeniyle in vitro çalışmalarda tercih edildiği belirtilmiştir. (Chitmongkolsuk ve ark., 2002; Sidoli ve ark., 1997). Bu nedenle çalışmamız çekilmiş insan dişleri kullanılarak in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Literatürde aşınmayı inceleyen çalışmalara bakıldığında farklı şekillerde (disk, kare, hemisfer, silindir ve anatomik diş formunda) örneklerin hazırlandığı görülmüştür (Attia, 2021; Hayashi ve ark., 2019). Anatomik formda numune hazırlığının çalışmaların standardizasyonunu sağlayarak farklı araştırmalar arasında güvenilir karşılaştırmalara olanak tanıdığı bildirilmiştir. CAD/CAM gibi standart yöntemler, tutarlılığı artırarak yanlışlığı azaltmakta ve tekrarlanabilirliği kolaylaştırmaktadır (Fernandez-Estevan ve ark., 2017). Kuron geometrisinin, iki cisimli aşınma üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Özellikle tüberkül eğiminin artmasının aşınma miktarında artışa yol açtığı ifade edilmiştir (Schmeiser ve ark., 2022). Bu sebeple çalışmamızda, düz yüzeyli örnekler yerine ağız içi çiğneme koşullarını daha gerçekçi şekilde yansıtmak amacıyla anatomik diş formunda endokuron restorasyonlar hazırlanmış ve çekilmiş insan dişlerine simante edilerek numuneler oluşturulmuştur.

CAD/CAM frezeleme sonrası materyallerin yüzeyinin pürüzlü olması nedeniyle cilalama ve glazeleme gibi yüzey bitim işlemlerinin yapılmasının gerekli olduğu bildirilmiştir (Silva ve ark., 2014; Vichi ve ark., 2018). Daryakenari ve ark. (2019) feldspatik seramik, lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit seramiklerin yüzeylerini elmas frez ile aşındırdıktan sonra cilalanmış ve glazelenmiş alt gruplar oluşturmuştur. Antagonist olarak doğal diş minesini kullanılarak dual akslı çiğneme simülatöründe 120.000 döngü uygulanmıştır. Materyal aşınması incelendiğinde, cilalı ve glazeli yüzeyler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Daryakenari ve ark., 2019). Benzer şekilde Çakmak ve ark. (2023) tarafından yapılan ve yaklaşık 1 yıllık klinik kullanımı simüle eden 250.000 döngü uygulanan başka bir çalışmada, cilalı ve glazeli yüzeyler arasında aşınma açısından anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir (Çakmak ve ark., 2023). Wiedenmann ve ark. (2020) ise monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve lösit bazlı cam seramiklere farklı yüzey işlemleri (aşındırma-cilalama, aşındırma-glazeleme, sadece aşındırma, sadece glazeleme) uygulamış ve paslanmaz çelik antagonistler ile 120.000 ve 1.200.000 döngü test yapmışlardır. Çalışma sonucunda döngü sayısının artışıyla materyal aşınmasının arttığı belirtilmiştir. Mekanik cilalamanın, hem seramiğin mekanik özelliklerini iyileştirip hem de antagonist materyalin korunmasına katkı sağladığı belirlenmiştir. Buna karşılık glaze işlemi, hem seramikte hem

antagonistte daha yüksek aşınmaya ve kırılma dayanımında azalmaya neden olmuştur (Wiedenmann ve ark., 2020). Bu çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm örneklerle üretici firma talimatları da dikkate alınarak bitirme işlemi olarak mekanik cila uygulanmıştır.

Aşınma test yöntemleri; kullanılan cihaz türü, uygulanan yük, döngü sayısı, frekans ve aşındırıcı ortam gibi etkenlere bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Güvenilir veriler elde edilebilmesi için test cihazının sağladığı uygulama koşullarının tekrarlanabilir olması gerektiği belirtilmiştir (Heintze ve ark., 2019). Aşınma testlerinde sıklıkla kullanılan Willytech çiğneme simülatöründe iki hareket eksenine bulunduğu ve ağız içi çiğneme hareketlerinin farklı ağırlıklarla programlanarak simüle edilebildiği belirtilmiştir. Cihaz 2, 4 ve 8 hazneli modeller halinde sunulmaktadır. Deney örnekleri tutuculara yerleştirildikten sonra üzerlerine yatay ve dikey kuvvetler uygulanarak çiğneme hareketi gerçekleştirilir. Deneyin durumuna göre; yatay kuvvet mesafesi (0,1–0,38 mm), dikey kuvvet mesafesi (0,1–0,99 mm), çiğneme frekansı (0,1–3,5 Hz), yatay ve dikey hız (10–90 mm/s) ile uygulanan kuvvet (10–120 N) gibi parametreler ayarlanabilmektedir. Ayrıca sistemin entegre sıcaklık ünitesi sayesinde 4–60 °C arasında termal döngü uygulanabilmektedir (Keban, 2018). Yapılan çalışmalara göre çiğneme simülatöründe 240.000 mekanik döngünün, 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olduğu belirtilmiştir (Yılmaz ve Sadeler, 2018a). Farklı gıda maddelerini çiğneyen bireyler üzerinde yapılan araştırmalarda, azı dişlerinde oluşan dikey çiğneme kuvvetinin 20 N ile 120 N arasında değiştiği bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2006; Yılmaz ve Sadeler, 2018b; Yılmaz, 2019; Yılmaz, 2020). Literatürdeki çiğneme simülatörü uygulaması yapılan çalışmalarda çoğunlukla 50 N yük uygulaması tercih edilmektedir (Rosentritt ve ark., 2006; Preis ve ark., 2018; Çakmak ve ark., 2023). Aşınma ölçüm testlerinin standardizasyonu ile ilgili bir çalışmada materyalin yorulma dayanımını test etmek için aşınma simülatörüne lateral hareketin entegre edilmesi gerektiği belirtilmiştir (Heintze ve ark., 2006). Çiğneme simülatörünün lateral hareket parametrelerinin değişmesinin materyalin aşınma yüzeyini doğrudan etkileyeceği ortaya konmuştur (Yılmaz, 2020). Ayrıca termal döngünün, ağız içi sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla çiğneme simülatörlerinde yaygın olarak kullanılan bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Genellikle 5 °C ile 55 °C arasındaki sıcaklık aralığı kullanılarak soğuk ve sıcak geçişleri simüle edilmektedir. (Elshazly ve ark., 2024; Ziebowicz ve ark., 2023). Termal döngü sayısının, uzun süreli maruziyeti temsil edecek şekilde 10.000 döngüye kadar değişebildiği ifade edilmiştir (Ziebowicz ve ark., 2023). Aşınmanın incelendiği çalışmalarda standardizasyonun sağlanması amacıyla farklı antagonist materyallerin kullanıldığı bildirilmiştir. Bu materyaller arasında steatit, alüminyum oksit, paslanmaz çelik, seramik ve zirkonya gibi seçeneklerin yer aldığı belirtilmiştir (Rosentritt ve ark., 2020; Wiedenmann ve ark., 2020; Matzinger ve ark., 2019; Majer ve ark., 2022; Yılmaz,

2020). Antagonist materyalin geometrik şekli ve boyutunun, incelenen materyalle temas edecek yüzeyi belirlediği için önemli olduğu bildirilmiştir. Ayrıca antagonist materyalin mekanik özellikleri ile temas açısındaki değişimlerin oral tribolojide aşınma mekanizmasını doğrudan etkilediği ifade edilmiştir (Yılmaz, 2020). Aşınma simülasyonlarında farklı antagonist materyallerin kullanımının materyal kaybına etkilerini inceleyen bir çalışmada ise steatit ve paslanmaz çelik antagonistler arasında anlamlı bir fark bulunmadığı raporlanmıştır (Schmeiser ve ark., 2022). İn-vitro test şartlarının klinik ortama olabildiğince yakın olması tercih edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 (Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya) çığneme simülatörü kullanılmıştır. Tüm örneklerle distile su altında yaklaşık 1 yıllık kullanıma karşılık gelecek şekilde 240.000 mekanik döngü ve aynı esnada 2400 termal döngü uygulanmıştır. Normal oklüzyon ve çığneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde antagonistinde 6 mm'lik paslanmaz çelik bilyeler kullanılarak 50 N'luk kuvvet oklüzal yüzeylerin merkezinden 30 mm/sn yatay eksen hızıyla 0,3 mm lateral yönlü hareket ve dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla 1,7 Hz frekansta uygulanmıştır. Döngüsel mekanik yüklemeye eş zamanlı olarak 30 sn'lik periyotlar halinde 5°-55°C'lik termal döngü uygulanmıştır.

