



**FARKLI YAPIDA CAD/CAM İNLEY RESTORASYONLARIN
YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASI KIRILMA DAVRANIŞLARININ
İN VİTRO İNCELENMESİ**

Deniz MIZRAK

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

TEMMUZ 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Deniz MIZRAK

09/07/2025

FARKLI YAPIDA CAD/CAM İNLEY RESTORASYONLARIN YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASI KIRILMA DAVRANIŞLARININ *İN VİTRO* İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Deniz MIZRAK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Temmuz, 2025

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, nanoseramik (Cerasmart 270), polimer infiltre seramik ağ yapı (PICN) (Vita Enamic) ve deneysel fiberle güçlendirilmiş (SFRC CAD) bloktan üretilen MOD inley ile restore edilmiş alt molar dişlerin kırılma dayanımı ve kırılma davranışlarını yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrasında incelemektir. 60 adet sağlam insan alt molar dişinde standardize MOD kaviteler hazırlandı. Dişler üç gruba ayrıldı; Grup I nanoseramik (Cerasmart 270) blok, Grup II PICN (Vita Enamic) blok ve Grup III deneysel fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit (SFRC CAD) blok ile inley restorasyonlar üretildi. (n=20/grup) Tüm restorasyonlar self-adeziv dual-cure rezin siman (G-Cem One) ile yapıştırıldı. Restorasyonların yarısı (n=10/grup) yaşlandırma uygulanmadan kırılma gerçekleşene kadar statik yüklendi. Restorasyonların kalan yarısı ise yaşlandırma uygulandıktan (500.000 döngü, Fmax=150N) sonra kırılma gerçekleşene kadar yüklendi, ardından kırık tipleri incelendi. CAD/CAM materyallerinin mikro yapısı ve element içeriğini gözlemlemek için SEM-EDS kullanıldı. Sonuçlar istatistiksel olarak çift yönlü varyans analizini (ANOVA) takiben Tukey HSD testi ($\alpha=0.05$) ile değerlendirildi. İstatistiksel analiz sonuçları, restorasyonların yük taşıma kapasitesinin materyal tipinden ve yaşlandırma uygulamasından etkilendiğini ($p<0.05$) gösterdi. SFRC CAD ile restore edilen dişler yorulma yaşlandırma sonrası en yüksek ($p<0.05$) yük taşıma kapasitesi (2535 ± 830 N) gösterdi. SEM görüntülerinde SFRC CAD materyalin içeriğindeki kısa fiberlerin çatlak yönünü değiştirme ve çatlak ilerlemesini engelleme özelliği gözlemlendi. Kırık tipleri incelendiğinde PICN yapısındaki Vita Enamic grubu %85 oranında katastrofik başarısızlık gösterirken, nanoseramik yapıdaki Cerasmart 270 %45 ve fiberle güçlendirilmiş yapıdaki SFRC CAD %10 katastrofik başarısızlık sergiledi. Molar dişlerde geniş MOD kavitelerde en yüksek yük taşıma kapasitesi ve çoğunlukla restore edilebilir başarısızlık göstermesi sebebiyle SFRC CAD materyali uygun bir restorasyon materyali olarak değerlendirilebilir.

Bilim Kodu : 10101,08
Anahtar Kelimeler : CAD-CAM, Yorulma yaşlandırması, İnley, Kırılma davranışı
Sayfa adedi : 91
Danışman : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

IN VITRO INVESTIGATION OF BEFORE AND AFTER AGING FRACTURE
BEHAVIORS OF CAD-CAM INLEY RESTORATIONS WITH DIFFERENT
CONSTRUCTIONS

(Speciality Thesis)

Deniz MIZRAK

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

July, 2025

ABSTRACT

The aim of this study was to examine the fracture behavior and fracture strenght of human lower molar teeth restored with MOD inlays produced from nanoceramic (Cerasmart 270), polymer-infiltrated ceramic network (PICN) (Vita Enamic), and an experimental fiber-reinforced (SFRC CAD) block before and after cyclic fatigue aging. Standardized MOD cavities were prepared on 60 intact mandibular molar teeth. The teeth were divided into three groups: Group I nanoceramic (Cerasmart 270) block, Group II PICN (Vita Enamic) block, and Group III experimental fiber-reinforced resin composite (SFRC CAD) block (n=20/group). All restorations were luted with self-adhesive dual-cure resin cement (G-Cem One). Half of the restorations (n=10/group) were statically loaded until fracture without aging. The remaining half underwent aging for 500,000 cycles (Fmax=150N) before being loaded until fracture, then fracture types were visually inspected. SEM-EDS was used to observe the microstructure and elemental content of the CAD/CAM materials. The results were statistically analyzed using two-way analysis of variance (ANOVA), followed by the Tukey HSD test ($\alpha=0.05$). Statistical analysis showed that the load-bearing capacity of the restorations was influenced by both the material type and the aging process ($p<0.05$). After fatigue aging, teeth restored with SFRC CAD exhibited the highest load-bearing capacity (2535 ± 830 N) ($p<0.05$). SEM images showed the ability of short fibers in SFRC CAD composite to redirect and hinder crack propagation. In the analysis of fracture types, the PICN (Vita Enamic) group exhibited catastrophic failure in 85% of cases, while the nanoceramic (Cerasmart 270) showed 45%, and fiber reinforced SFRC CAD only 10% catastrophic failure. Due to its highest load-bearing capacity and predominantly restorable failure pattern, SFRC CAD can be considered a suitable material for restoring large MOD cavities in molar teeth.

Science Code : 10101,08

Key Words : CAD-CAM, Fatigue aging, Inlays, Fracture behavior

Page Number : 91

Supervisor : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimin süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilimsel ve mesleki tecrübesiyle bana her zaman yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya ve kürsümüzün değerli tüm öğretim üyelerine,

Burada tanıştığım ve eğitimin boyunca dostlukları ve anlayışlarıyla yanımda olan başta Dr. Dt. Naz Bayar, Dt. Sümeyye Kanlıdere, Dt. Arda Bingöl, Dt. Ayşenur Yazım, Dt. Umut Dağdeviren, Dt. Ahmet Emin Demir, Dt. Aydan Doğruöz olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Gazi Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın hemşirelerine, personeline ve tüm mesai arkadaşlarıma,

Turku Üniversitesi'ndeki çalışmalarındaki yardım ve katkılarından dolayı Prof. Dr. Pekka VALITTU, Doc. Dr. Sufyan GAROUSHI ve TCBC koordinatörü Dt. Lippo LASSILA'ya

Hayatımın her döneminde olduğu gibi uzmanlık eğitimim süresinde de yanımda olan, sevgisini ve maddi manevi her konuda desteklerini benden esirgemeyen annem Selma Altınok, babam Gürsel Barlas, kardeşlerim Murat ve Uğur Barlas ve babaannem Nuran Barlas'a,

Canım eşim, yol arkadaşım Göktuğ'a,

Sonsuz Teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri.....	3
2.1.1. CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi	4
2.1.2. CAD/CAM sistemlerinin avantaj ve dezavantajları	6
2.1.3. Dijital iş akışı.....	7
2.2. Güncel CAD/CAM Materyalleri	8
2.2.1. Silikat seramikler.....	9
2.2.2. Oksit seramikler.....	13
2.2.3. Rezin matriks seramikler	14
2.3. Dental Yapıştırma Simanları	18
2.3.1. Yapıştırma simanlarının sınıflandırılması	20
2.4. Minimal İnvaziv İndirekt Posterior Restorasyonlar.....	29
2.5. <i>İn Vitro</i> Yaşlandırma Yöntemleri	31
2.6. Üniversal Test Cihazı (UTM).....	36
2.6.1. Kırılma dayanım testi	36

	Sayfa
2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	39
3.1. Dişler.....	40
3.2. Kavite Preparasyonları ve Restoratif Prosedürler.....	42
3.3. Kırılma Dayanım Testi	45
3.4. Kırılma Tipi ve Mikro Yapı Analizi	45
3.5. İstatistiksel Analiz.....	46
4. BULGULAR	47
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
KAYNAKLAR	69
EKLER.....	83
EK-1. Etik Kurul Onayı	84
ÖZGEÇMİŞ	88

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Geleneksel ve adeziv rezin simanların farkları	21
Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller; üretici firma ve içerikleri	39
Çizelge 4.1. Yapılan restorasyonlarda gözlenen kırık tipleri yüzdeleri ve fotoğrafları .	48



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. CAD/CAM materyallerinin içeriklerine göre sınıflandırılması	9
Şekil 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan yapıştırma simanları ve yaygın örnekleri	20
Şekil 2.3. Rezin simanların güncel sınıflaması, avantaj ve dezavantajları.....	22
Şekil 3.1. Çalışma gruplarının oluşturulma şeması.....	40
Şekil 3.2. Güç analizi	40
Şekil 4.1. Test edilen restorasyonların döngüsel yorgunluk yaşlandırılmasından önce ve sonra ortalama kırılma kuvvet değeri (N) ve standart sapma (SD) değerleri. Sütunların içerisindeki aynı harfler, malzemeler arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan farkları ($p > 0.05$) temsil eder.....	47

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Chair-side sistem: Planmeca E4D	4
Resim 2.2. Laboratuvar sistemi: Sirona Cerec InLab.....	4
Resim 2.3. Geliştirilen ilk optik tarayıcı	5
Resim 2.4. Dijital iş akışı	8
Resim 2.5. İnley, onley ve overlay restorasyonlar.	30
Resim 3.1. Toplanan dişlerin dezenfeksiyon prosedürlerinden sonra bukkolingual ve meiodistal boyutlarının ölçülmesi ve gruplara dağıtılması	41
Resim 3.2. Kullanılan akrilik rezin ve dişlerin akrilik rezine mine sement sınırında gömülmesi	41
Resim 3.3. Standart hazırlanmış MOD kavite preparasyonunu ve ilgili ölçümler (5 mm derinlik, 6 mm bukkal-palatal genişlik)	42
Resim 3.4. Numunelerin dijital ölçüsünün alınması ve alınan ölçü üzerinde preparasyon kontrolü.....	43
Resim 3.5. Hazırlanan inley restorasyonların tasarım aşaması	43
Resim 3.6. Üretilen inley restorasyonlar ve simantasyon sonrası hazırlanan örnekler ..	44
Resim 3.7. Simantasyon prosedüründe kullanılan materyaller ve LED ışık cihazı	44
Resim 3.8. Çiğneme simülasyonu ve kırılma dayanım testi uygulanması	45
Resim 3.9. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	46
Resim 4.1. Farklı büyütme altında gözlemlenen hibrit CAD/CAM örneklerin kırık yüzeylerinin SEM görüntüleri (Vita Enamic A & B ve Cerasmart 270 C-F). Bükülme izleri gösteren durdurma çizgileri (A & C, sarı oklar) ve radyal çatlaklar (siyah oklar) yük uygulama alanından restorasyon boyunca yapıştırma simanı ile arayüze kadar yayılmıştır. Restorasyon ve yapıştırma simanı arasındaki adeziv arayüzdeki çatlak ve boşluk (F, beyaz oklar)	49
Resim 4.2. Farklı büyütme altında gözlemlenen kısa fiberle güçlendirilmiş CAD/CAM kompozit örneğinin (SFRC CAD) SEM görüntülerini göstermektedir. Kısa fiberlerin çatlak yayılımını yönlendirme ve engelleme yeteneği (A, B, oklar) gösterilmektedir. C ve D, restorasyon ve yapıştırma simanı arasındaki adeziv arayüzü (oklar) göstermektedir	50

Resim**Sayfa**

Resim 4.3. İncelenen CAD/CAM malzemelerinin kırık yüzeyinin SEM görüntüleri ve EDS analizini göstermektedir (ölçek çubuğu=2 µm). A: Cerasmart 270; B: Vita Enamic; C: SFRC CAD.....	51
---	----