Diş materyallerinin in vitro aşınmasının değerlendirilmesi için çeşitli nicel analiz yöntemlerinin tanımlandığı bildirilmiştir. Bu yöntemler arasında aşınmış yüzeyin pürüzlülüğünün ölçülmesi, aşınma öncesi ve sonrası örnekler arasındaki kalınlık farkının belirlenmesi, aşınan örneklerin ağırlık kaybının ölçülmesi yer almaktadır (Abad-Coronel ve ark., 2022). Dental malzemelerinin aşınmasını analiz etmek için 3D lazer, mekanik ve optik yöntemler karşılaştırıldığında üç yöntemin de uygun olduğu ancak lazer tabanlı yöntemlerin daha hızlı ve kullanım kolaylığı sağladığı sonucuna varılmıştır (Heintze ve ark., 2006). Lazer tabanlı yöntemlerle aşınma değerlendirilirken farklı yazılımlar kullanılabilir. Preoperatif ve postoperatif üç boyutlu dijital taramaların üst üste bindirilmesi ve karşılaştırılması esasına dayanan OraCheck yazılımı (Cyfex, Zürih, İsviçre) CEREC ve inLab CAD/CAM sistemleriyle uyumlu olup erozyon, aşınma, dişlerin pozisyon değişimleri, gingival değişiklikler ve kırılmaların hassas mekansal ve zamansal analizine olanak tanımaktadır. Yazılım aynı zamanda klinik uygulamalarda da kullanım imkanı sunmaktadır (Kielbassa ve ark., 2021; Klein ve ark., 2020). Bu çalışmada örneklerin başlangıç ve son görüntülerinin taranması için CEREC In Lab InEos X5 (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemi kullanılmıştır. Elde edilen STL dosyaları OraCheck programı (Cyfex, Zürih, İsviçre) kullanılarak eşleştirilmiştir ve meydana gelen hacim değişimi kaydedilerek aşınma miktarları tespit edilmiştir.

Bu çalışmada incelenen üç farklı CAD/CAM materyalinin aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Çalışmada kullanılan 3D baskı reçinesi yeni geliştirilmiş bir materyal olup aşınma özellikleriyle ilgili literatürde doğrudan bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle tartışma bölümünde benzer özellikteki materyallere yer verilmiştir. Sonuçlarımız birçok çalışmada olduğu gibi materyallerin aşınma miktarlarının materyalin cinsine ve mikro-yapısına bağlı olduğunu desteklemektedir (Laborie ve ark., 2024; Diken Türksayar ve ark., 2022; Matzinger ve ark., 2019; Radwan ve ark., 2023; An ve ark., 2023; Morsy ve ark., 2024; Tanaka ve ark., 2024; Gül ve ark., 2025).

Laborie ve arkadaşlarının (2024) CAD/CAM materyallerinin aşınma davranışı ile ilgili 310 makaleyi tarayarak yaptıkları sistematik derlemede, rezin-seramik malzemelerin aşınma dirençleri hem kendi aralarında hem de lityum disilikat cam seramiklerle karşılaştırılmıştır. Buna göre polimer infiltre edilmiş seramikler, rezin nanoseramiklere göre daha az aşınma göstermiştir. Lityum disilikat cam-seramiklerin ise daha yüksek aşınma direncine sahip olmakla birlikte karşıt dişlerde daha fazla aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir (Laborie ve ark., 2024). Diken Türksayar ve ark. (2022) yaptıkları çalışmada iki farklı rezin bazlı kompozit (Brillant Crios, Cerasmart), bir cam seramik (IPS Emax CAD) ve güçlendirilmiş polietereterketon (BioHPP) CAD/CAM materyallerinin premolar dişler karşısında iki cisimli aşınma testine tabi tutulması sonucu (240.000 mekanik döngü, 1.2 Hz, 50N) aşınma özellikleri karşılaştırılmıştır. En düşük aşınma PEEK'te, en yüksek aşınma ise rezin kompozitlerde gözlenmiştir. Cam seramikler ara düzeyde aşınma göstermiştir (Diken Türksayar ve ark., 2022). Cam seramiklerin kompozit rezinlerden daha düşük düzeyde aşınma göstermesi çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Matzinger ve ark. (2019) tarafından üç farklı kompozit (Lava Ultimate, Cerasmart, BRILLIANT Crios) bir hibrit seramik (VITA Enamic) ve üç farklı seramik (Celtra Duo, VITA Suprinity, IPS Emax.CAD) CAD/CAM materyalinin frezeleme sonrası farklı polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülüğü ve bu materyaller ile antagonist yüzeylerin aşınma özellikleri karşılaştırılmıştır. Klinik ve laboratuvar ortamında yapılan polisaj işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Seramik CAD/CAM materyallerinin kompozitlere kıyasla daha düşük aşınma gösterdiği bildirilmiştir (Matzinger ve ark., 2019). Farklı CAD/CAM materyallerin (zirkonyum takviyeli lityum silikat, polimer infiltre seramik blok, rezin bazlı kompozit blok ve hibrit nanoseramik blok) aşınma davranışı ve karşıt mine üzerindeki etkisinin in vitro olarak değerlendirildiği bir çalışmada lityum disilikat cam seramik blok kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Resin esaslı materyallerin cam seramiklere göre

istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha fazla aşınma gösterdiği bildirilmiştir (Radwan ve ark., 2023).

An ve ark. (2023) yaptıkları bir in vitro çalışmada farklı CAD/CAM materyallerinin [lityum disilikat (IPS e.max CAD), zirkonya infiltre lityum silikat (Celtra Duo), polimer-infiltre seramik (Vita Enamic) ve rezin nanoseramik (Cerasmart)] çekilmiş insan premolar dişlerinde kuron materyali olarak kullanılmasının ardından termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma direnci ve aşınma davranışları değerlendirilmiştir. Rezin nanoseramik olan Cerasmart, diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla hacimsel aşınma göstermiştir (An ve ark., 2023). Bir başka in vitro çalışmada frezelenmiş lityum disilikat, frezelenmiş hibrit seramik (Vita Enamic) ve 3D baskı hibrit seramikten (Varseosmile Crown plus) hazırlanan oklüzal veneerlerin termomekanik yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü, aşınma ve aşındırıcılık özellikleri değerlendirilmiştir. Malzeme ve antagonist tipinin tüm parametreler üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi olduğu bildirilmiştir. 3D baskı hibrit seramik, doğal antagonist karşısında en fazla yüzey pürüzlülüğü ve aşınma gösterirken lityum disilikatın en fazla aşındırıcı etkiyi oluşturduğu belirtilmiştir (Morsy ve ark., 2024). 3D baskı rezini olan Varseosmile Crown plus, frezelenmiş hibrit seramiğe (Vita Enamic) kıyasla anlamlı derecede daha düşük mikrosertlik göstermektedir (Grzebieluch ve ark., 2021). Bu farkın kullanılan materyallerin içeriğinden ve mekanik özellikleri arasındaki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülebilir.

3D baskı yöntemiyle (Vitality, Smart Dent) ve frezelenabilir (Grandio Blocs, Voco GmbH) şekilde hazırlanan kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada ise aşınma derinliği değerleri, 3D baskı malzemesi kullanılan grupta; frezelenebilir kompozit rezinlere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur ($p < 0.001$) (Tanaka ve ark., 2024). Farklı kompozit rezinlerden frezelenen üç farklı CAD/CAM materyali ile ve dört farklı materyalden 3D baskı yöntemleriyle üretilen kuronların termomekanik yaşlandırma sonrası aşınma ve kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada en yüksek aşınma direnci VarseoSmile Crownplus grubunda gözlemlenmiştir. Grandio rezin materyalinin aşınma derinliği diğer gruplarla karşılaştırıldığında yalnızca VarseoSmile Crownplus materyali ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($P = 0.032$) (Gül ve ark., 2025). Bu çalışmalarda elde edilen sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Bora ve ark. (2025) yaptıkları bir in vitro çalışmada, %50 doldurucu oranlı 3D baskı rezini (SprintRay Ceramic Crown rezin) ile CAD/CAM lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) materyallerinin aşınma direnci ve yorgunluk dayanımı karşılaştırılmıştır. Her iki

materyalden diskler hazırlanıp doğal diş minesi antagonistleriyle 400.000 döngü boyunca 20 N yük altında sürtünmeli aşınma testine tabi tutulmuştur. Lityum disilikat örneklerin, 3D baskı rezinine kıyasla daha fazla aşınma gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca lityum disilikatın karşısındaki mine yüzeyinde de daha fazla aşındırma meydana geldiği bildirilmiştir (Bora ve ark., 2025). Bahsedilen çalışmada elde edilen sonuçlar, çalışmamızdaki ve literatürdeki benzer çalışmalarda sonuçlarla çelişmektedir. Yapılan çalışmalarda sonuçların farklılıkları malzeme tercihlerine, termomekanik yaşlandırma protokollerine ve ağız ortamını simüle etmedeki çeşitliliklere bağlı olarak klinik durumun tam olarak oluşturulamamasına bağlı olabilir.