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyük
<	Küçük
±	Artı Eksi
≅	Yaklaşık eşit
%	Yüzde
%wt	Ağırlık yüzdesi
°C	Santigrat derece
α	Güvenilirlik değeri
1- β	Güç değeri
mm	Milimetre
nm	Nanometre
dk	Dakika
Ca ⁺²	Kalsiyum iyonu
Al	Alüminyum
Si	Silisyum
Ba	Baryum
GPa	Gigapaskal
Hz	Heartz
pH	Power of hydrogen
Mpa	Megapaskal
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
N	Newton
sn	Saniye
μm	Mikrometre
Zr	Zirkonyum

Simgeler	Açıklamalar
Al₂O₃	Alüminyum oksit
UV	Ultraviole
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Li₂SiO₃	Lityum meta-silikat
ZrO₂	Zirkonyum oksit
HF	Hidroflorik asit

Kısaltmalar	Açıklamalar
ANOVA	Varyans analizi
APC	Air particle abrazyon (Kumlama) (A), zirkonyum primeri (P), adeziv kompozit rezin (C)
Bis GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
BisEMA	Bisfenol A etoksilat dimetakrilat
Bis-MEPP	Bis (p-metaktiloksi (etoksi) 1-2 fenil) -propan
BSE	Geri saçılan elektronlar
CAD	Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim
CEJ	Mine-sement sınırı
CEREC	Ceramic reconstruction
EDS	Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi
Er:YAG	Erbiyum-doped yttrium alüminyum garnet
GIC	Cam iyonomer siman
HEMA	Hidroksiletil metakrilat
HT/T	Yüksek translusent/ Translusent
IDS	Hemen dentin örtüleme (Immediate dentin sealing)
MDP	Metakriloiloksidil dihidrojen fosfat
MMP	Matriks metalloproteinazlar
MOD	Mesio okluzo distal
Nd:YAD	Neodimyum-doped yttrium alüminyum garnet
PEEK	Polietereterketon
PICN	Polimer infiltre seramik ağ yapısı

Kısaltmalar**Açıklamalar**

PMMA	Polimetil metakrilat
RMGIC	Rezin modifiye cam iyonomer siman
SARC	Self-adeziv rezin siman
SBS	Makaslama bağlanma dayanımı
SE	İkincil elektronlar
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SFRC CAD	Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit blok
TEGDMA	Trietilen glikol dimetkrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UTM	Üniversal test cihazı

1. GİRİŞ

Klinik pratikte fazla madde kaybına sahip posterior dişlerin restorasyonu zorlayıcı olabilmektedir. Son yıllarda hızla gelişen adeziv diş hekimliği teknolojileri, minimal invaziv tedavi seçeneklerinin çeşitlenmesini ve yaygınlaşmasını sağlamaktadır. Bu alternatif yaklaşımlar arasında tercih yaparken göz önünde bulundurulması gereken ana faktör kalan diş dokusunun korunmasıdır. Materyallerdeki gelişmelerle birlikte üretim teknikleri de eş zamanlı gelişme göstermektedir. Geleneksel tabakalama teknikleri yerini bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing, CAD/CAM) teknolojisine bırakmaktadır ¹.

Fazla madde kayıplı posterior dişlere uygulanan inley/onley restorasyonların prognozu endişe kaynağıdır. En sık başarısızlık nedenleri restorasyonun kırılması ve desimantasyondur ². Özellikle mesio okluzal distal (MOD) kavitelerde her iki marjinal sırtın kayıp olması, tüberkül direncinde ve dişin kırılma dayanımında %54'lük bir azalmaya sebep olmaktadır ^{3,4}. Ek olarak, MOD kavite preparasyonu sonrası kalan tüberkülün okluzal yük altında manivela etkisi yarattığı, kavite tabanın tüberkül esnemesinde fulkrum eksenini olarak görev yaptığı ve kavite derinliği arttıkça kuvvetin arttığı belirtilmiştir ⁵. Sonuç olarak MOD kavitelerin restorasyonunda materyal seçimi ve restoratif teknik dikkatle değerlendirilmelidir ^{6,7}.

Lityum disilikat indirekt restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri sebebiyle sabit protez yapımında genellikle tercih edilmektedir. Yapısındaki uzun kristaller materyalin bükülme ve basma dayanımını arttırmaktadır ^{8,9}. Bununla birlikte lityum disilikat çok sert ve kırılgandır, karşıt diş minesini üzerinde yüksek aşındırıcı etkisi vardır ve sonuç mekanik özelliklerine ulaşabilmek için ek kristalizasyona ihtiyaç duyar ¹⁰. Yüksek elastisite modülü sebebiyle adeziv arayüzde fazlaca stres oluşturur ¹¹. Bu nedenlerle araştırmacılar makul bir stres dağılımı elde edebilmek için elastisite modülü dentine yakın materyallerin kullanımını önermektedir.

Son 10 yılda rezin kompozit CAD/CAM materyalleri, uygun elastisite modülü, aşınma dirençleri, renk stabilitesi ve ince tabakalar halinde millenebilmesi sebebiyle sıklıkla kullanılmaktadır ^{12,13}. Yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize olduğundan geleneksel ısıyla polimerize olan rezin kompozitlere göre daha iyi mekanik ve biyolojik özellikler

gösterir. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen rezin kompozit restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi ve siman aralığı oldukça azdır. Ancak seramik materyallere göre mekanik özellikleri daha zayıftır ¹⁴.

CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanan rezin kompozit materyallerin klinik başarıları oldukça iyi olmakla birlikte kırılma dayanımlarını geliştirmek için kısa fiber ile güçlendirilmiş (short fiber reinforced composite - SFRC) CAD materyal geliştirilmeye çalışılmaktadır. Deneysel olarak geliştirilen SFRC CAD materyalin mekanik, optik, yüzey ve bağlanma özellikleri test edilmiş ve umut verici sonuçlar elde edilmiştir ¹⁵⁻²⁰. Ancak materyalin krun içi inley olarak kullanımında mekanik özellikleri hakkında bilgi yoktur.

Bu tez çalışmasında, nanoseramik, polimer infiltre seramik ağ yapısındaki (PICN) rezin matriks seramik ve deneysel fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozit CAD/CAM restoratif materyaller ile üretilen inley restorasyonlar ile restore edilen alt molar dişlerin, yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarının ve kırılma davranışlarının incelenmesi amaçlandı.

Çalışmanın sıfır hipotezi; kullanılan CAD/CAM restoratif materyal türü ve yaşlandırma uygulaması restorasyonların kırılma dayanımı ve kırılma davranışları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmaz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM, “Bilgisayar destekli üretim” ve “Bilgisayar destekli yazılım” anlamlarına gelen İngilizce kelimelerin baş harflerinin kısaltmasıdır. Hem klinik hem de laboratuvarda kullanılabilen bu sistem, ağız içi (direkt) ya da model üzerinde (indirekt) tarama yapılarak alınan dijital ölçü üzerinde restorasyon tasarımının yapıldığı bilgisayar ünitesi ve buna bağlı bulunan bir üretim cihazından oluşmaktadır ²¹. Diş hekimliğinde bu sistemler kullanılarak; inley, onley, tam ve bölümlü kuron, laminate veneer, köprü sistemleri, hareketli protezlerin iskelet yapıları, implant dayanakları ve tam protezler gibi geniş bir endikasyon alanında restorasyonlar üretilmekte ve ortodonti alanında da (örn: Invisalign) kullanılmaktadır ²².

Günümüzde klinikte en sık kullanılan CAD/CAM sistemleri CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ve PlanScan CAD/CAM Restorasyon (Planmeca E4D Technologies, Texas, ABD) sistemleridir ²³.

Dental CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel elemandan oluşmaktadır ²⁴;

1. Hazırlanan preparasyonun üç boyutlu geometrisini dijital ortama aktaran optik veya mekanik tarayıcı (scanner),
2. Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturulup dental restorasyonun tasarımının yapıldığı yazılım programı (software),
3. Tasarlanan veriyi istenilen restorasyona dönüştüren frezeleme ünitesi (hardware).

CAD/CAM sistemleri üretim yöntemine göre üç gruba ayrılır ^{25,26};

1. Chair-side sistem: Klinisyen prepare dişin dijital ölçüsünü intraoral tarayıcı ile aldıktan sonra restorasyon tasarım ve üretimini yapar ve tek seansta teslim eder (Resim 2.1).
2. Laboratuvar sistemi: Bu tür üretim, diş hekimi ile laboratuvar arasındaki geleneksel işleyişe benzer. Konvansiyonel yöntemle alınan ölçüden elde edilen model laboratuvarda taranarak sisteme aktarılır, tasarım ve üretim CAD/CAM kullanılarak yapılır (Resim 2.2).
3. Merkezi üretim: Klinisyen aldığı dijital ölçüyü internet üzerinden laboratuvara gönderir.



Resim 2.1. Chair-side sistem: Planmeca E4D



Resim 2.2. Laboratuvar sistemi: Sirona Cerec InLab

2.1.1. CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi

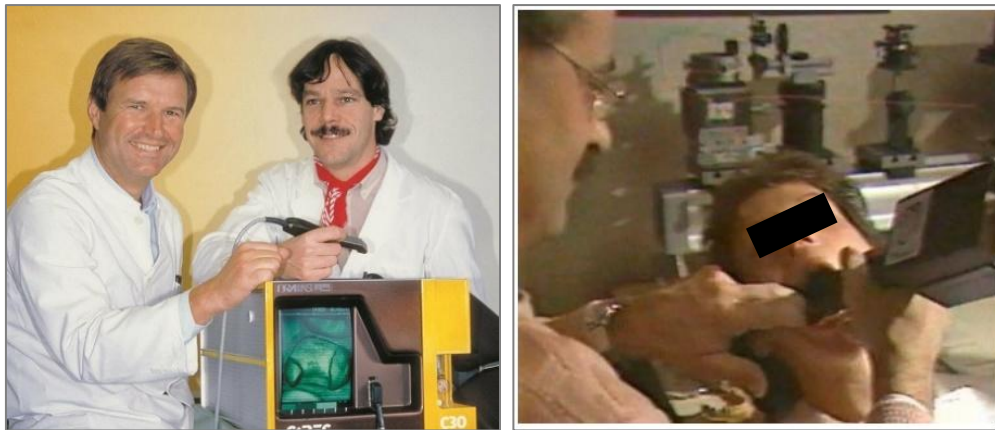
Bilgisayar destekli tasarım ve üretim 1960'lı yıllarda uçak ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş ve yaklaşık 10 yıl sonra diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesinde rol oynayan en önemli bilim insanları arasında F.Duret, W. Mörmann, D. Rekow ve M. Andersson sayılabilir. Dr. Francosis Duret, 1971 yılında kendi ismi ile tanıttığı “Duret Sistemi”ni kullanarak prepare edilmiş bir dişin optik ölçüsünü alarak kuron üretmeyi başarmıştır. Ancak bu sistem, karmaşık olması, büyük boyutu ve yüksek maliyeti sebebiyle dental pazarda yer bulamamıştır. Sonrasında bu sistem 1984 yılında Sopha Bioconcept tarafından desteklenen “Sopha Sistem” olarak kullanılmıştır ²⁵.

Bu dönemin ardından Dr. Andersonn, Procera Sitemini tanıtarak, kompozit veneer restorasyonlar üretmiştir. Daha sonra bu sistem, merkezi bir üretim sistemine bağlı dijital tarayıcılar ile dünya çapında seramik restorasyon üretimi için kullanılmaya başlanmıştır ²⁶.

1980’li yıllarda İsviçre Z r h  niversitesinde Dr. Werner Mormann ve Marco Brandestini ilk ticari CAD/CAM sistemini tan tm şt r. Bu teknoloji, di  hekimlerinin kuron, inley, onley ve veneer gibi birçok seramik restorasyonu klinik ya da laboratuvar da üretmesine izin vererek diş hekimliği pratiğinde majör deği likler yapmıştır. Sistem, bilgisayar destekli Ceramic Reconstruction olarak ifade edilmiş ve günümüzde bilinen adıyla CEREC piyasaya sunulmuştur ²⁷ (Resim 2.3).

1985 yılında ilk chair-side inley, CEREC 1 ile üretilip kullanılmıştır. Düzensiz  lık dağılımı olan yüzeyler taramanın doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği için, bu sistem kullanılırken titanium dioksit opak tozu ile yüzey kaplama uygulaması gereklidir. CEREC 1 sistemi günümüzde artık kullanılmamaktadır. 1994 yılında CEREC 2, 2000 senesinde de CEREC 3 sistemi üretilmiştir. Günümüzde, uluslararası di  hekimliğinde kanıtlanm   ve tek seansta restorasyon üretimini mümkün kılan bir yöntem olarak, klinikte ve laboratuvarlarda CEREC InLab kullanılmaktadır ²⁷.

Yapılan birçok çalışma ve gelişmenin ardından, 4. nesil ürünleri olan CEREC AC Bluecam piyasaya  ıkartılm şt r. Bu cihaz,  lık kaynağı olarak LED mavi diyottan yayılm  , bir çeşit görünür mavi  lık kullanarak görüntü elde etmektedir. 2012’de piyasaya çıkan CEREC AC Omnicam sıklıkla kullanılan tarayıcılardan biridir ²⁷. 2019’da tanıtılan ve en yeni CEREC sistemi olan CEREC 5 ve Primescan, tarama hızı ve hassasiyeti en yüksek CEREC sistemi olarak sunulmuştur.



Resim 2.3. Geliştirilen ilk optik tarayıcı

2.1.2. CAD/CAM sistemlerinin avantaj ve dezavantajları

Son 25 yılda diş hekimliğinde kullanımı dünya genelinde hızla artan bu sistemlerin, geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında, hız, materyal çeşitliliği, teknisyen ve laboratuvara olan ihtiyacın azalması, kullanım kolaylığı, yüksek kalitede üretim gibi birçok avantajı bulunmaktadır.

Özellikle doğal görünümüne daha yakın, yüksek dayanıklılığa sahip, daha uyumlu restorasyonların üretimi bu sistemler ile kolaylaşmıştır²².

Dijital ölçüler, ölçü materyali gereksiniminin olmaması, ölçünün laboratuvara gönderilmesi sırasındaki kontaminasyon ve çapraz enfeksiyon riskinin eliminasyonu, alınan kayıtların dijital ortamda arşivlenebilmesi, işlemin hasta açısından daha kabul edilebilir ve konforlu olması, alçı model hazırlama basamaklarının olmaması gibi sebeplerle geleneksel ölçü almaya göre daha kolay ve hızlıdır²⁷. Genellikle yarım ark dijital ölçünün alınması 40 saniye, tam ark ise 2 dakika sürer. CAD/CAM ile tasarım ve üretim de hızlıdır, bir tam kuronun frezelenmesi yaklaşık 6 dakika sürmektedir²².

Bir diğer önemli avantajı ise, bazı vakalarda daimi restorasyonlarının ikinci bir randevuya gereksinim olmadan aynı seansta teslim edilebilmesidir²².

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların uyum ve kalitesi oldukça yüksektir, çünkü bu sistemlerin tasarım ve üretim aşamaları çok hassastır. Yapılan bir çalışmada dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemiyle hazırlanmış sabit protezler, diş hekimleri tarafından marjinal adaptasyon, kontak ve oklüzyon bakımından değerlendirilmiş ve yaklaşık %70 oranında dijital ölçü alınarak hazırlanan protezler daha başarılı bulunmuştur²⁸.

Kullanılan seramik sistemlerin geniş renk skalaları sayesinde optik özellikleri doğal dişe yakın restorasyonlar üretilir, ayrıca dental seramiklerin aşınma özellikleri de doğal dişlerle uyumludur²⁹.

Tüm gelişmelere rağmen halen bazı dezavantajlar bulunmaktadır. Yazılım ve ekipmanların ilk maliyeti yüksektir, hasta yoğunluğu fazla olmayan kliniklerin yatırım maliyetini çıkarması zaman alıcı olabilir. Ayrıca bu sistemlerin kullanımı eğitim ve tecrübe gerektirmektedir, iş akışındaki bu büyük değişiklik hekimler için zorlayıcı olabilir²⁷.

CAD/CAM malzemelerinin sayısız avantajına rağmen, uzun vadeli performansları ve klinik sonuçları konusunda çalışmalar devam etmektedir. Yaşlanma, renklenme ve çeşitli simantasyon tekniklerinin etkileri gibi faktörler, CAD/CAM restorasyonlarının dayanıklılığı ve estetik özelliklerini etkileyebilir ³⁰.

Dijital ölçü birçok aşama gerektirir, öncesinde de geleneksel ölçüde olduğu gibi nem ve kanama kontrolü, retraksiyon ve yumuşak doku yönetimi gerektirmektedir. Subgingival alanda optik tarama zorlayıcıdır, bitim çizgileri doğru belirlenmelidir ²².

2.1.3. Dijital iş akışı

Diş hekimliğinde CAD/CAM ile restorasyon üretimi üç şekilde gerçekleşebilir. Birincisi ‘chair-side’ yani hasta başı üretimdir. Chair-side restorasyonlar için, CEREC (Dentsply Sirona) ve Plan CAD Easy (Planmeca) gibi birkaç tasarım programı mevcuttur. Laboratuvar işlemlerine gerek kalmadan, hekim hastanın ölçüsünü optik tarayıcı ile alır, tasarımı yapar ve freze cihazında restorasyon üretilir. Son derece zaman kazandırıcı bir yöntemdir. Bu hızlı dijital iş akışıdır ³¹ (Şekil 2.4).

İkinci yöntem laboratuvarda üretimdir. Bu şekilde hekim konvansiyonel yöntemle hastadan ölçü alır, ölçü laboratuvara gider ve model üretilir. Sonrasında model laboratuvar tarayıcıları ile taranarak dijital ortama aktarılır ve tasarım teknisyen tarafından yapılır. Üretim aynı hasta başı üretimdeki gibi freze cihazları ile yapılır ²⁶.

Üçüncü yöntem ise merkezi üretimdir. Modellerin görüntülenmesi üretim merkezine bağlı laboratuvarda gerçekleştirilir ve elde edilen kayıtlar internet aracılığı ile restorasyonun üretileceği merkeze gönderilir ³². Böylece, birinci ve ikinci üretim adımları laboratuvarda gerçekleşirken, üçüncü adım merkezde yapılır. Sonuç olarak, protez tasarımı teknisyenin elindedir. CAM üretiminin dışarıdan temin edilmesinin faydası, sadece dijitalleşme aracı ve yazılımının satın alınması gerektiği için düşük yatırım gereksiniminde yatmaktadır, bu da yüksek kaliteli bir üretim sürecine erişim sağlar ²⁴.



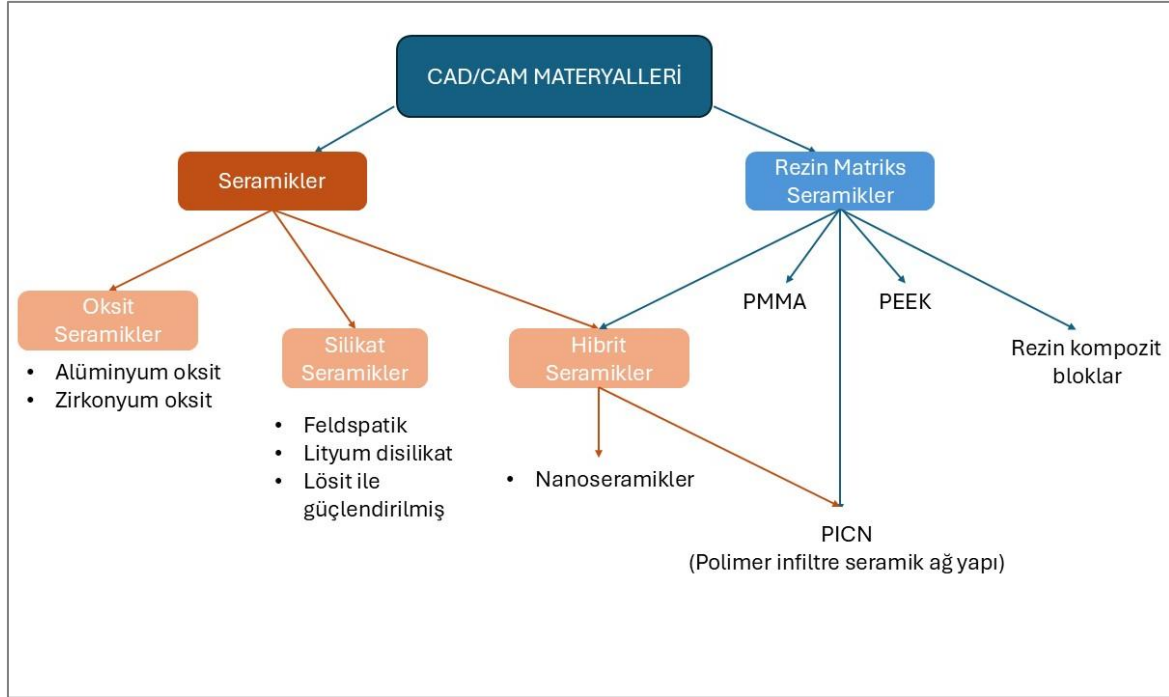
Resim 2.4. Dijital iş akışı

2.2. Güncel CAD/CAM Materyalleri

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, kullanılan materyal çeşitliliğini arttırmaktadır, çünkü bu teknoloji, restorasyonlarının klinik ortamda verimli ve hassas bir şekilde üretilmesine olanak tanımaktadır. Bu sistemler, konvansiyonel malzemelere kıyasla daha iyi mekanik özellikler sergileyen yüksek kalitede malzemeler kullanır ³¹.

CAD/CAM restorasyonlar için bir dizi restoratif materyal kategorisi mevcuttur. Her bir malzeme kategorisi, kendine özgü klinik uygulamalar için tasarlanmış özelliklere sahiptir ³³.

Üretilen materyaller içeriklerine göre sınıflandırılmıştır (Şekil 2.1); her kategorideki blokların farklı mekanik ve fiziksel avantajları özel kullanım endikasyonu sağlar. Üretim sonrası elde edilen sonuçlar materyalin türünden etkilenmektedir, bu nedenle klinisyenlerin materyallerin özelliklerini bilmeleri ve endikasyona uygun materyal seçebilmeleri önemlidir



Şekil 2.1. CAD/CAM materyallerinin içeriklerine göre sınıflandırılması ³¹

2.2.1. Silikat seramikler

CAD/CAM için geliştirilen ilk bloklar cam seramiktir. Feldspatik ve lösit ile güçlendirilmiş seramikler %55-70 oranında cam bileşeni içerir, bukalemun etkisi ve yarı saydamlık ile mevcut diş rengini taklit eder, bu özellikleri sayesinde en estetik seramik materyal olarak kabul edilmektedir ³⁴.

Feldspatik seramik bloklar

CAD/CAM sistemleriyle birlikte ilk kullanılan bu bloklarda, cam matriks içerisinde %30 oranında, homojen dağılmış, 3-4 μm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Bükülme dayanımı yaklaşık 150 MPa, elastisite modülleri 45-63 GPa'dır ²³.

Feldspatik seramik blokların yüksek estetik gerektiren restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir. Veneer, anterior ve posterior kuron, parsiyel kuron, inley ve onley restorasyonlarda kullanılması endikedir, ancak okluzal kuvvetlerin fazla olduğu restorasyonlarda, feldspatik seramikler güçlendirilmiş seçeneklere göre daha düşük bükülme dayanımı gösterdiğinden kontraendikasyonlar olabilir ³¹.