Yang ve ark. (2022), çalışmalarında dört farklı bulk-fill kompozit rezinin (SonicFill 3, VisCalor Bulk-fill, One Bulk Fill ve Beautifil Bulk) polimerizasyon kinetiği, büzülme ve kırılma tokluğu gibi mekanik özelliklerini incelemiştir. Özellikle materyallerin diş restorasyonlarındaki davranışı ile sonik uygulama ve ön ısıtma gibi tekniklerin bu özelliklere etkileri değerlendirilmiştir. Sonik uygulama ve ön ısıtma tekniklerinin kompozitlerin akışkanlığını artırarak klinik uygulamayı kolaylaştırdığı ancak büzülme ve kırılma tokluğu üzerinde olumsuz bir etki oluşturmadığı bildirilmiştir. Çalışmada özel olarak aşınma davranışı incelenmemiştir (Yang ve ark., 2022). Alsahafi ve ark. (2023) tarafından yapılan in vitro çalışmada, dört farklı bulk-fill kompozit rezin (Filtek One, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric PowerFill, SonicFill 3) ve bir geleneksel kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra) ile birlikte doğal diş mine dokusu hacimsel aşınma açısından karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre tüm kompozitler mineye kıyasla daha fazla aşınma göstermiştir; bulk-fill kompozit materyallerde ise geleneksel kompozitlere göre daha az aşınma tespit edilmiştir (Alsahafi ve ark., 2023). Bir başka çalışmada, yüksek viskoziteli bulk-fill ve konvansiyonel kompozit rezinlerin ön ısıtma ve oda sıcaklığında kullanım sonrası aşınma direnci ve renk stabilitesi değerlendirilmiştir. Bulk-fill kompozitler, konvansiyonel kompozitlere göre daha yüksek aşınma direnci göstermiştir. Ön ısıtma uygulaması her iki materyalde de aşınmayı artırmış ancak renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır (Abdulmajeed ve ark., 2022). Yapılan literatür araştırması sonucunda bulk-fill kompozit rezin materyallerin geleneksel kompozitlere göre düşük aşınma gösterdiği belirtilmiştir. (Abdulmajeed ve ark., 2022; Alsahafi ve ark., 2023). Bununla birlikte, endokuron restorasyonlarında pulpa odasına yerleştirilen bulk-fill kompozit kaidelerin aşınma miktarına etkisiyle ilgili literatürdeki bilgiler sınırlıdır. Bu konuda daha fazla klinik ve in vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Haridy ve ark. (2022) tarafından yapılan çalışmada, endodontik tedavi görmüş molar dişlere CAD/CAM hibrit seramik (Vita Enamic) overlay uygulanmış ve pulpa odasına yerleştirilen

farklı kompozit kaidelerin kırılma direncine etkisi değerlendirilmiştir. Kaidesiz grup ile karşılaştırıldığında, fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) ve SureFil SDR bulk-fill akışkan kompozit kullanılan gruplarda kırılma direncinin anlamlı derecede arttığı bildirilmiştir. En yüksek yük taşıma kapasitesi fiber kompozit kaideli grupta, en düşük ise kaidesiz grupta gözlemlenmiştir. SonicFill ve SureFil SDR bulk fill kaideli gruplar daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Ancak çalışmada aşınma ölçülmemiş olup çalışma kırılma dayanımı üzerine odaklanmıştır (Haridy ve ark., 2022).

Aljarboua ve ark. (2024) tarafından yapılan in vitro çalışmada derin MOD kavitetlerine sahip üst premolar dişlerde farklı bölgelere yerleştirilen ribbond fiberlerin kırılma direncine etkisi değerlendirilmiştir. Endodontik tedavi uygulanmış ve uygulanmamış dişlerin pulpa tabanı, proksimal duvarları veya her iki bölgeye de fiberler yerleştirilerek çalışma grupları oluşturulmuştur. En yüksek kırılma direnci sağlam dişlerde görülmüştür. Endodontik tedavili dişlerde pulpa tabanı veya proksimal bölgeye fiberlerin yerleştirilmesi kırılma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağlamıştır. Ancak her iki bölgeye fiber yerleştirilmesi ise sadece endodontik tedavili dişlerde kırılma direncini artırmıştır. Sonuç olarak, fiberlerin kırılma direncini artırmakta etkili olduğu yerleştirildiği konumun bu etkiyi belirlediği sonucuna varılmıştır. Ancak çalışmada özel olarak aşınma ölçümü yapılmamıştır (Aljarboua ve ark., 2024).

Kaya Büyükbayram ve ark. (2023) tarafından yapılan çalışmada ise iki farklı rezin nanoseramik CAD/CAM blok (Lava Ultimate ve Cerasmart) ile hazırlanan endokuronların kırılma direnci değerlendirilmiştir. Ayrıca pulpa odasına fiber takviyeli kompozit kaide eklenmesinin kırılma direncine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonunda, fiber takviyeli kompozit kaide kullanımının her iki materyalde de ortalama kırılma direncini artırdığı ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Lava Ultimate ve Cerasmart endokuronlar benzer kırılma dayanımı sergilemiş, kırıkların çoğu diş seviyesinin altında oluşmuştur. Fiber takviyeli kompozit kaide uygulamasının sınırlı etkisi olduğu ve materyaller arasında kırılma dayanımı açısından fark bulunmadığı belirtilmiştir. Aşınma ile ilgili veri rapor edilmemiştir (Kaya Büyükbayram ve ark., 2023). Eligüzeloğlu Dalkılıç ve ark. (2019) tarafından yapılan çalışmada, endodontik tedavili premolar dişlerde geniş kavite restorasyonlarında Ribbond ultra polietilen fiber şerit uygulamasının, düşük viskoziteli bulk-fill kompozit ile birlikte kullanıldığında kırılma direnci üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Farklı fiber yerleştirme teknikleri kontrol grubuyla karşılaştırılmış buna göre fiber uygulamasının kırılma direncini artırmadığı belirlenmiştir. Bu sonuç, fiber takviyesinin her durumda yapısal güçlendirme sağlamayabileceğini göstermektedir (Eligüzeloğlu Dalkılıç ve ark., 2019). Bahsedilen

Çalışmalarda aşınma ile ilgili özel bir ölçüm rapor edilmemiştir ancak fiber varlığının restorasyon yüzeyini güçlendirmedeği durumda aşınma davranışını da belirgin şekilde değiştirmeyebileceği düşünülebilir.

Endodontik tedavili dişlerde fiber takviyeli kompozit uygulamalarının kırılma dayanımı üzerinde sınırlı veya duruma bağılı bir etkiye sahip olduğu görölmektedir. (Eligüzeloğlu Dalkılıç ve ark., 2019; Kaya Büyükbayram ve ark.,2023; Haridy ve ark., 2022; Aljarboua ve ark., 2024). Ancak endokuronlara fiber ilavesinin aşınma direncine yönelik etkileri literatürde net olarak tanımlanmamıştır. Bu alanda fiber ilavesinin aşınma üzerindeki etkilerini açıkça ortaya koyacak ek araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

İn vitro olarak yapılan bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Kullanılan diş örnekleri farklı bireylerden elde edildiği için mineral içeriği ve pulpa odası derinliği bakımından tam standardizasyon sağlanamamıştır. Paslanmaz çelik kullanılarak antagonist materyallerin geometrisi standardize edilmiştir; ancak doğal diş kullanılmaması biyolojik gerçekliği sınırlamaktadır. Çalışmadaki örneklere mekanik cilalama işlemi uygulanmış olup farklı yöntemlerin aşınma davranışını etkileyebileceği göz ardı edilmiştir. Karşıt materyallerin cilalanmamış olması aşınma miktarını artırmış olabilir. Çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirildiği için kişilerin diyet tarzı, oklüzal morfolojileri, kas aktiviteleri, ağız içinde meydana gelen ısı değişiklikleri ve tükürük yapısı gibi faktörlerin klinik ortamı tam olarak yansıtamaması nedeniyle bulguların genellenebilirliği sınırlıdır. Ayrıca çalışmamızda yalnızca 1 yıllık çiğneme simülasyonu yapılmış olup yüzey pürüzlülüğü ve karşıt materyal aşınması analiz edilmemiştir.

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Endokuron restorasyonlarında kullanılan nanohibrit seramik materyalleri, 3D baskı rezini ve lityum disilikat cam seramiklere kıyasla daha yüksek aşınma göstermiştir. Üç materyalin de klinik uygulamalarda olumlu performans göstereceği sonucuna varılmıştır.
2. Bulk fill kompozit rezinlerin kavite taban materyali olarak kullanılmasının aşınma miktarı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı görölmüştür.
3. Fiber güçlendirme uygulaması olarak kullanılan ribbond polietilen fiberlerin, materyal aşınması üzerinde belirgin bir etkisi gözlemlenmemiştir.
4. Materyallerin cinsi, içeriği ve mikro-yapıları aşınma miktarını etkileyen faktörlerdendir. Endokuron restorasyonlarında farklı materyal ve güçlendirme yöntemlerinin aşınma miktarı

zerindeki etkilerini daha iyi değerlendirebilmek için klinik koşullarda uzun süreli takip çalışmaları gerekmektedir.



8.KAYNAKÇA

- Abad-Coronel, C., Palomeque, A., Mena Córdova, N., & Aliaga, P. (2022). Digital Volumetric Analysis of CAD/CAM Polymeric Materials after Tooth Brushing. *Polymers*, 14(17), 3499. <https://doi.org/10.3390/polym14173499>
- Abdulmajeed, A. A., Suliman, A. A., Selivany, B. J., Altitinchi, A., & Sulaiman, T. A. (2022). Wear and Color Stability of Preheated Bulk-fill and Conventional Resin Composites. *Operative dentistry*, 47(5), 585–592. <https://doi.org/10.2341/21-077-L>
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*, 2014, 783948. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Aboushelib, M. N., & Sleem, D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *The journal of adhesive dentistry*, 16(6), 547–552. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33249>
- Adorno, C. G., Yoshioka, T., & Suda, H. (2009). The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *Journal of endodontics*, 35(3), 389–392. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.008>
- Akiya, S., Sato, K., Kibe, K., Tichy, A., Hiraishi, N., Prasansuttiorn, T., Hosaka, K., Foxton, R. M., Shimada, Y., & Nakajima, M. (2023). Polymerization shrinkage of light-cured conventional and bulk-fill composites -The effect of cavity depth and post-curing. *Dental materials journal*, 42(3), 426–432. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-210>
- Al Hamad, K. Q., Al-Rashdan, B. A., Ayyad, J. Q., Al Omrani, L. M., Sharoh, A. M., Al Nimri, A. M., & Al-Kaff, F. T. (2022). Additive Manufacturing of Dental Ceramics: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 31(8), e67–e86. <https://doi.org/10.1111/jopr.13553>
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., & Goodacre, C. J. (2020). A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 29(4), 341–349. <https://doi.org/10.1111/jopr.12926>
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., & Özcan, M. (2019). A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 28(4), 452–457. <https://doi.org/10.1111/jopr.13033>
- AlDabeeb, D. S., Alakeel, N. S., Al Jfshar, R. M., & Alkhalid, T. K. (2023). Endocrowns: Indications, Preparation Techniques, and Material Selection. *Cureus*, 15(12), e49947. <https://doi.org/10.7759/cureus.49947>
- Alex G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29(6), 324–336.

- Alghauli, M. A., & Alqutaibi, A. Y. (2024). 3D-printed intracoronar restorations, occlusal and laminate veneers: Clinical relevance, properties, and behavior compared to milled restorations; a systematic review and meta-analysis. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 36(8), 1153–1170. <https://doi.org/10.1111/jerd.13228>
- Alghazzawi T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- AlJarboua, R. T., Alshihry, R. A., Alkhaldi, H. O., Al Marar, F. H., Aljaffary, M. A., Almana, M. L., Balhaddad, A. A., & Alkhateeb, O. (2024). Effect of Fiber-Reinforced Composite Placement Site on Fracture Resistance of Premolar Teeth: An in vitro Study. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 16, 255–266. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S461134>
- Alkaoud, R. A., Mohammed, Y., Galilah, A. A., Alghamdi, F., & Alhabashi, N. A. (2024). Prognostic Factors in Determining Success and Failure Rates in Endodontics. *Journal of Healthcare Sciences*, 04(11), 622–629. <https://doi.org/10.52533/johs.2024.41110>
- Alsaeed A. Y. (2022). Bonding CAD/CAM materials with current adhesive systems: An overview. *The Saudi dental journal*, 34(4), 259–269. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2022.03.005>
- Alsahafi, T. A., Walter, R., Nunes, M., & Sulaiman, T. A. (2023). Wear of Bulk-fill Composite Resins After Thermo-mechanical Loading. *Operative dentistry*, 48(4), 416–424. <https://doi.org/10.2341/22-039-L>
- Altıncı, P., Can, G., & Özer, A. (2009). Diş aşınmaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 3(2), 352–360.
- Amin, F., Fareed, M. A., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Palma, P. J., & Kumar, N. (2022). Degradation and stabilization of resin-dentine interfaces in polymeric dental adhesives: An updated review. *Coatings*, 12(8), 1094.
- An, S. J., Lee, H., Ahn, J. S., Lee, J. H., Lee, H. H., & Choi, Y. S. (2023). Influence of thermo-mechanical aging on fracture resistance and wear of digitally standardized chairside computer-aided-designed/computer-assisted-manufactured restorations. *Journal of dentistry*, 130, 104450. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104450>
- Attia, M. A. (2021). Evaluation of Wear and Surface Roughness of Different CAD/CAM Monolithic Ceramic Materials. *Egyptian Dental Journal*, 67(3), 2395–2406. <https://doi.org/10.21608/EDJ.2021.71329.1574>
- Aydemir, M., & Bağlar, S. (2019). Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 25(3).
- Ayna, B., Çelenk, S., Atakul, F., & Uysal, E. (2009). Three-year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre-reinforced composite. *Australian Dental Journal*, 54(2), 136–140. <https://doi.org/10.1111/J.1834-7819.2009.01106.X>

- Bankoğlu Güngör, M., Turhan Bal, B., Yilmaz, H., Aydin, C., & Karakoca Nemli, S. (2017). Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dental materials journal*, 36(2), 135–141. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-017>
- Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of international oral health : JIOH*, 7(4), 96–104.
- Bartlett, D., Dattani, S., Mills, I., Pitts, N., Rattan, R., Rochford, D., Wilson, N. H. F., Mehta, S., & O'Toole, S. (2019). Monitoring erosive toothwear: BEWE, a simple tool to protect patients and the profession. *British dental journal*, 226(12), 930–932. <https://doi.org/10.1038/s41415-019-0411-7>
- Beier, U. S., & Dumfahrt, H. (2014). Longevity of silicate ceramic restorations. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 45(8), 637–644. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a32234>
- Belli, S., Eraslan, O., & Eskitascioglu, G. (2015). Direct restoration of endodontically treated teeth: a brief summary of materials and techniques. *Current Oral Health Reports*, 2, 182–189. <https://doi.org/10.1007/s40496-015-0068-5>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Bhuva B (2008) The restorability of broken down teeth: the decision making process. In: Mannocci F, et al. ed. *Adhesive Restoration of Endodontically Treated Teeth*. London: Quintessence Publishing, pp 101–25.
- Bhuva, B., Giovarruscio, M., Rahim, N., Bitter, K., & Mannocci, F. (2021). The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *International endodontic journal*, 54(4), 509–535. <https://doi.org/10.1111/iej.13438>
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *The journal of adhesive dentistry*, 1(3), 255–265.
- Blatz, M. B., & Conejo, J. (2019). The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dental clinics of North America*, 63(2), 175–197. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.002>
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 268–274. <https://doi.org/10.1067/mp.2003.50>
- Blatz, M. B., Sadan, A., Maltezos, C., Blatz, U., Mercante, D., & Burgess, J. O. (2004). In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *American journal of dentistry*, 17(3), 169–172.
- Blatz, M. B., Vonderheide, M., & Conejo, J. (2018). The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *Journal of dental research*, 97(2), 132–139. <https://doi.org/10.1177/0022034517729134>

- Bora, P. V., Lawson, N. C., Givan, D. A., Arce, C., & Roberts, H. (2025). Enamel wear and fatigue resistance of 3D printed resin compared with lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry*, 133(2), 523.e1–523.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.10.024>
- Borén, D. L., Jonasson, P., & Kvist, T. (2015). Long-term survival of endodontically treated teeth at a public dental specialist clinic. *Journal of endodontics*, 41(2), 176-181.
- Branco, A. C., Colaço, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2020). A State-of-the-Art Review on the Wear of the Occlusal Surfaces of Natural Teeth and Prosthetic Crowns. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(16), 3525. <https://doi.org/10.3390/ma13163525>
- Caussin, E., Izart, M., Ceinos, R., Attal, J. P., Beres, F., & François, P. (2024). Advanced Material Strategy for Restoring Damaged Endodontically Treated Teeth: A Comprehensive Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 17(15), 3736. <https://doi.org/10.3390/ma17153736>
- Chen, Z., & Chen, B. (2015). Decision-making of restorations for endodontically treated teeth. *West China Journal of Stomatology*, 33(2), 115–120. <https://doi.org/10.7518/HXKQ.2015.02.002>
- Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 10(1), 15–22.
- Ciobanu, P., Manziuc, M. M., Buduru, S. D., & Dudea, D. (2023). Endocrowns - a literature review. *Medicine and pharmacy reports*, 96(4), 358–367. <https://doi.org/10.15386/mpr-2581>
- Cocco, F., Packaeser, M. G., Machry, R. V., Tribst, J. P. M., Kleverlaan, C. J., Pereira, G. K. R., & Valandro, L. F. (2024). Conventional-, bulk-fill- or flowable-resin composites as prosthetic core build-up: Influence on the load-bearing capacity under fatigue of bonded leucite-reinforced glass-ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 151, 106365. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106365>
- Conejo, J., Nueesch, R., Vonderheide, M., & Blatz, M. B. (2017). *Clinical Performance of All-Ceramic Dental Restorations*. *Current Oral Health Reports*, 4(2), 112–123. doi:10.1007/s40496-017-0132-4
- Corrêa, G., Brondani, L. P., Sarkis-Onofre, R., & Bergoli, C. D. (2019). Restorative strategies for weakened roots: Systematic review and Meta-analysis of in vitro studies. *Brazilian Dental Science*, 22(1), 124-134. doi:10.14295/bds.2019.v22i1.1672.
- Çakmak, G., Subaşı, M. G., Sert, M., & Yilmaz, B. (2023). Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *The Journal of prosthetic dentistry*, 129(3), 495–506. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.023>
- Da Cunha, L. F., Gonzaga, C. C., Pissaia, J. F., & Correr, G. M. (2017). Lithium silicate endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(2), 131–134. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.006>

- Daryakenari, G., Alaghehmand, H., & Bijani, A. (2019). Effect of Simulated Mastication on the Surface Roughness and Wear of Machinable Ceramics and Opposing Dental Enamel. *Operative Dentistry*, 44(1), 88–95. <https://doi.org/10.2341/17-153-L>
- Dayan, S. Ç., & Mumcu, E. (2019). Effect of different storage media on the microhardness and wear resistance of resin-matrix ceramics. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 16(6), 2467-2473.
- De Souza, G., Braga, R. R., Cesar, P. F., & Lopes, G. C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 23(4), 358–368. <https://doi.org/10.1590/1678-775720140524>
- Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 37(2), 336–350. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.030>
- Dere, M., Ozcan, M., & Göhring, T. N. (2010). Marginal quality and fracture strength of root-canal treated mandibular molars with overlay restorations after thermocycling and mechanical loading. *The journal of adhesive dentistry*, 12(4), 287–294. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a17711>
- Dietschi, D., Bouillaguet, S., & Sadan, A. (2011). Restoration of the endodontically treated tooth. In *Cohen's Pathways of the Pulp* (pp. 777-807). Mosby
- Diken Turksayar, A. A., Hisarbeyli, D., Seçkin Kelten, Ö., & Bulucu, N. B. (2022). Wear behavior of current computer-aided design and computer-aided manufacturing composites and reinforced high performance polymers: An in vitro study. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(3), 527–533. <https://doi.org/10.1111/jerd.12828>
- Dikici, B., Can, E., Türkeş Başaran, E., Barut, G., & Dönmez, N. (2024). Fracture strength of endocrowns after thermomechanical aging. *Odontology*, 112(3), 884–894. <https://doi.org/10.1007/s10266-023-00884-z>
- Dimitriu, B., Vârlan, C., Suci, I., Vârlan, V., & Bodnar, D. (2009). Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *Journal of medicine and life*, 2(1), 60–65.
- Dimitrova, M., Vlahova, A., Kalachev, Y., Zlatev, S., Kazakova, R., & Capodiferro, S. (2023). Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics. *Polymers*, 15(23), 4525. <https://doi.org/10.3390/polym15234525>
- Dionysopoulos, D., & Gerasimidou, O. (2021). Wear of contemporary dental composite resin restorations: a literature review. *Restorative dentistry & endodontics*, 46(2), e18. <https://doi.org/10.5395/rde.2021.46.e18>
- Dong, S., Peng, M., Wu, G., Yao, C., Huang, C., & Liang, S. (2024). Does an incomplete ferrule affect the fracture of endodontically treated teeth? A systematic review of in vitro studies. *Journal of dentistry*, 146, 105068. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105068>