Fiziksel dayanıklılığı ve aşınma özellikleri, metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselenlerle büyük ölçüde benzerlik göstermektedir. Ayrıca bu materyalin uzun süreli klinik performansı da oldukça başarılıdır. Bir meta-analizde, feldspatik seramiklerle yapılan 5811 adeziv restorasyonun (onlaylar, overlayler) 5 yıl sonra sağ kalım oranını %92 ile %95 arasında, 2154 restorasyonun ise 10 yıl sonra %91 olarak belirtilmiştir. Restorasyon yapılan diş yüzeylerinin sayısına bağlı olarak sağ kalım oranlarında anlamlı bir fark rapor edilmemiştir ³⁵.

Doğal diş yapısına benzer şekilde, yüksek kroma, düşük translusensiye sahip kole bölgesi, düzenli kromaya sahip dentin katmanı ve düşük kroma ile yüksek translusensiye sahip mine katmanlarından meydana gelen bloklar mevcuttur. Ayrıca ön bölge estetik restorasyonlar için tasarlanan dentin kor ve onu saran mine tabakası bulunan, dentin ile insizal sınır arasındaki renk geçişini başarılı bir şekilde taklit eden bloklar piyasada bulunmaktadır. Bu özellikleriyle oldukça estetik restorasyonlar elde etmek için ideal bir materyaldir ²³.

Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar

Lösit ile güçlendirilmiş seramikler, feldspatik seramiklerin bir alt sınıfıdır, cam matrikse lösit kristalleri eklenmiştir ³¹.

Silikat cam matriks içeriğinin %30-40'ını, 1-5 µm boyutlarında lösit kristalleri oluşturmaktadır, bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa'dır ²³. Lösit varlığı, mekanik özellikleri artırırken, doğal dişe benzer estetik yapıyı korur, ancak lösitin eklenmesiyle oluşan kristalin yapı sebebiyle feldspatik seramiklere kıyasla daha düşük translusensiye sahip olma eğilimindedir ³¹.

Ayrıca lösit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. Bunun nedeni lösit kristallerinin genleşme katsayısının içinde bulunduğu cam matriksten daha fazla olmasıdır ³⁶.

Çalışmalar, lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin geleneksel feldspatik seramiklere kıyasla daha iyi kırılma direnci sergilediğini göstermiştir, bu özellik, restorasyonların önemli okluzal kuvvetlere maruz kaldığı durumlarda kritik öneme sahiptir ³⁷.

Anterior ve posterior dişlerdeki kuronlar, parsiyel kuronlar ve laminate veneerler gibi tek diş estetik restorasyonlar için uygundur ³³.

2008 yılında yapılan bir çalışmada lösitle güçlendirilmiş bloklardan üretilen inley ve onleylerin 6 yıllık sağ kalım yüzdesi %96,9 olarak belirtilmiştir ³⁸.

Hem lösit ile güçlendirilmiş hem de feldspatik seramiklerin simantasyonu öncesinde, genellikle hidroflorik asit uygulaması ile yüzey pürüzlülüğü artırılarak rezin siman ve seramik bağlantısı güçlendirilir ³⁹.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik bloklar

Lityum disilikat, mükemmel estetik özellikleri ve mekanik dayanıklılığı nedeniyle popülerlik kazanmış bir cam seramik materyaldir. Temelde şeffaflık ve renk stabilitesine katkıda bulunan camsı bir matriks içine gömülü lityum silikat kristallerinden oluşur. %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir ⁴⁰. Materyal, 360-400 MPa arasında değişen bükülme dayanımına sahip olup, anterior ve posterior restorasyonlar için uygundur. Lityum disilikatın mikro yapısı, mekanik özelliklerini artıran iğne benzeri kristallerden oluşur, bu da malzemenin okluzal kuvvetlere karşı önemli bir kırılma riski olmadan dayanmasını sağlar ³¹.

Materyal başlangıçta lityum meta-silikattan (Li_2SiO_3) oluşan yumuşak mavi ara faz (bluestate) halindedir, bu pre-kristalize fazın frezelenmesi daha kolaydır ve daha az frez aşınmasına sebep olur ⁴¹. Sonrasında lityum metasilikat 850 °C’ de kristalizasyona tabi tutularak disilikata dönüşür, bu işlem ile eğilme direnci 400 MPa’a çıkan materyal tamamen kristalize olduğunda renk, şeffaflık ve parlaklık açısından estetik özelliklerine kavuşur ⁴².

Lityum disilikat blokların ek fırınlama gerektirmesinin oluşturduğu dezavantajının eliminasyonu amacıyla hızlı fırınlanabilen ve fırınlama gerektirmeyen lityum disilikat bloklar da üretilmiştir ³⁴.

Yapılan bir çalışmada IPS E-max CAD; Amber Mill; Cerec Tessera; Nice Straumann ve GC Initial LiSi Blok karşılaştırılmış ve geleneksel pre-kristalize IPS E-max CAD, yeni çıkarılan pre ve tam kristalize lityum disilikat materyallerden daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir ⁴³.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik bloklar

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat, lityum disilikat seramiğin estetik avantajlarını zirkonyumun üstün mekanik özellikleriyle birleştirir ³¹. İçeriğinde %8 -12 ZrO₂ bulunur ²³.

Zirkonyum eklenmesi, malzemenin dayanıklılığını artırır ve bildirilen değerler 1000 MPa'yı aşmaktadır. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik, özellikle daha yüksek dayanıklılık gerektiren posterior restorasyonlar için avantajlıdır ve ince restorasyonların üretimine olanak tanır ³¹.

Ayrıca Velastegui ve arkadaşlarının çalışması, zirkonyum varlığının karşıt dişlerde daha uygun bir aşınma davranışı sergileyerek, antagonist dişlerinin bütünlüğünü koruduğunu ortaya koymaktadır ⁴⁴.

Piyasada pre-kristalize ve tam kristalize formları mevcuttur. Frezelemeden sonra bükülme dayanımı 210 MPa iken kristalleşme sonrası bükülme dayanımı 420 MPa'a ulaşır ²³.

Yaklaşık 0,5 µm boyutundaki kristallerin homojen dağılımıyla oluşan yapısı sayesinde tamamen kristalize olmuş formu da kolaylıkla frezelenip cilalanabilir. HT (yüksek translusent) ve T (transludent) olmak üzere farklı derecelerde translusensiye sahip çeşitleri vardır ⁴⁵. Bu materyal ile anterior ve posterior kuron, implant üstü kuron, veneer, inlay ve onlay restorasyonları üretilebilir.

Hem lityum disilikat seramik hem de zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik, sitotoksik olmayan, olumlu biyouyumluluk profili göstermiştir ⁴⁶. Mekanik ve estetik özellikleri dikkate alındığında tek üye restorasyonlardan çok üyeli karmaşık protezlere kadar geniş bir klinik uygulama alanına sahiptir. İki malzeme arasındaki seçim genellikle belirli klinik duruma bağlıdır; örneğin, lityum disilikat seramik, üstün şeffaflığı nedeniyle sıklıkla anterior restorasyonlar için tercih edilirken, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, dayanıklılığın daha önemli olduğu posterior uygulamalar için tercih edilebilir ⁴⁷

2.2.2. Oksit seramikler

Alüminyum oksit (Alümina) seramik bloklar

Ana bileşeni alüminyum oksit (Al_2O_3) olan seramik malzemelerdir. Bu bileşik dört izomorfa sahip olup, en yüksek termal ve kimyasal kararlılığa sahiptir. $\alpha-Al_2O_3$ kristal formu günümüzde diş hekimliği alanında kullanılan tek alümina formudur ⁴⁸.

Alüminyum oksit seramiklerde alümina içeriği azaldıkça mekanik dayanıklılık azalır. Bununla birlikte termal iletkenlik alümina içeriği arttıkça artar. Dental restoratif malzemelerde kullanılan alüminyum oksit seramiklerin alümina içeriği genellikle %50'nin üzerindedir. Bu tür alüminyum oksit seramikler iyi mekanik dayanım gösterir ve bükülme dayanımları alümina içeriği arttıkça artar ⁴⁹.

Dünya genelinde yaşam standartlarının yükselmesiyle birlikte estetik talepler artmaktadır. Doğal dişlere benzer renk ve parlaklığa sahip olmaları nedeniyle alüminyum oksit seramikler, ön bölge dişlerde kuron, köprü ve veneer yapımında kullanılmaktadır ⁵⁰.

Tam seramik alüminyum oksit kuronların kullanımı, tam seramik zirkonya kuronlara kıyasla daha iyi bir estetik sağlar ve diş eti iltihabı oluşma olasılığını etkili bir şekilde azaltır. Ancak alüminyum oksit seramikler yüksek bir elastisite modülüne sahiptir ve kırılmaya daha yatkın özellikler göstermektedir. Alüminyum oksit seramiklerin kırılma dayanımını arttırmak için çalışmalar yapılmaktadır, en yaygın olarak zirkonya faz dönüşümü ile güçlendirilmektedir. Ancak zirkonyum oksit seramikler üstün fiziksel ve kimyasal özellikleri sebebiyle protetik ve restoratif diş hekimliği alanında alüminyum oksit seramiklerin yerini almıştır ⁵⁰.

Zirkonyum oksit (Zirkonya) seramik bloklar

Zirkonyum oksit, genellikle zirkonya olarak bilinir, diş hekimliğinde özellikle protez ve implantoloji alanlarında sıklıkla tercih edilen bir malzeme olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum oksitin çok yönlülüğü, kuronlar, köprüler, implant dayanakları ve ortodontik braketler gibi birçok yük taşıyan restorasyonun üretimi için uygundur. Zirkonya, heterojen bir polikristalin seramik olup, üstün mekanik dayanıklılık, kırılma direncine (bükülme dayanımı 500–1200 MPa, elastisite modülü 210 GPa) sahiptir. Uygun estetik özellikleri ile doğal diş benzeri görünüm elde edilebilir ancak diğer seramik malzemelere kıyasla opaktır.

Bu nedenle, zirkonyanın estetik sonuçları iyileştirmek için seramiklerle birlikte kullanılması tavsiye edilmektedir ³¹.

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklerden daha yüksek olduğu ispatlanmıştır ⁵¹.

Hem *in vivo* hem de *in vitro* koşullarda zirkonya, mükemmel biyouyumluluğu, titanyuma göre daha düşük plak tutulum oranı ve antagonist dişlere karşı düşük aşınma oranına sahip olmasıyla öne çıkmaktadır ⁵².

Kimyasal ve fiziksel açıdan zirkonya, polimorfizm ve alotropi özelliklerine sahip bir metal oksittir. Doğada üç farklı kristal yapıda bulunur: kübik (erime noktası 2680 ile 2370 °C arasında), tetragonal (2370 ile 1170 °C arasında) ve monoklinik (1170 °C'den oda sıcaklığına kadar) ⁵³.

Zirkonyanın yüksek dayanımı, hem geleneksel hem de adeziv simantasyon yöntemleriyle uygulanabilmesini sağlar. Ancak, literatürde hangi simantasyon yönteminin daha iyi tutuculuk sağladığına dair yeterli kanıt bulunmamaktadır. Zirkonya ile rezin siman arasında güvenilir bir bağlanma elde etmek zor olabilir, malzemenin yapısı hidroflorik asit ile yüzey işlemine uygun değildir ⁵⁴.

2.2.3. Rezin matriks seramikler

Polimetil metakrilat (PMMA) bloklar

Geçici protezler, sabit protez tedavisinin önemli bir parçasını oluşturur ve genellikle poli(metil), poli(etilen) ve bis-akrilat rezin kompozitler gibi geleneksel rezin malzemelerden üretilir ⁵⁵.

PMMA'nın çapraz ağ yapısı (crosslinking), kimyasal bozulmaya karşı direncini artırarak, çeşitli ağız koşullarına maruz kalan restorasyonların bütünlüğünü korumada önemli bir rol oynar ⁵⁵. Elastisite modülü 2600-3200 MPa'dır. Tek üye tam kuron ve chair-side çok üyeli geçici restorasyonlar üretmek için kullanılır ve uzun dönem geçici protezlerde de tercih edilebilir.