- Dotto, L., Giroto, L. P. S., Sousa, Y. T. C. S., Pereira, G. K. R., Bacchi, A., & Sarkis-Onofre, R. (2022). *Factors influencing the clinical performance of the restoration of endodontically treated teeth: An assessment of systematic reviews of clinical studies*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.03.030>
- Dursun, E., Wiechmann, D., & Attal, J. P. (2010). The effect of moisture on the shear bond strength of gold alloy rods bonded to enamel with a self-adhesive and a hydrophobic resin cement. *European journal of orthodontics*, 32(3), 264–267. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjp102>
- Eapen, A. M., Amirtharaj, L. V., Sanjeev, K., & Mahalaxmi, S. (2017). Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. *Journal of endodontics*, 43(9), 1499–1504. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.031>
- El-Ma'aita, A., A Al-Rabab'ah, M., Abu-Awwad, M., Hattar, S., & Devlin, H. (2022). Endocrowns Clinical Performance and Patient Satisfaction: A Randomized Clinical Trial of Three Monolithic Ceramic Restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 31(1), 30–37. <https://doi.org/10.1111/jopr.13414>
- Eliguzeloglu Dalkılıç, E., Kazak, M., Hisarbeyli, D., Fildisi, M. A., Donmez, N., & Deniz Arisu, H. (2019). Can Fiber Application Affect the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with a Low Viscosity Bulk-Fill Composite?. *BioMed research international*, 2019, 3126931. <https://doi.org/10.1155/2019/3126931>
- Elshazly, T. M., Keilig, L., Nang, D., Golkhani, B., Weber, A., Elattar, H. S., Talaat, S., & Bourauel, C. (2024). Effect of thermomechanical aging on force system of orthodontic aligners made of different thermoformed materials : An in vitro study. *Journal of Orofacial Orthopedics-Fortschritte Der Kieferorthopadie*. <https://doi.org/10.1007/s00056-024-00527-0>
- Ender, A., Bienz, S., Mörmann, W., Mehl, A., Attin, T., & Stawarczyk, B. (2016). Marginal adaptation, fracture load and macroscopic failure mode of adhesively luted PMMA-based CAD/CAM inlays. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(2), e22–e29. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.009>
- Eskitaşcioğlu, G., Belli, S., & Kalkan, M. (2002). Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *Journal of endodontics*, 28(9), 629–633. <https://doi.org/10.1097/00004770-200209000-00001>
- Eskitaşcioğlu, M., Küçük, O., Eskitaşcioğlu, G., Eraslan, O., & Belli, S. (2020). The Effect of Different Materials and Techniques on Stress Distribution in CAD/CAM Endocrowns. *Strength of Materials*, 52, 812 – 819
- Fernández-Estevan, L., Millan-Martínez, D., Fons-Font, A., Agustín-Panadero, R., & Román-Rodríguez, J. L. (2017). Methodology in specimen fabrication for *in vitro* dental studies: Standardization of extracted tooth preparation. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(7), e897–e900. <https://doi.org/10.4317/jced.54020>
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, 38(4), 295–314. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x>

- Ferrari M, Vichi A. Metarials and lutind cement for indirect restoration. In: Roulet JF, Wilson NHF, editors. Advances in operative dentistry: Quintessence Publishing Co.; 2001:95-107.
- Ferrari, M., Cagidiaco, E.F., Goracci, C., Sorrentino, R., Zarone, F., Grandini, S. et al. (2019) Posterior partial crowns out of lithium disilicate (LS2) with or without posts: a randomized controlled prospective clinical trial with a 3-year follow up. *Journal of Dentistry*, 83, 12–17.
- Ferrari, M., Ferrari Cagidiaco, E., Pontoriero, D. I. K., Ercoli, C., & Chochlidakis, K. (2022). Survival Rates of Endodontically Treated Posterior Teeth Restored with All-Ceramic Partial-Coverage Crowns: When Systematic Review Fails. *International journal of environmental research and public health*, 19(4), 1971. <https://doi.org/10.3390/ijerph19041971>
- Ferrari, M., Pontoriero, D. I. K., Ferrari Cagidiaco, E., & Carboncini, F. (2022). Restorative difficulty evaluation system of endodontically treated teeth. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(1), 65–80. <https://doi.org/10.1111/jerd.12880>
- Fildisi, M. A., & Eliguzeloglu Dalkilic, E. (2022). The effect of fiber insertion on fracture strength and fracture modes in endocrown and overlay restorations. *Microscopy research and technique*, 85(5), 1799–1807. <https://doi.org/10.1002/jemt.24040>
- Forster A, Sáry T, Braunitzer G, Fráter M (2016) In vitro fracture resistance of endodontically treated premolar teeth restored with a direct layered fiber-reinforced composite post and core. *J Adhes Sci Technol* 31:1454–1466. <https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1259758>
- Ganesh, M., & Tandon, S. (2006). Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1), 53-58.
- Garoushi, S. K., Shinya, A., Shinya, A., & Vallittu, P. K. (2009). Fiber-reinforced onlay composite resin restoration: a case report. *The journal of contemporary dental practice*, 10(4), 104–110.
- Gaspar Junior, A.deA., Lopes, M. W., Gaspar, G.daS., & Braz, R. (2009). Comparative study of flexural strength and elasticity modulus in two types of direct fiber-reinforced systems. *Brazilian oral research*, 23(3), 236–240. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242009000300003>
- Ghazal, M., & Kern, M. (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(5), 342–349. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60068-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60068-8)
- Ghodsi, S., Arzani, S., Shekarian, M., & Aghamohseni, M. (2021). Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 13(11), e1154–e1161. <https://doi.org/10.4317/jced.58671>
- Govare, N., & Contrepolis, M. (2020). Endocrowns: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(3), 411–418.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.04.009>

- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Graf, T., Erdelt, K. J., Güth, J. F., Edelhoff, D., Schubert, O., & Schweiger, J. (2022). Influence of Pre-Treatment and Artificial Aging on the Retention of 3D-Printed Permanent Composite Crowns. *Biomedicines*, 10(9), 2186. <https://doi.org/10.3390/biomedicines10092186>
- Grzebieluch, W., Kowalewski, P., Grygier, D., Rutkowska-Gorczyca, M., Kozakiewicz, M., & Jureczyszyn, K. (2021). Printable and Machinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application-Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(17), 4919. <https://doi.org/10.3390/ma14174919>
- Gu, L. S., Huang, X. Q., Griffin, B., Bergeron, B. R., Pashley, D. H., Niu, L. N., & Tay, F. R. (2017). Primum non nocere - The effects of sodium hypochlorite on dentin as used in endodontics. *Acta biomaterialia*, 61, 144–156. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.08.008>
- Gul, B. C., Demirci, F., Baki, N., Bahce, E., & Özcan, M. (2025). Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis. *BMC oral health*, 25(1), 131. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05384-2>
- Guo, J., Bing, Z., Yang, J., Tsoi, J. K. H., & Wang, Y. (2022). Effect of roughness and acidic medium on wear behavior of dental resin composite. *BMC oral health*, 22(1), 470. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02516-4>
- Halaçoğlu, M., Tuncer, D., & Arhun, N. (2015). İndirek posterior restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 25, 98-103. <https://doi.org/10.17567/dfd.43323>
- Hansen, E. K., Asmussen, E., & Christiansen, N. C. (1990). In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endodontics & dental traumatology*, 6(2), 49–55. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1990.tb00389.x>
- Haridy, M. F., Ahmed, H. S., Kataia, M. M., Saber, S. M., & Schafer, E. (2022). Fracture resistance of root canal-treated molars restored with ceramic overlays with/without different resin composite base materials: an in vitro study. *Odontology*, 110(3), 497–507. <https://doi.org/10.1007/s10266-021-00682-5>
- Hawkins, C. L., & Davies, M. J. (1998). Hypochlorite-induced damage to proteins: formation of nitrogen-centred radicals from lysine residues and their role in protein fragmentation. *The Biochemical journal*, 332(Pt3)(Pt3), 617–625. <https://doi.org/10.1042/bj3320617>
- Hayashi, S., Homma, S., Takanashi, T., Hirano, T., Yoshinari, M., & Yajima, Y. (2019). Wear properties of esthetic dental materials against translucent zirconia. *Dental materials journal*, 38(2), 250–256. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-133>
- Heboyán, A., Vardanyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Avagyan, T., Tebyaniyan, H., Mustafa, M., Rokaya, D., & Avetisyan, A. (2023). Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules (Basel, Switzerland)*, 28(4), 1619. <https://doi.org/10.3390/molecules28041619>

- Heintze S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(8), 712–734. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., & Rousson, V. (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(11), 1051–1062. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.010>
- Heintze, S. D., Faouzi, M., Rousson, V., & Ozcan, M. (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(9), 961–973. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.006>
- Heintze, S. D., Reichl, F. X., & Hickel, R. (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review. *Dental materials journal*, 38(3), 343–353. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-140>
- Helfer, A. R., Melnick, S., & Schilder, H. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 34(4), 661–670. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(72\)90351-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(72)90351-9)
- Hill E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental clinics of North America*, 51(3), 643–vi. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.002>
- Hill, E. E., & Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*, 56 Suppl 1, 67–76. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x>
- Huang, T. J., Schilder, H., & Nathanson, D. (1992). Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of endodontics*, 18(5), 209–215. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)81262-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81262-8)
- Huettig, F., & Gehrke, U. P. (2016). Early complications and performance of 327 heat-pressed lithium disilicate crowns up to five years. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(3), 194–200. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.3.194>
- Jennes, M. E., Soetebeer, M., & Beuer, F. (2022). In vivo full-arch accuracy of intraoral scanners: a narrative review. *International journal of computerized dentistry*, 25(1), 9–16.
- Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2023). Materials and Applications of 3D Printing Technology in Dentistry: An Overview. *Dentistry journal*, 12(1), 1. <https://doi.org/10.3390/dj12010001>
- Kahler B. (2022). Present status and future directions - Managing discoloured teeth. *International endodontic journal*, 55 Suppl 4(Suppl 4), 922–950. <https://doi.org/10.1111/iej.13711>
- Kaya Büyükbayram I, Güven ME, Ayman D, Şener Yamaner ID, Cakan EF. Fracture resistance of resin endocrowns with and without fiber reinforced composite base material: A preliminary study. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2023 Jan-Dec;21:22808000231151832. doi: 10.1177/22808000231151832. PMID: 36708253.

- Keban S. (2018). *Monolitik Zirkonyumun Farklı Dental Materyaller ve Mine Karşısında Meydana Getirdiği Aşınmanın Değerlendirilmesi* (Doktora Tezi). Marmara Üniversitesi.
- Kelly J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America*, 48(2), viii–530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56 Suppl 1, 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Keulemans, F., Garoushi, S., & Lassila, L. (2017). Fillings and core build-ups. In *A clinical guide to fibre reinforced composites (FRCs) in dentistry* (pp. 131-163). Woodhead Publishing.
- Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., Ahmad, A., De Stephanis, A. A., Taghavinezhaddilami, F., Leonova, A., Mohammadinejad, R., Shabani, M., Mazzolai, B., Mattoli, V., Tay, F. R., & Makvandi, P. (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta biomaterialia*, 122, 26–49. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.12.044>
- Kielbassa, A. M., Oehme, E. P., Shakavets, N., & Wolgin, M. (2021). In vitro wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems. *Journal of dentistry*, 105, 103554. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103554>
- Kim, H. C., Lee, M. H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C. J., & Kim, B. M. (2010). Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *Journal of endodontics*, 36(7), 1195–1199. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.010>
- Klein, C., Babai, A., von Ohle, C., Herz, M., Wolff, D., & Meller, C. (2020). Minimally invasive removal of tooth-colored restorations: evaluation of a novel handpiece using the fluorescence-aided identification technique (FIT). *Clinical oral investigations*, 24(8), 2735–2743. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03135-0>
- Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., & Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal*, 34(6), 881–887. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-177>
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2014). Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 508–516. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.10.003>
- Kutluk, A., & Öngül, D. (2023). Monolitik CAD CAM seramik materyallerinin yapay yaşlandırma sonrası aşınma ve kırılma dayanımlarının araştırılması. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 5(1), 1-9.
- Laborie, M., Naveau, A., & Menard, A. (2024). CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 131(5), 812–818. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.027>
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(6), 486–495. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>

- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(11), e275–e283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>
- Lempel, E., Lovász, B. V., Bihari, E., Krajczár, K., Jeges, S., Tóth, Á., & Szalma, J. (2019). Long-term clinical evaluation of direct resin composite restorations in vital vs. endodontically treated posterior teeth - Retrospective study up to 13 years. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 35(9), 1308–1318. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.06.002>
- Lenz, U., Bacchi, A., & Della Bona, A. (2024). Biomechanical performance of endocrown and core-crown restorations: A systematic review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 36(2), 303–323. <https://doi.org/10.1111/jerd.13119>
- León Velastegui, M., Montiel-Company, J. M., Agustín-Panadero, R., Fons-Badal, C., & Solá-Ruiz, M. F. (2022). Enamel Wear of Antagonist Tooth Caused by Dental Ceramics: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of clinical medicine*, 11(21), 6547. <https://doi.org/10.3390/jcm11216547>
- Leung, G. K., Wong, A. W., Chu, C. H., & Yu, O. Y. (2022). Update on Dental Luting Materials. *Dentistry journal*, 10(11), 208. <https://doi.org/10.3390/dj10110208>
- Maier, E., Grottschreiber, C., Knepper, I., Opdam, N., Petschelt, A., Loomans, B., & Lohbauer, U. (2022). Evaluation of wear behavior of dental restorative materials against zirconia in vitro. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 38(5), 778–788. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.04.016>
- Mannocci, F., & Cowie, J. (2014). Restoration of endodontically treated teeth. *British dental journal*, 216(6), 341–346. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.198>
- Mannocci, F., Bitter, K., Sauro, S., Ferrari, P., Austin, R., & Bhuva, B. (2022). Present status and future directions: The restoration of root filled teeth. *International endodontic journal*, 55 Suppl 4(Suppl 4), 1059–1084. <https://doi.org/10.1111/iej.13796>
- Manso, A. P., & Carvalho, R. M. (2017). Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dental clinics of North America*, 61(4), 821–834. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.006>
- Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolini, V., Turco, G., & Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology*, 10(11), 1170. <https://doi.org/10.3390/biology10111170>
- Marques, J. A., Falacho, R. I., Santos, J. M., Ramos, J. C., & Palma, P. J. (2024). Effects of endodontic irrigation solutions on structural, chemical, and mechanical properties of coronal dentin: A scoping review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 36(4), 606–619. <https://doi.org/10.1111/jerd.13135>
- Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 725–737. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2473-3>

- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119(6), 251–267.
- Mehta, S. B., Lima, V. P., Bronkhorst, E. M., Crins, L., Bronkhorst, H., Opdam, N. J. M., Huysmans, M. D. N. J. M., & Loomans, B. A. C. (2021). Clinical performance of direct composite resin restorations in a full mouth rehabilitation for patients with severe tooth wear: 5.5-year results. *Journal of dentistry*, 112, 103743. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103743>
- Mehta, S. B., Loomans, B. A. C., Bronkhorst, E. M., Banerji, S., & Bartlett, D. W. (2020). The impact of e-training on tooth wear assessments using the BEWE. *Journal of dentistry*, 100, 103427. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103427>
- Meyer, A., Jr, Cardoso, L. C., Araujo, E., & Baratieri, L. N. (2003). Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 15(6), 338–352. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00307.x>
- Mondelli, R. F., Ishikiriyama, S. K., de Oliveira Filho, O., & Mondelli, J. (2009). Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cuspal coverage. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17(3), 161–165. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572009000300006>
- Monteiro, J. B., Riquieri, H., Prochnow, C., Guilardi, L. F., Pereira, G. K. R., Borges, A. L. S., de Melo, R. M., & Valandro, L. F. (2018). Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 34(6), 891–900. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.004>
- Morsy, N., El Kateb, M., Ghoneim, M. M., & Holiel, A. A. (2024). Surface roughness, wear, and abrasiveness of printed and milled occlusal veneers after thermomechanical aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(5), 984.e1–984.e7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.07.012>
- Mörmann, W. H., Bindl, A., Lüthy, H., & Rathke, A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *The International journal of prosthodontics*, 11(4), 333–339.
- Naumann, M., Schmitter, M., Frankenberger, R. & Krastl, G. (2018) “Ferrule comes first. Post is second!” fake news and alternative facts? A systematic review. *Journal of Endodontics*, 44, 212–219.
- Naumann, M., Sterzenbach, G., Dietrich, T., Bitter, K., Frankenberger, R., & von Stein-Lausnitz, M. (2017). Dentin-like versus Rigid Endodontic Post: 11-year Randomized Controlled Pilot Trial on No-wall to 2-wall Defects. *Journal of endodontics*, 43(11), 1770–1775. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.06.030>
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172–196.