Bu malzemeler, geçici restorasyonlarda üstün mekanik ve estetik özellikler sunarken, kolay işlenebilirlik ve uygun aşınma direnci gibi avantajlar sağlar ³⁴.

Polietereterketon (PEEK) bloklar

Polietereterketon (PEEK), giderek artan bir şekilde diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahip son derece güçlü bir biyomalzemedir. Üstün özellikleri sayesinde implantolojide tercih edilen bir malzeme olmuştur. PEEK'in kullanım alanları arasında parmak protezleri, hareketli parsiyel protez ve sabit parsiyel protez iskeletleri, dental implant ve implant dayanakları bulunmaktadır ⁵⁶.

PEEK, yüksek performanslı yarı kristal bir biyomalzemedir. Bu polimerin yüksek maliyetine rağmen, hafiflik, esneklik ve zorlu çevre koşullarına uzun süre dayanıklılık gibi sağladığı ek özellikleri nedeniyle, PEEK malzemeleri büyük bir üretim potansiyeline sahiptir ⁵⁶.

PEEK'in;

- Travma veya darbe emici özellikleri,
- Kırılmaya karşı dirençli yapısı,
- Gerilimi dağıtma yeteneği,
- Osseointegrasyon yeteneği gibi üstün özellikleri bulunmaktadır ⁵⁶.

Hibrit seramik bloklar

Hibrit seramikler, chair-side kullanım için tasarlanmış yeni bir malzeme kategorisidir. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, bu malzemelerin hassas bir şekilde üretilmesini kolaylaştırmış, yüksek düzeyde uyumlu restorasyonların üretimi sağlanmıştır ³¹.

Hibrit seramikler, geleneksel seramiklere kıyasla artmış bükülme dayanımı ve daha az kırılabilirlik gösterir, klinik etkinlikleri üzerine daha fazla uzun dönem çalışmaya ihtiyaç duyulmakla birlikte, bu malzemelerin işlenebilirlik, mekanik direnç ve estetik özellikler açısından önemli avantajlar sunduğu görülmektedir ³¹.

Hibrit seramik malzemeler, rezin kompozitlerin kırılma direnci ve esnekliği ile seramiklerin benzersiz estetik özellikleri ve renk stabilitesini bir araya getirmek için tasarlanmıştır. İki

grupta incelenir; nanoseramik rezin bloklar ve polimer infiltre seramik ağ yapı (PICN) bloklar ³¹.

Nanoseramik bloklar

Nanoseramik rezin bloklar, genellikle Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA gibi rezin bileşenlerinin, %80 oranında seramik dolgu ile yüksek sıcaklık ve basınç altında birleştirilmesiyle endüstriyel olarak üretilir ⁵⁷.

Bu malzeme, %70-80 oranında silika (20 nm) ve baryum cam partikülleri içerir. Üreticiye göre, nanoseramiklerin CAD/CAM kompozit bloklara göre avantajı, yüzey parlaklığının uzun süre korunabilmesidir ³³. Bu malzeme daha çok posterior bölgedeki okluzal veneerler, inley ve onleyler için tercih edilmektedir ⁵⁸.

Nanoseramik bloklardan elde edilen restorasyonların ağız içinde tamiri fırınlama gerektirmeyen rezin kompozitler ile rahatça yapılabilir. Feldspatik, lösit ve rezin kompozit bloklara kıyasla bükülme dayanımları yüksektir, lityum disilikat ile güçlendirilmiş bloklara yakın ve yaklaşık 200-270 MPa'dır ⁵⁹.

İki yıllık bir klinik çalışma, nanoseramik materyalin lityum disilikat seramik materyale benzer sonuçlar verdiğini göstermiştir ⁵⁸.

Polimer infiltre seramik ağ yapı bloklar (PICN)

PICN blokların yapısında, tamamen birbirine içine entegre olmuş seramik ve polimer ağları bulunmaktadır. PICN malzeme, %86 oranında lösit ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramik yapı ve %14 oranında UDMA ile TEGDMA içeren bir rezin matrisi içerir. Malzemenin ağırlıkça %86'sı ve hacimce %75'i seramik yapıdan oluşmaktadır ⁶⁰.

PICN malzemelerin frezelenmesi, ek termal işlemlere ihtiyaç duyulmaması sebebiyle kolaydır. Ayrıca yüksek bükülme dayanımı göstermekte ve ince kalınlıklarda dahi kullanılabilir ⁶¹.

PICN blok, mekanik özellikler açısından seramik ve kompozit malzemeler arasında bir performans göstermektedir. Seramik bileşeni aşınma direncini artırırken, polimer ağ,

malzemenin kırılma direncini artırır. Materyalin polimer ağ yapısı intraoral stresleri absorbe eder ve bu özelliği ile minimal invaziv restorasyonlar için gerekli esnekliği sağlar. Elastisite modülü yaklaşık 30 GPa olup, doğal dentine oldukça yakındır ⁶².

Malzeme, inley, onley ve kuronlar için uygundur ve üretici, 130 MPa bükülme dayanımı sunduğunu bildirmektedir. Manuel son cilalama işlemleriyle, seramiklerle benzer bir yüzey parlaklığı elde edilebilir. Malzeme, diş yapısına adeziv yöntemlerle simante edilmelidir ⁶³.

Üç yıllık sınırlı klinik çalışma PICN blokdan üretilmiş, inleylerin %97,4, onleylerin ise %95,6 sağ kalım oranına sahip olduğunu göstermektedir ⁶⁴.

Rezin kompozit bloklar

2000’li yıllarda tanıtılmış olmasına rağmen CAD/CAM rezin kompozit malzemeler chair-side uygulamalarda oldukça popüler hale gelmiştir.

Farklı renk seçenekleri sunan CAD/CAM blokları piyasaya sürülmüştür. Bu malzeme, ağırlıkça %85 oranında doldurucu içermektedir (silika zirkonya, çapı 0.6 µm). Bükülme dayanımı 157-290 MPa, elastisite modülü 10,2-15,5 GPa olup, dentin ve mine ile benzer termal genleşme katsayısına sahiptir ⁶⁵.

Bazı yazarlara göre, rezin kompozit bloklar adeziv olarak simante edildiğinde, düşük kalınlıklarda bile uygun mekanik dirence sahip olabilir ancak aşınmaya karşı sınırlı bir direnç sergiler ⁶⁶.

Elastisite modülü, dentine benzer olup, restorasyondaki stres konsantrasyonunu minimize ederek kırılmaları önlemek için önerilmektedir. Rezin kompozit bloklar inlayler, onlayler, veneerler, parsiyel kuronlar, tam kuronlar ve üç üyeye kadar köprüler için uygundur ⁶⁷.

CAD/CAM rezin kompozit materyaller, gelişmiş mekanik özellikler, yeterli aşınma direnci, daha az renklenme ve daha az artık monomer oluşturma gibi avantajlar sağlayabilir ^{68,69}. Ek olarak polimer esaslı kompozitler, seramik materyallerle karşılaştırıldığında, ince kalınlıklarda daha az çatlama eğilimi gösterir, ısı iletmez, antagonist dişte daha az aşındırıcıdır ve herhangi bir başarısızlık durumunda kolayca onarılabilir ^{12,70}.

Bu özellikler, CAD/CAM rezin kompozit restorasyonları klinik kullanım için uygun hale getirmektedir. Ancak bazı mekanik özelliklerin seramiklere göre daha düşük olduğundan, uzun vadeli klinik performansları ile ilgili kaygılar bulunmaktadır ⁷¹.

Deneysel kısa fiberle güçlendirilmiş bloklar (SFRC CAD)

Son dönemde, geleneksel partikül dolgulu CAD/CAM kompozitlerin kırılma dayanımını artırmak amacıyla deneysel kısa fiberle güçlendirilmiş CAD/CAM rezin kompozit blok deneysel olarak çalışılmaktadır ¹⁶⁻¹⁹.

UDMA, TEGDMA (70/30) rezinlerin (ağırlıkça %23), kısa (200-300 & 7 m) cam fiber (ağırlıkça %25) ve baryum partikül cam (ağırlıkça %52) 5 dk boyunca yüksek hızlı bir karıştırma makinesinde karıştırılarak deneysel SFRC CAD/CAM kompozit blokları üretilir. Karıştırma sırasında sıcaklık, bir infrared termometre ile kontrol edilir ve SFRC CAD/CAM kompozit bloklarının 120°C'lik fırında 60 dakika boyunca polimerize edilmektedir ¹⁶⁻¹⁹.

Yapılan çalışmalarda materyalin; mekanik, optik, yüzey ve bağlanma özellikleri test edildiğinde umut verici sonuçlar göstermiştir ancak daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır ¹⁶⁻¹⁹.

2.3. Dental Yapıştırma Simanları

İndirekt restorasyonların simantasyonu, protetik ve restoratif diş hekimliğinde en önemli adımlardan biridir. Simantasyon işlemi, restorasyonun hazırlanmış mine veya mine-dentin yüzeyine bağlanmasını amaçlar. Başarılı bir simantasyon protokolü, diş ve restorasyon arasındaki marjinde biyofilm oluşumunu engeller, mekanik ve biyolojik komplikasyonları en aza indirir.

Yapıştırma simanlarındaki gelişmelerle birlikte, bu malzemeler kullanım, polimerizasyon yöntemleri ve bağlanma dayanımları açısından daha çeşitli ve uyarlanabilir hale getirilmiştir

Simantasyon materyali seçimi

Günümüzde dental restorasyonlar çeşitli malzemelerden üretilmekte olup, klinik vakaya uygun yapıştırma materyali seçilmektedir. Evrensel olarak her durumda kullanılabilecek bir yapıştırma materyali bulunmamaktadır. Bu nedenle, en uygun seçeneği belirlemek amacıyla materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin ayrımını yapmak önemlidir. Günümüzde en yaygın kullanılan dental simanlar cam iyonomer ve rezin bazlı simanlardır. Resin simanın türü, rengi, kalınlığı ve kullanılan restoratif materyalin rengi gibi faktörler, restorasyonun nihai rengini belirgin bir şekilde etkilemektedir ⁷³.

Klinik uygulamalarda doğru siman seçimi ve yapıştırma protokolünün hassas bir şekilde uygulanması önemlidir, materyalin bileşiminin, bağlanma mekanizmalarının ve diğer restoratif materyallerle etkileşimlerinin bilinmesi gereklidir ⁷⁴.

Yapıştırma simanları ve farklı üreticiler arasında performans farklılıkları bulunmaktadır. Bu nedenle, yapıştırma simanlarının uygulanmasından önce, üreticinin kullanım talimatlarına dikkatle uyulması ve restorasyon ile alt yapı üzerinde uygun yüzey işlemlerinin gerçekleştirilmesi son derece önemlidir ⁷⁵.

Diş sert dokularını koruyan ideal yapıştırma simanı; mekanik olarak stabil, düşük büzülme gösteren, diş dokuları ile restoratif malzemelere güçlü bir bağlanma sağlayarak adeziv ara yüzde çürük oluşumunu engelleyen özellikte olmalıdır. Ek olarak, dental simanlar, antimikrobiyal aktiviteye, marjinal sızdırmazlığa ve minimum film kalınlığına sahip olmalıdır, ayrıca optimal çalışma süresi sunmalıdır. Bunun yanı sıra, yüksek kırılma dayanımına, optimal ıslanabilirliğe (düşük ıslanma açısı) ve tam yayılmayı sağlayacak yeterli viskoziteye sahip olmalı ve restoratif materyallerle kullanıldığında estetik olmalıdır. Ayrıca artık materyalin temizlenmesi kolay, biyouyumlu ve radyopak olmalıdır ^{75,76}.