- O'Toole, S., Marro, F., Loomans, B. A. C., & Mehta, S. B. (2023). Monitoring of erosive tooth wear: what to use and when to use it. *British dental journal*, 234(6), 463–467. <https://doi.org/10.1038/s41415-023-5623-1>
- Oliveira, C. R. M., Reis, É. G. J., Tanomaru-Filho, M., & Reis, J. M. D. S. N. (2022). Fracture strength of teeth with coronal destruction after core build-up restoration with bulk fill materials. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(3), 541–549. <https://doi.org/10.1111/jerd.12833>
- Papalexopoulos, D., Samartzi, T. K., & Sarafianou, A. (2021). A thorough analysis of the endocrown restoration: a literature review. *J Contemp Dent Pract*, 22(4), 422–426.
- Paphangkorakit, J., & Osborn, J. W. (2000). The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 45(12), 1033–1041. [https://doi.org/10.1016/s0003-9969\(00\)00090-x](https://doi.org/10.1016/s0003-9969(00)00090-x)
- Parate, K. P., Naranje, N., Vishnani, R., & Paul, P. (2023). Polyetheretherketone Material in Dentistry. *Cureus*, 15(10), e46485. <https://doi.org/10.7759/cureus.46485>
- Pillai, S., Upadhyay, A., Khayambashi, P., Farooq, I., Sabri, H., Tarar, M., Lee, K. T., Harb, I., Zhou, S., Wang, Y., & Tran, S. D. (2021). Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers*, 13(1), 157. <https://doi.org/10.3390/polym13010157>
- Pissis P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 7(5), 83–94.
- Pratt, I., Aminoshariae, A., Montagnese, T. A., Williams, K. A., Khalighinejad, N., & Mickel, A. (2016). Eight-Year Retrospective Study of the Critical Time Lapse between Root Canal Completion and Crown Placement: Its Influence on the Survival of Endodontically Treated Teeth. *Journal of endodontics*, 42(11), 1598–1603. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.08.006>
- Preethi, D., Chander, N. G., & Reddy, J. R. (2022). Endocrowns-a narrative review. *Journal of Pharmaceutical Negative Results*, 3018–3025.
- Preis, V., Behr, M., & Rosentritt, M. (2018). In Vitro Fatigue and Fracture Testing of Implant-Supported Anterior Ceramic Crowns. *The International journal of prosthodontics*, 31(3), 264–266. <https://doi.org/10.11607/ijp.5656>
- Qian, W., Shen, Y., & Haapasalo, M. (2011). Quantitative analysis of the effect of irrigant solution sequences on dentin erosion. *Journal of endodontics*, 37(10), 1437–1441. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.06.005>
- Quan, C., Han, B., Hou, Z., Zhang, Q., Tian, X., & Lu, T. J. (2020). 3d printed continuous fiber reinforced composite auxetic honeycomb structures. *Composites Part B: Engineering*, 187, 107858.
- Radwan, M. M., Abdou, A., Nagi, N., Younes, D. H., & Mahrous, A. (2023). Wear characteristics of esthetic resin matrix and zirconia reinforced lithium disilicate CAD/CAM materials: two-body wear and surface topography analysis. *Minerva dental and oral science*, 72(6), 280–290. <https://doi.org/10.23736/S2724-6329.23.04779-4>

- Ramesh, P., Mathew, S., Murthy, S. B., George, J. V., Hegde, S., & Premkumar, R. (2016). Efficacy of Ribbond and a fibre post on the fracture resistance of reattached maxillary central incisors with two fracture patterns: a comparative in vitro study. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 32(2), 110–115. <https://doi.org/10.1111/edt.12223>
- Reeh, E. S., Messer, H. H., & Douglas, W. H. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*, 15(11), 512–516. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(89\)80191-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(89)80191-8)
- Revilla León, M., Klemm, I. M., García-Arranz, J., & Özcan, M. (2017). 3D Metal Printing - Additive Manufacturing Technologies for Frameworks of Implant-Borne Fixed Dental Prosthesis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 25(3), 143–147. https://doi.org/10.1922/EJPRD_RevillaLeon05
- Rokaya, D., Srimaneepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Sirileartmukul, K., & Siri Wongrungsong, V. (2018). Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *Journal of advanced research*, 14, 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2018.05.001>
- Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., & Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*, 22(2), 176–182. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.024>
- Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., & Strasser, T. (2020). Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103970. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103970>
- Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*, 93(12), 1232–1234. <https://doi.org/10.1177/0022034514553976>
- Sağlam, G., Cengiz, S., & Karacaer, Ö. (2021). Marginal adaptation and fracture strength of endocrowns manufactured with different restorative materials: SEM and mechanical evaluation. *Microscopy research and technique*, 84(2), 284–290. <https://doi.org/10.1002/jemt.23586>
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2015). CEREC CAD/CAM Chairside System. *ORAL & implantology*, 7(3), 57–70.
- Santos, G. C., Jr, Santos, M. J., Jr, Rizkalla, A. S., Madani, D. A., & El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General dentistry*, 61(1), 36–41.
- Santos, T., Abu Hasna, A., Abreu, R.T., Tribst, J.P.M., de Andrade, G.S., Borges, A.L.S. et al. (2022) Fracture resistance and stress distribution of weakened teeth reinforced with a bundled glass fiber- reinforced resin post. *Clinical Oral Investigations*, 26, 1725–1735.
- Sary S, B., Samah M, S., & Walid A, A. Z. (2019). Effect of restoration technique on resistance to fracture of endodontically treated anterior teeth with flared root canals. *Journal of biomedical research*, 33(2), 131–138. <https://doi.org/10.7555/JBR.32.20170099>

- Schmeiser, F., Arbogast, F., Ruppel, H., Mayinger, F., Reymus, M., & Stawarczyk, B. (2022). Methodology investigation: Impact of crown geometry, crown, abutment and antagonist material and thermal loading on the two-body wear of dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 38(2), 266–280. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.12.009>
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J. F. (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *Journal of clinical medicine*, 10(9), 2010. <https://doi.org/10.3390/jcm10092010>
- Schwendicke, F., & Stolpe, M. (2017). Cost-effectiveness of Different Post-retained Restorations. *Journal of endodontics*, 43(5), 709–714. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.01.002>
- Scotti, N., Cavalli, G., Gagliani, M., & Breschi, L. (2017). New adhesives and bonding techniques. Why and when?. *The international journal of esthetic dentistry*, 12(4), 524–535.
- Sedrez-Porto, J. A., Rosa, W. L., da Silva, A. F., Münchow, E. A., & Pereira-Cenci, T. (2016). Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, 52, 8–14. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.005>
- Selvaraj, H., Krithikadatta, J., Shrivastava, D., Onazi, M. A. A., Algarni, H. A., Munaga, S., Hamza, M. O., Saad Al-Fridy, T., Teja, K. V., Janani, K., Alam, M. K., & Srivastava, K. C. (2023). Systematic review fracture resistance of endodontically treated posterior teeth restored with fiber reinforced composites- a systematic review. *BMC oral health*, 23(1), 566. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03217-2>
- Selz, C. F., Strub, J. R., Vach, K., & Guess, P. C. (2014). Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents: a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years. *Clinical oral investigations*, 18(6), 1695–1703. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1137-6>
- Sevimli, G., Cengiz, S., & Oruç, S. (2015). Endocrowns. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 49(2), 57-63.
- Sidoli, G. E., King, P. A., & Setchell, D. J. (1997). An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 5–9. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70080-5](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70080-5)
- Sieper, K., Wille, S., & Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 74, 342–348. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.025>
- Silva, T. M., Salvia, A. C., Carvalho, R. F., Pagani, C., Rocha, D. M., & Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol?. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(3), 160–170. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.02.001>
- Singh, A., Abrol, K., Agarwal, S., & Madan, R. (2019). Endocrown restorations: A review. *Chronicles of Dental Research*, 8(2), 21-26.

- Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M., & Dobrzyński, M. (2021). Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry-Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials (Basel)*, 14(7). <https://doi.org/10.3390/ma14071592>
- Soares, P. V., Santos-Filho, P. C., Gomide, H. A., Araujo, C. A., Martins, L. R., & Soares, C. J. (2008). Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(2), 114–122. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60027-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60027-X)
- Sönmez Uzel, Ö., & Ayna, B. (2023). Farklı Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler ile Tedavi Edilen Kök Kanal Tedavili Maksiller Kesici Dişlerde Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *HRU International Journal of Dentistry and Oral Research*, 3(2), 91-98. <https://doi.org/10.61139/ijdor.1310349>
- Spitznagel, F. A., Boldt, J., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of dental research*, 97(10), 1082–1091. <https://doi.org/10.1177/0022034518779759>
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 26(6), 382–393. <https://doi.org/10.1111/jerd.12100>
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J. F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.004>
- Steinmassl, O., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P. A. (2018). CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clinical oral investigations*, 22(8), 2829–2835. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2369-2>
- Stober, T., Bermejo, J. L., Schwindling, F. S., & Schmitter, M. (2016). Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 43(8), 621–629. <https://doi.org/10.1111/joor.12409>
- Strasser, T., Preis, V., Behr, M., & Rosentritt, M. (2018). Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical oral investigations*, 22(8), 2787–2797. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2365-6>
- Sulaiman T. A. (2020). Materials in digital dentistry-a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 32(2), 171–181. <https://doi.org/10.1111/jerd.12566>
- Suryawanshi, A. S., & Behera, N. (2020). *A Review: In Vitro Investigation of Dental Composite Materials and Tooth Enamel by Using Pin-on-Disc Tribometer* (pp. 483–490). Springer, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-15-4485-9_50
- Tan, J. P., Sederstrom, D., Polansky, J. R., McLaren, E. A., & White, S. N. (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(3), 163–169. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60050-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60050-X)