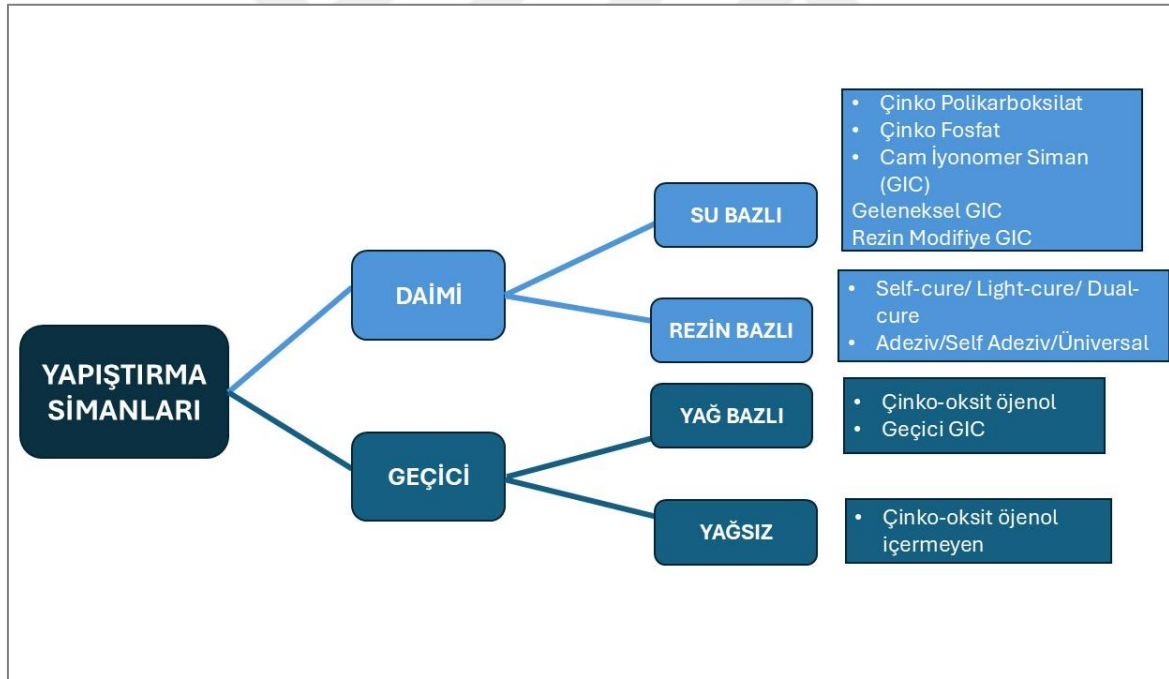
Simantasyon, restoratif diş hekimliğinin diğer yönleri kadar önemlidir. Hatalı siman seçimi; marjinal bütünlük kaybı, estetik sorunlar ve maloklüzyon ile sonuçlanabilir ⁷⁷, ayrıca hatalı gerçekleştirilen herhangi bir adım nihai bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebilir. Siman seçimi, preparasyon türüne ve simante edilecek restoratif materyale bağlıdır ⁷⁸. Örneğin, konvansiyonel simanlar genellikle metal alaşımlar ve sabit parsiyel protezler için kullanılmaktadır. Çinko fosfat simanlar uzun yıllar boyunca uygulanmıştır. Ancak, daha

invaziv preparasyonlarda veya pulpa aşırı duyarlılığı öyküsü olan hastalarda, biyouyumluluğu daha yüksek olan polikarboksilat siman tercih edilmelidir ^{75,79}.

Bazı restorasyonlar, daha karmaşık adımlara sahip adeziv sistemler gerektirmektedir ^{77,78}. Örneğin, minimal invaziv diş hekimliği prensiplerine göre hazırlanmış dişlerde ve tüm preparasyon marjlerinin erişilebilir olduğu durumlarda rezin simanlar özellikle tercih edilmektedir ⁷⁵.

2.3.1. Yapıştırma simanlarının sınıflandırılması

Dental yapıştırma simanları, kimyasal bileşimlerine ve klinik uygulama alanlarına göre sınıflandırılabilir. Seçilen materyal ne olursa olsun, uygun bir kıvam ve film kalınlığına sahip olmalıdır. Dental simanlar yağ, su veya rezin bazlı olabilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan yapıştırma simanları ve yaygın örnekleri ⁷³

Geçici yapıştırma simanları

Geçici simanlar genellikle yağ bazlı veya yağsızdır. Daha önce çoğunlukla öjenol içeren simanlar kullanılırken, günümüzde genellikle öjenolsüz simanlar üretilmektedir. Bu simanlar, su ve rezin bazlı simanlara kıyasla daha zayıf fiziksel özelliklere ve daha kalın bir

film tabakasına sahiptir. Yağ bileşeninin varlığı, uzun dönem simantasyon işleminin polimerizasyon sürecini olumsuz etkileyerek bağlanma dayanımını azaltabilir ve bu durum öjenol içermeyen siman kullanımını haklı çıkarmaktadır⁷³

Daimi yapıştırma simanları

Uzun dönem yapıştırma simanları, başka bir ifade ile daimi yapıştırma simanları, su bazlı veya rezin bazlı bileşimlere sahiptir⁸⁰. Çinko fosfat siman, çinko polikarboksilat siman, cam iyonomer siman (GIC), rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGIC) ve rezin simanı içerir. Daimi simantasyonda kullanılan geleneksel ve rezin simanlar, özellikleri ve simantasyon prosedürleri bakımından farklılıklar göstermektedir (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Geleneksel ve adeziv rezin simanların farkları⁷³

GELENEKSEL SİMANLAR	REZİN SİMANLAR
➤ Retansiyon mekanik olarak sağlanır. ➤ Preparasyon aksiyel duvarları hafif konik şekilde olmalıdır. (yaklaşık 6°) ➤ Restorasyon hassas bir şekilde oturmalıdır. (yaklaşık 30-100 µm) ➤ Bağlanma, çiğneme kuvvetleri ile oluşan gerilimden daha yüksek olmalıdır. ➤ Simantasyon öncesi diş temizlenir (pomza ve/veya klorheksidin ile), iyice kurutulur, dentin bağlayıcı rezin veya hassasiyet giderici rezin uygulanır.	➤ Retansiyon mikromekanik ve kimyasal olarak sağlanır; adeziv bağlanma diş ve restorasyon arasındadır. ➤ Bağlanma kuvveti adeziv ara yüze ve bağlanan materyallere bağlıdır (diş yüzeyi, restorasyon ve siman). ➤ Adeziv başarı aynı zamanda çevresel faktörlere de bağlıdır (nem kontrolü). ➤ Bağlanma kuvveti, çiğneme ile oluşan gerilimden yüksek olmalıdır. ➤ Substrat yüzeyi temiz olmalı ve kullanılan simana göre önerilen yüzey işlemleri uygulanmalıdır.

Rezin simanlarının geleneksel simanlara kıyasla başlıca avantajları arasında diş dokusuna bağlanma gücü, üstün renk özellikleri, çözünürlükte azalma, mekanik özelliklerin iyileşmesi ve fotopolimerizasyon ya da foto-kimyasal polimerizasyon yapabilmesi yer almaktadır⁸¹.

Su bazlı yapıştırma simanları

Su bazlı yapıştırma simanları genellikle asidik bir polimerizasyon reaksiyonuna girer ve işlem sırasında asidik özellik gösterebilir ⁸². Bu simanlar, diş sert dokularına rezin simanlara kıyasla düşük bağlanma dayanımı sergiler ve cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, çinko fosfat ve çinko polikarboksilat simanlar gibi örneklerle temsil edilir ⁸³.

Rezin bazlı yapıştırma simanları

Adeziv, self-adeziv ve üniversal simanlar olarak üç grupta incelenir ⁸⁴ (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Rezin simanların güncel sınıflaması, avantaj ve dezavantajları ⁸⁴

Adeziv rezin simanlar

Rezin simanlar, dental uygulamalar için geliştirilen en yeni simantasyon materyalidir. İlk dönemlerde, rezin simanlar yüksek polimerizasyon büzülmesi ve yetersiz biyouyumluluk nedeniyle başarısız olmuştur. Günümüzde ise dentin ve mine ile kimyasal bağ oluşturabilme yeteneğine sahip olup, daha yüksek bağlanma dayanımı ve öngörülebilir sonuçlar sunmaktadır ⁸⁵.

Çoğunlukla tam metal döküm kuronlar, seramik kuronlar, zirkonya yapılar, indirekt rezin kompozit restorasyonlar, geleneksel metal-seramik yapılar, metal ve cam fiber postlar, implant destekli kuron ve köprüler ile seramik lamineler için simantasyon amacıyla kullanılmaktadır ⁷⁵.

İnley, onley, overley ve laminate gibi dişin tüm yüzeylerini kaplamayan ve kullanılan simanın retansiyonda etkili olduğu restorasyonlarda rezin simanlar genellikle öncelikli tercih olmaktadır. Bunun nedeni, rezin simanların yüksek dayanıklılık sağlaması, seramiği destekleyip güçlendirmesi ve adeziv özelliklere sahip olmasıdır. Resin simanlar, geleneksel simanlara kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir. Ayrıca adeziv sistemlerin mine ile bağlantısı, dentinle olan bağlantısına göre daha güçlü olduğundan, sınırları minede sonlanan laminate veneer gibi restorasyonlarda daha iyi marjinal uyum ve bağlantı sağlar, bu sayede, sekonder çürük ve marjinal renklenme riski azaltılabilir ⁸⁶.

Resin simanlar çözünmez yapıdadır ve diğer simantasyon materyalleri ile karşılaştırıldığında üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir ⁸⁵. Klinik avantajları arasında yüksek basma dayanımı, düşük termal genleşme katsayısı, yüksek bükülme dayanımı ve üstün sertlik yer alır. Ayrıca resin simanlar, yüksek yorulma dayanımı, birçok farklı materyale adezyon, farklı renk seçenekleri, yüksek retansiyon, restorasyon marjinlerinde aşınmaya direnç ve düşük marjinal geçirgenlik gibi özelliklerle karakterize edilir ⁷³. Dolayısıyla, ideal bir simantasyon materyali pratikte olmasa da resin simanlar, özellikle mekanik özellikleri bakımından yeterli direnç sağlayarak çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık ve malzeme kararlılığı gibi pek çok gereksinimi karşılamaktadır.

Resin simanlar hem dişe hem de restorasyona bağlanabildiği için yüksek basma dayanımı sağlayarak çiğneme kuvvetlerine karşı etkili bir direnç gösterir. Bu özelliği sayesinde, cam bazlı feldspatik seramikler gibi kırılğan materyallerin kırılma dirençlerini artırmada önemli bir rol oynar ⁸⁷. Aynı zamanda yeterli bükülme dayanımına sahip olmaları, diş ve restorasyon arasındaki kuvvetlerin etkin bir şekilde iletilmesini sağlar. Simanın elastisite modülünün dentine yakın olması, adeziv arayüzde oluşan kuvvetlerin azalmasını sağlayarak restorasyonun stabilitesini artırır. Resin simanlar, geleneksel simanlara kıyasla 20 kat daha güçlü ve 130 kat daha sert yapıda oldukları için tam seramik restorasyonlarda öncelikli tercih edilmektedir ⁸⁷.

Adeziv rezin simanlar, rezin kompozitlerle kimyasal olarak benzer yapıdadır ve diş ile indirekt restorasyon arasında dental adeziv ile kullanıldığında maksimum bağlanma dayanımı sağlar ⁸⁸. Polimerizasyon sırasında, adeziv monomerlerin kolajen fibrillerin arasına penetre olup hibrit tabaka oluşturmaları, yüksek çekme bağlanma dayanımlarına ulaşılmasını sağlamaktadır. HEMA, dentin yapısının penetrasyon kabiliyetini artırır, dentine HEMA uygulandığında güçlü bağlanma dayanımı elde edildiği ve bağlanma dayanımının HEMA uygulama süresine bağlı olduğu gösterilmiştir ⁸⁹. Ek olarak, restorasyon yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi, rezin bazlı simanlarla mikromekanik retansiyon sağlayabilir.

Rezin simanlar, daha iyi fiziksel özelliklerine rağmen uygulama adımları teknik hassasiyet gerektirir ⁸⁴.

Self-adeziv rezin simanlar (SARC)

Geleneksel simanlar diş dokusu ve restorasyon yüzeyinde herhangi bir yüzey hazırlığı gerektirmez. Aynı şekilde self-adeziv rezin siman kullanımında da herhangi bir yüzey hazırlığı gerekmemektedir ancak bağlanmayı artırmak için primer ve adeziv ajanlar ile kullanılabilir ⁹⁰. Ancak smear tabakasının adezyon arayüzünden kaldırılmaması daha düşük bağlanmaya sebep olabilir ⁹¹.

Adeziv uygulaması, restorasyon ile diş yapısı arasında güçlü bir bağ oluşumu için gereklidir. Bu da uygulama sürecini teknik açıdan hassas hale getirir. Bu zorluklar, daha az işlem adımı gerektiren self-adeziv rezin simanların kullanımıyla önlenir ⁷³.

Self-adeziv rezin simanlar, yapılarında bulunan çok işlevli fosforik asit metakrilatlar sayesinde dişlerin hidroksiapatiti ile reaksiyona girer ⁷⁵. Polimerizasyon reaksiyonu, serbest radikal tipi bir reaksiyondur. Self-adeziv rezin simanlar, mine ve dentini aynı anda demineralize eden ve infiltre olan asidik ve hidrofilik monomerler içerir, böylece güçlü bir bağlanma sağlanır. Ayrıca RMGIC ve GIC' ye kıyasla daha az post-operatif hassasiyet oluşturur ⁷⁵.

Self-adeziv rezin simanlar, bağlayıcı ajan gerektirmeden özellikle dentin gibi diş dokularına yeterli bağlanma sağlar. Bu özellik prosedürü basitleştirir ve daha kısa çalışma süresi sunar. Bu durum, adeziv ajanın uygulanmasının zor olduğu bölgelerde son derece önemlidir,

örneğin kanal içi fiber postların simantasyonu sırasında bağlayıcı ajan kullanımını gerektirmez ⁹².

Bu malzemeler tam kuronlarda oldukça iyi performans göstermiş ve dentine yeterli bağlanma sağlamış olsalar da, mineye olan bağ dayanımında bazı yetersizlikler göstererek parsiyel restorasyonlarda daha az öngörülebilir bir performansa neden olmuştur. Bu nedenle, kısa dayanaklar gibi klinik olarak zorlu durumlarda veya parsiyel restorasyonlarda mineye bağlanırken ek bir adeziv ajan kullanılması gerekli görülmüştür ⁹⁰.

Üniversal rezin simanlar

Üniversal rezin simanlar, temel olarak self-adeziv rezin simanlardan edinilen deneyimle geliştirilen yeni nesil simantasyon materyalidir. Self-adeziv rezin simanlar gibi daha hidrofilik ve asidik olma gibi bazı dezavantajları vardır. Bu simanlar, redoks tepkimelerinin bileşenlerini ayırmak için geliştirilmiş iki patlı bir sistemle sunulmaktadır. Bu sistem, asidik ve nötr bileşenlerin yanı sıra hidrofobik ve hidrofilik bileşenlerin birbirinden ayrılmasını sağlar. Yeni nesil üniversal simanların bileşimindeki değişiklikler, önerilen üniversal adezivlerle uyumlu çalışabilmesi, olası polimerizasyon uyumsuzluklarını önlemesi ve hem diş dokularıyla hem de restoratif materyallerle optimal etkileşim sağlaması amacıyla yapılmıştır ⁸⁴.

Üniversal rezin simanların, diş dokularına güvenilir şekilde bağlanması gerekmektedir. Bu nedenle, içeriğe fonksiyonel asidik monomerler dahil edilmiştir. Günümüzde 10-MDP altın standart fonksiyonel monomer olarak kabul edilmektedir. Bu monomer, diş yüzeyini aşındırarak ve infiltrasyon sağlayarak hidroksiapatitteki Ca^{2+} iyonları ile çok güçlü ve stabil bağlar oluşturur (10-MDP-Ca tuzları şeklinde), ayrıca kolajen molekülleriyle de hidrojen bağları kurar. Aynı zamanda metakrilat monomerleriyle etkileşime girerek diş yüzeyinde bir nevi "silanizasyon" etkisi yaratır ⁸⁴.

Piyasada mevcut olan simanlar arasında yalnızca üç ürünün tüm kriterleri karşılayarak “üniversal siman” olarak sınıflandırılabilirdiği görülmektedir. Üniversal simanların çoğu nispeten yakın tarihlerde pazara sunulduğu için, laboratuvar ve klinik performanslarına dair raporlar henüz sınırlıdır ⁸⁴.

Yapılan bir çalışmada, hızlandırılmış yaşlandırma protokolü (iki hafta boyunca 60°C’de 4 saat UV ışığına maruz bırakma ve 50°C’de 4 saat buhar yoğunlaştırma) uygulanan adeziv ve self-adeziv rezin simanların renk stabilitesi değerlendirilmiştir. Tüm incelenen simanlar belirgin renk değişimi gösterirken, üniversal rezin simanın (Panavia F 2, Kuraray Noritake) en iyi performansı sergilediği rapor edilmiştir ⁹³.

Üniversal rezin simanların, yalnızca diş dokularına değil, aynı zamanda restoratif materyallere de güçlü ve güvenilir bir şekilde bağlanması kritik önem taşır. Resin simanlarının bağlanma performansının restorasyonun mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinden büyük ölçüde etkilendiği unutulmamalıdır ⁹⁴.

Üniversal rezin simanların cam seramikleri silanize etme kapasitesi, kimyasal formülasyonlarındaki değişiklikler sayesinde mümkün hale gelmiştir. Ayrıca bu materyal, hem kimyasal (redoks) hem de ışıkla başlatılan polimerizasyon mekanizmaları sayesinde dual-cure materyallerdir. Bu özellik, ışığın ulaşamadığı alanlarda polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlar ⁹⁴.

Rezin simanların polimerizasyon mekanizması

Polimerizasyon reaksiyonu mekanizmasına göre, rezin simanlar kimyasal (self-cure), ışıkla (light-cure) ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan (dual-cure) olmak üzere üç kategoriye ayrılır ⁷³.

Kimyasal yolla polimerize olan rezin esaslı yapıştırma simanları (self-cure), bir tersiyer amin aktivatör ve benzoil peroksit başlatıcı içeren iki bileşenli malzemelerdir. Manuel karıştırma işlemi sırasında meydana gelen hava kabarcıkları, gözeneklerin oluşumuna neden olur ayrıca hapsolmuş oksijen polimerizasyon reaksiyonunu engelleyerek malzeme yapısını zayıflatır. Kimyasal olarak aktive edilen malzemelerin en önemli dezavantajı ise, bileşenlerin karıştırılmasından sonra çalışma süresinin kontrol edilememesidir ⁷³.

Bu sorun, belirli bir enerjiye sahip ışığa maruz kalmayı gerektiren fotopolimerizasyon yöntemiyle önlenabilir. Işıkla polimerize olan simanlarda, optimal mekanik performans, biyoyumluluk ve renk stabilizasyonu açısından uygun fotopolimerizasyon kritik öneme sahiptir ⁹⁵. Işıkla polimerize olan simanlar, 1,5 mm'den ince olan seramik veya indirekt rezin

kompozit restorasyonları simante etmek için uygundur ve yeterli ışık penetrasyonu sağlar. Kalın zirkonyum restorasyonların altında yeterli polimerizasyon sağlanamayabilir ⁷³. Ek olarak, kimyasal polimerizasyon sağlayan, tersiyer amin ve benzoil peroksit, ışıkla polimerizasyon sağlayan kamforokinon ve alifatik amin bileşenlerine göre renk değişimine daha yatkındır ⁹⁰.

Işıklı polimerize olan simanlar kolay kullanım sağlar ve kontrollü çalışma süresi sunar. Ancak, simantasyon materyaline ışığın yeterli ulaşmadığı durumlarda bu simanların kullanımı sınırlı olabilir ⁹⁶.

Işıklı polimerize olan simanlarda yetersiz polimerizasyon, simanın çözünürlüğünü artırarak restorasyon kenarlarında sızıntılara yol açar. Bu sızıntılar, zamanla sekonder çürüklere, restorasyonun kırılmasına ve bağlantı başarısızlığına bağlı restorasyon kayıplarının oluşmasına neden olur ⁹⁷. Ayrıca, reaksiyona girmeyen monomerler pulpa üzerinde irritasyona yol açarak lokal inflamatuvar reaksiyonlara sebep olur ⁹⁸.

Polimerizasyon zorluklarının üstesinden gelmek için kimyasal ve ışıkla polimerizasyonun birleştirildiği (dual-cure) yöntem geliştirilmiştir ⁹¹. Dual-cure simanlarda polimerizasyon genellikle fotoaktivasyonla başlar, ardından kimyasal polimerizasyon ile devam eder. Işıklı polimerizasyon malzemenin başlangıç stabilitesini sağlarken, kimyasal polimerizasyon zaman içinde optimal özelliklerinin elde edilmesini sağlar. Bu nedenle, klinik uygulamalarda her simantasyon malzemesi için üretici talimatlarına titizlikle uyulması gerekmektedir ⁹⁹.

Simantasyon öncesi yüzey hazırlığı prosedürleri

Simantasyon öncesinde, diş dokusunda ve restorasyonun iç yüzeyinde belirli hazırlıkların yapılması gereklidir.

Diş yüzeyinde; mine ve dentin %30-40 oranında ortofosforik asit ile pürüzlendirilir, ardından asit kalıntılarının tamamen uzaklaştırılması için yüzey iyice yıkanır ve diş dokusunun nem dengesini koruyacak şekilde hafifçe kurutulur. Üretici firma talimatlarına uygun olarak bağlayıcı ajan (primer ve bond) uygulanır ¹⁰⁰.

Diş yüzeyinde, dentin hassasiyetini önlemek için immediate dentin sealing (IDS) adı verilen yeni kesilmiş dentinin bağlayıcı ajan ile örtülmesi anlamına gelen bir protokol önerilir. Bu

işlem genellikle restorasyonun oturmasında bir soruna yol açmamak adına son ölçüden önce yapılır. IDS uygulamasının adezyonu arttırırken, gap formasyonu ve bakteriyel sızıntıyı azalttığı gösterilmiştir ¹⁰¹.

Restorasyonun iç yüzeyinde ise; zirkonya seramik restorasyonlar için kumlama işlemi yapılırken, silika esaslı restorasyonlarda hidroflorik asit ve silan uygulanması gerekmektedir. Zirkonyum bloklar silika içermediğinden asit uygulaması ile pürüzlendirilememektedir, bu nedenle adezyon; kumlama, primer ve rezin kompozit uygulamasını içeren üç aşamalı “APC” denilen bir protokol ile sağlanır ⁵⁴.

Hidroflorik asit (HF), silika esaslı seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü artırarak yüzey alanını genişletir ve bu sayede mikromekanik bağlantı sağlanır. Hidroflorik asit restorasyonun iç yüzeyini pürüzlendirmek için %2,5-10 arasında değişen konsantrasyonlarda yaklaşık 1-3 dakika süreyle uygulanır ¹⁰². Asitleme işleminin 4 dakikadan uzun tutulması materyali kırılğan hale getirerek seramik restorasyon ile rezin siman arasındaki bağlanma direncini zayıflatır ¹⁰³. Silan ise organik ve inorganik yapılar arasında bağlantıyı kurar ve yüzeyin ıslanabilirliğini artırır ¹⁰⁰. Başka bir deyişle HF matriksten silika formunu uzaklaştırılarak camı açığa çıkartılır bu şekilde rezin simanın adezyonu arttırılır. Ardından uygulanan silan, siloksan bağlarıyla seramiğin inorganik içeriği ile adezivin organik içeriğini bağlar.