- Tanaka, L. E. B., da Silva Rodrigues, C., Grangeiro, M. T. V., Campos, T. M. B., & de Melo, R. M. (2024). Characterization of 3D printed composite for final dental restorations. *Clinical oral investigations*, 28(11), 617. <https://doi.org/10.1007/s00784-024-06003-8>
- Tartari, T., Bachmann, L., Zancan, R. F., Vivan, R. R., Duarte, M. A. H., & Bramante, C. M. (2018). Analysis of the effects of several decalcifying agents alone and in combination with sodium hypochlorite on the chemical composition of dentine. *International endodontic journal*, 51 Suppl 1, e42–e54. <https://doi.org/10.1111/iej.12764>
- Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., & Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
- Thomas, R. M., Kelly, A., Tagiyeva, N., & Kanagasingam, S. (2020). Comparing endocrown restorations on permanent molars and premolars: a systematic review and meta-analysis. *British dental journal*, 10.1038/s41415-020-2279-y. Advance online publication. <https://doi.org/10.1038/s41415-020-2279-y>
- Tian, T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 30(7), e147–e162. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.017>
- Toman, M., & Toksavul, S. (2015). Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 46(3), 189–197. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a33267>
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Madruga, C. F. L., Valera, M. C., Borges, A. L. S., Bresciani, E., & de Melo, R. M. (2018). Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 34(10), 1466–1473. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.012>
- Tribst, J. P. M., Lo Giudice, R., Dos Santos, A. F. C., Borges, A. L. S., Silva-Concílio, L. R., Amaral, M., & Lo Giudice, G. (2021). Lithium Disilicate Ceramic Endocrown Biomechanical Response According to Different Pulp Chamber Extension Angles and Filling Materials. *Materials (Basel)*, 14(5). <https://doi.org/10.3390/ma14051307>
- Tsai, Y. L., Petsche, P. E., Anusavice, K. J., & Yang, M. C. (1998). Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *The International journal of prosthodontics*, 11(1), 27–32.
- Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., & Tsolakis, A. I. (2022). Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review. *Children (Basel, Switzerland)*, 9(8), 1106. <https://doi.org/10.3390/children9081106>
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Fischer, N. G., Nojiri, K., Nagura, Y., Takamizawa, T., Latta, M. A., & Miazaki, M. (2018). Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *The Japanese dental science review*, 54(2), 76–87. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2017.11.002>

- Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77-82.
- Valenti, C., Isabella Federici, M., Masciotti, F., Marinucci, L., Xhimitiku, I., Cianetti, S., & Pagano, S. (2024). Mechanical properties of 3D printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(2), 381–391. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.06.008>
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *The journal of adhesive dentistry*, 19(2), 95–109. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a38141>
- van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Goracci, C., Carrabba, M., & Ferrari, M. (2018). Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Operative dentistry*, 43(1), 90–100. <https://doi.org/10.2341/16-381-L>
- Wang, X., Shu, X., Zhang, Y., Yang, B., Jian, Y., & Zhao, K. (2019). Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 50(1), 8–20. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a41499>
- Wetselaar, P., & Lobbezoo, F. (2016). The tooth wear evaluation system: a modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. *Journal of oral rehabilitation*, 43(1), 69–80. <https://doi.org/10.1111/joor.12340>
- Wu, J., Weir, M. D., Zhang, Q., Zhou, C., Melo, M. A., & Xu, H. H. (2016). Novel self-healing dental resin with microcapsules of polymerizable triethylene glycol dimethacrylate and N,N-dihydroxyethyl-p-toluidine. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(2), 294–304. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.014>
- Xing, H., Zou, B., Li, S., & Fu, X. (2017). Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO2 ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceramics International*, 43(18), 16340-16347.
- Yamamoto, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Van Meerbeek, B., & Yoshida, Y. (2022). Novel composite cement containing the anti-microbial compound CPC-Montmorillonite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 38(1), 33–43. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.10.009>
- Yang, J., Silikas, N., & Watts, D. C. (2022). Polymerization and shrinkage kinetics and fracture toughness of bulk-fill resin-composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 38(12), 1934–1941. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.10.002>
- Yang, Y., Yu, J., Gao, J., Guo, J., Li, L., Zhao, Y., & Zhang, S. (2016). Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after

- functioning up to 5 years: A retrospective study. *Journal of dentistry*, 51, 56–61. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.05.013>
- Yıkılğan, İ., & Bala, O. (2013). Endodontik tedavi görmüş dişlerin konservatif restorasyonları. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 44-8.
- Yilmaz E. Ç. (2020). Investigation of two-body wear behavior of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramic for biomedical applications; *in vitro* chewing simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–19. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1852555>
- Yilmaz, E. C., & Sadeler, R. (2018a). Investigation of three-body wear of dental materials under different chewing cycles. *Science and Engineering of Composite Materials*, 25(4), 781-787. <https://doi.org/10.1515/secm-2016-0385>
- Yilmaz, E. C., & Sadeler, R. (2018b). Investigation of two-and three-body wear resistance on flowable bulk-fill and resin-based composites. *Mechanics of Composite Materials*, 54, 395-402. <https://doi.org/10.1007/s11029-018-9750-8>
- Yilmaz, E. Ç. (2019). Effect of sliding movement mechanism on contact wear behavior of composite materials in simulation of oral environment. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 5(3), 63. <https://doi.org/10.1007/s40735-019-0258-0>
- Yin, R., Kim, Y. K., Jang, Y. S., Lee, J. J., Lee, M. H., & Bae, T. S. (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*, 107(3), 360–367. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0407-9>
- Zaruba, M., & Mehl, A. (2017). Chairside systems: a current review. *International journal of computerized dentistry*, 20(2), 123–149.
- Ziębowicz, B., Osswald, B., Kern, F., & Schwan, W. (2023). Effect of Simulated Mastication on Structural Stability of Prosthetic Zirconia Material after Thermocycling Aging. *Materials*, 16(3), 1171. <https://doi.org/10.3390/ma16031171>

9. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı	CENGİZ	Soyadı	SEVİL
Doğum Yeri	İSTANBUL	Doğum Tarihi	01.09.1987
Uyruğu	T.C.		
E-mail	sevilcengiz@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet yılı
Doktora/Uzmanlık	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2025
Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2020
Lise	Çapa Fen Lisesi	2015

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2022-2025

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Orta	Orta	Orta

Yabancı Dil Sınav Notu*								
KPDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

DUS Puanı:
67,01

Bilgisayara Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office uygulamaları, Windows	İyi

10. BİLİMSEL FAALİYETLER

Bildiri (Poster veya Sözel)

- Kahramanoğlu E., Sevil C., Gönen Z., Uğurlu F., Özkan M. (Kasım 2-5. 2023) Hipodontili Bir Hastanın Multidisipliner Tedavisi: Bir olgu sunumu ve 3 yıllık takip [Poster Bildiri]. 26. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Antalya, Türkiye.
- Çopun M., Sevil C., Dilci Halmedov Y., Kahramanoğlu E., Özkan Y. (Kasım 8, 2024) Çoklu Diş Eksikliği Bulunan Bir Hastanın Üst Çenede İmplant Destekli ve Alt Çenede Diş Destekli Monolitik Zirkonyum Restorasyonu: Bir Vaka Raporu [Poster Bildiri]. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 8. Uluslararası Bahar Sempozyumu, Denizli, Türkiye.
- Sancılı M., Sevil C., Gözneli R. (Kasım 8, 2024) Dikey boyut kaybı olan hastanın tam ağız rehabilitasyonu: Vaka raporu [Poster Bildiri]. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 8. Uluslararası Bahar Sempozyumu, Denizli, Türkiye.
- Erdoğan S., Artar E., Sevil C., Türker B. (Kasım 8, 2024) Adenoid Kistik Karsinom Sebebiyle Oluşan Maksiller Defektin Protetik Rehabilitasyonu [Poster Bildiri]. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 8. Uluslararası Bahar Sempozyumu, Denizli, Türkiye.

11. EKLER

11.1. Etik Kurul Onayı

7436

**Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

	PROTOKOL KODU	09.2023.1496
	PROJE ADI	Endodontik Tedavi Uygulanmış Dişlerde Farklı CAD/CAM Materyalleriyle Üretilen Endokuronlarda Aşınmanın İncelenmesi
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI/ADI	Doç. Dr. Erkut KAHRAANOĞLU

KARAR BİLGİLERİ	Tarih 03.11.2023 Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için Kurulumuzca onaylanmasına oy birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek proje onayının yenilenmesi gerekmektedir.
------------------------	--

ÜYELER					
Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeligi	Onaylanan Proje ile İlişkisi	Toplantıya Katılım	İmza
Prof. Dr. Haner DİRESKENELİ	Romatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/ Başkan	☒ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Tülin ERGUN	Dermatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan Yrd.	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Handan KAYA	Patoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ EVET ☐ HAYIR	
Prof. Dr. M. Bahadır GÜLLÜOĞLU	Genel Cerrahi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Rezzan GÜLHAN	Farmakoloji	M: Ü. Tıp Fak. Üye	☐ Var ☒ Yok	☒ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Semra SARDAŞ	Eczacı	İstinye Üniv. Sağlık Bilimleri Fak./Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Başak DOĞAN	Diş Hekimi	M.Ü Diş Hekimliği Fak./Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Beste Melek ATASOY	Radyasyon Onkolojisi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Elif KARAKOÇ AYDINER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Meltem KORAY	Diş Hekimi	İstanbul Üniv. Diş Hekimliği Fak./Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Gürkan SERT	Tıp Tarihi ve Etik	M. Ü. Tıp Fak. Üye	☐ Var ☐ Yok	☒ Evet ☐ Hayır	
Doç. Dr: Figen DEMİR	Halk Sağlığı	Acıbadem Üniv. Tıp Fak.	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Prof. Dr. Pınar MEGA TİBER	Biyofizik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	☐ Var ☐ Yok	☐ Evet ☐ Hayır	
Zeynep AKGÜN	Sağlık Mensubu olmayan kişi	Serbest Meslek	☐ Var ☐ Yok	☒ Evet ☐ Hayır	
Öncel Onur AKBAŞ	Hukukçu	Üye	☐ Var ☐ Yok	☒ Evet ☐ Hayır	