Rezin matriks seramiklerde, yüzey işlemi, rezin siman ile CAD/CAM malzemesi arasındaki bağlanma dayanımını etkileyen en kritik faktör olarak belirlenmiştir. Bu faktörü, kullanılan rezin matriks seramik türü ve rezin siman izlemektedir ¹⁰⁴. CAD/CAM nanoseramiklerde HF ile ön işlem yapılması tavsiye edilmektedir. Hibrit seramiklerde, HF ve silan bağlayıcı ajan ile yapılan yüzey işleminin, yalnızca kumlama veya yalnızca HF ile yapılan işlemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı bulunmuştur ^{105,106}.

Cam esaslı seramiklerin simantasyonunda (örneğin, feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik gibi), hidroflorik asitle asitleme veya kumlama işlemi sonrasında silan uygulanması önerilmektedir. Silan uygulaması, rezin siman ile diş arasındaki mikromekanik bağlantıyı artırarak restorasyonun uzun süreli başarısına katkıda bulunur ⁸⁷.

CAD/CAM rezin kompozit ve seramik blokların primer uygulama veya kumlama işlemiyle hazırlanmasının, işlem görmemiş kontrol gruplarına kıyasla SARC' ların bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığı tespit edilmiştir ^{107,108}. Ayrıca, %9 HF aşındırma ve primer uygulama ile elde edilen bağlanma dayanımları, kumlama ve primer uygulama ile elde edilen dayanımlara benzer bulunmuştur ¹⁰⁷. Poliakrilik asit gibi diğer yüzey işlemleri de farklı çalışmalarda incelenmiş, ancak rezin nanoseramik inleylerin ara yüz uyumunda önemli bir fark görülmemiştir¹⁰⁹. Ayrıca, PMMA ağına organik olarak modifiye edilmiş polimer infiltrasyonu ile yapılan plazma yüzey işlemi, yüzey enerjisini artırmasına rağmen, yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkisiz kalmış ve rezin matriks malzemeler ile bağlanma üzerinde olumsuz bir etkisi olmuştur ¹¹⁰. Bunun yanı sıra, glisin ile ön işlem, test edilen çeşitli simantasyon protokolleri bağlanma dayanımını anlamlı şekilde değiştirmemiştir. Ancak self- adeziv rezin simanların bağlanma dayanımını artırdığı için bu yöntem üzerinde daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir ¹¹¹.

Neodimyum-doped yttrium alüminyum garnet (Nd:YAG) ve Erbiyum-doped yttrium alüminyum garnet (Er:YAG) lazerlerin yüzey işlemlerinde kullanımı, simanın bağlantı gücünü artırmada etkili olabilmektedir. Yapılan bir çalışmada, Er:YAG lazerin restorasyon yüzeyindeki lityum disilikat kristallerinde düzensizlikler meydana getirdiği tespit edilmiştir. Bu yüzey düzensizliği, lazerin uygulandığı güçle doğru orantılı olarak artış göstermektedir ¹¹².

Feldspatik seramikler üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise, Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin yüzeyde herhangi bir çatlak oluşturmada yalnızca erime ve erozyona neden olduğu, bunun da bağlantı kuvvetini azalttığı bildirilmişlerdir. Bu bulgular doğrultusunda, lazer uygulamasının hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemiyle kombine edilmesi önerilmektedir ¹¹³.

2.4. Minimal İnvaziv İndirekt Posterior Restorasyonlar

CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler restoratif diş hekimliğinde minimal invaziv indirekt restorasyonların üretilmesini kolaylaştırarak küresel ölçekte tedavi seçeneği olarak sunulmasını sağlamıştır. Bu tür restorasyonlar, doğal ve gelişmiş bir estetik görünüm sağlayarak hastaların artan beklentilerini karşılamaktadır ¹¹⁴.

Direkt yöntemle uygulanan rezin kompozit restorasyonlar, konservatif posterior tedaviler arasında yer alır. Bu yöntem, yalnızca çürük diş dokusunun uzaklaştırılması ve ardından rezin kompozitle restore edilmesine dayanır. Ancak direkt teknikle yerleştirilen rezin kompozitlerde polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme; dişte postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük gibi problemlere yol açabilir ¹¹⁵. Bu sorunların üstesinden gelmek için, seramik veya rezin kompozit materyaller kullanılarak estetik indirekt restorasyonlar geliştirilmiştir ¹¹⁴.

Direkt restorasyon yönteminin uygun olmadığı kavite durumlarında, dişi restore etmek amacıyla seramik veya laboratuvarda işlenmiş indirekt rezin kompozit restorasyonlar tercih edilebilir ¹¹⁴.

Porselen ve rezin kompozit indirekt restorasyonlar ağız dışında hazırlandığı için polimerizasyon büzülmesi minimuma indirilir, ayrıca daha belirgin anatomik şekiller, etkin çiğneme yüzeyleri ve ideal proksimal temaslar sağlanabilir ¹¹⁶.

İndirekt posterior restorasyonlar, ağız dışında tasarlanan restorasyonlardır ve kavitenin şekline göre inley, onley veya overlay olarak adlandırılır (Resim 2.5).

- İnley, çiğneme yüzeyinin tamamen restorasyon materyali ile kaplanmadığı ve okluzal, gingival veya proksimal bölgelerin restore edildiği restorasyon türüdür.
- Onley, çiğneme yüzeyinin tamamının restorasyon materyali ile örtüldüğü restorasyondur.
- Overlay ise, çiğneme yüzeyine ek olarak bukkal ve lingual yüzeylerin de restoratif materyalle kaplandığı restorasyon türüdür ¹¹⁷.



Resim 2.5. İnley, onley ve overlay restorasyonlar

İndirekt restorasyonların ağız içinde hazırlanmasını sağlayan çeşitli yöntemler mevcut olmakla birlikte, bu restorasyonlar genellikle laboratuvar ortamında üretilir ¹¹⁸. Adeziv diş hekimliğinde gerçekleşen önemli ilerlemeler, aşırı madde kaybı olan dişlerde kullanılan geleneksel restorasyonların yerini, mine ve dentin dokusuna adezyon yoluyla bağlanan indirekt restorasyonların almasını sağlamıştır. Dentin ve mineye adeziv tekniklerle bağlanan bu restorasyonlar, tutucu kavite preparasyonlarına gerek olmadan yeterli tutuculuk sağlar ^{114,115}.

İnley ve onleylerin kavite preparasyonlarında tutucu kavite hazırlanması gerekli değildir. Kavite duvarlarının birbiriyle paralel, aksiyal duvarların ise tutuculuğu etkilemeyecek şekilde yukarı doğru genişleyen bir formda olması gereklidir. Preparasyonda meydana gelen düzensizlikler, sağlam diş dokusunun kaldırılmasıyla giderilmemeli, bunun yerine rezin ya da rezin modifiye cam iyonomer siman ile block-out yapılmalıdır. Aksiyal duvarlar arasındaki genişliğin en az 2 mm olması gereklidir ^{118,119}.

İndirekt porselen restorasyonların gelişimi, adeziv diş hekimliğindeki ilerlemelerle eş zamanlı olarak gerçekleşmiştir. Bu restorasyonların dişe rezin siman ile bağlanması, porselen restorasyonların kırılmaya karşı dayanıklılığını ve okluzal kuvvetlere karşı direncini artırmaktadır ¹¹⁵. Bu teknikte, rezin kompozit restorasyonların aksine, polimerizasyon büzülmesi yalnızca çok ince bir rezin siman tabakası ile sınırlı kalır. Rezin siman tabakasının ince olması, kenar uyumunu, dayanıklılığı ve estetik görünümü iyileştirir; böylece bağlanma süreci başarılı olur ve restorasyon uzun süreli dayanıklılık sağlar ¹²⁰.

Estetik materyallerde ve adeziv sistemlerdeki yenilikler, restoratif diş hekimliğinin uygulama alanını önemli ölçüde genişletmiştir. Artan estetik talepler, indirekt posterior restorasyonların kullanımının yaygınlaşmasına neden olmuştur. Biyouyumluluk, dayanıklılık, kenar uyumu ve estetik açıdan sağlanan ilerlemelere rağmen, indirekt restorasyonların başarısı, doğru endikasyonun belirlenmesine, uygun materyal seçimine, hassasiyetle uygulanan tekniklere ve hasta tercihlerine bağlıdır ¹¹⁵.

2.5. *In Vitro* Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller, doğal yaşlanma sürecine bağlı olarak zamanla fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde kayıplar yaşar. Tükürük nedeniyle ağız ortamının nemli bir yapıya

sahip olması, materyallerin dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Ayrıca restorasyonlar, nefes alıp verme, yeme içme sırasında rutin olarak dinamik sıcaklık dalgalanmalarına ve farklı okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bütün bunlar, materyallerde rezidüel streslerin oluşumuna neden olur. Bu nedenle, ağız ortamındaki zorlayıcı koşulların rezin kompozitler ve seramikler gibi restoratif materyallerin mekanik performansları üzerindeki etkileriyle ilgili çok sayıda araştırma yapılmaktadır ¹¹⁹⁻¹²¹.

Laboratuvar ortamında uygulanan *in vitro* simülasyonlar, ağız içindeki doğal yaşlanma sürecini intraoral koşulların materyallerde oluşturduğu değişiklikleri taklit etmeyi amaçlar. Bu sayede, laboratuvar koşullarında yaşlanma süreci deneysel olarak yeniden oluşturulabilir. Dental restorasyonların bozulmasına yol açan çeşitli faktörler arasında sıcaklık ve nem değişimleri, asidik pH'ın aşındırıcı etkisi, fırçalama, çiğneme gibi etkenler bulunur. Laboratuvar koşullarında bu materyallerin yaşlanma süreçleri incelendiğinde, meydana gelen uzun vadeli değişiklikler hızla gözlemlenebilir ¹²².

Yaşlandırma yöntemleri;

Suda bekletme

Yapay yaşlandırma yöntemleri arasında en sık tercih edilen yöntemlerden biridir, ağız boşluğundaki nemli ortamın etkisini, laboratuvar koşullarına uyarlamak için, 3-12 ay kadar değişen sürelerde, örnekleri 37°C'deki distile / deiyonize suda bekletme tekniğidir. Suda bekletme yöntemi, malzemelerin suya karşı dayanıklılığı ve su emme özellikleri gibi faktörlerin incelenmesinde sıkça kullanılmaktadır. Yakın zamanda gerçekleştirilen çalışmalarda, yaşlandırma solüsyonu olarak doğal veya yapay tükürük kullanılmıştır ^{123,124}.

Suda kaynatma

Örneklerin 100°C'deki distile suda, değişen sürelerde kaynatılarak yaşlandırılması işlemidir. Suda kaynatma işlemi, rezin kompozitin termal ve hidrolitik bozulmasını hızlandırır. Bu yaşlandırma yönteminin ağız ortamında gerçekleştirilmesi mümkün olmasa da hidrolitik ve termal bozulmanın kombine etkisini oluşturmak ve hızlandırılmış yaşlanmayı simüle etmek amacıyla kullanılan zorlayıcı bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Ayrıca suda kaynatma yöntemi malzemelerin gerçek ağız ortamındaki yaşlanma sürecini tam olarak

yansıtmayabilir. Bu nedenle, bu yöntem genellikle diğer yaşlandırma yöntemleriyle birlikte kullanılır ve sonuçlar birlikte değerlendirilir ¹²⁵.

Sitrik asite daldırma

Asitli yiyecek ve içeceklerin etkilerinin taklit edilmesini sağlayan bir uygulamadır. Çok sık uygulanan bir yaşlandırma yöntemi değildir. Suda bekletme yöntemine benzer olarak, doldurucu partiküllerin salınmasına neden olduğu bilinmektedir. Daha çok eroziv etkilerin değerlendirildiği çalışmalarda tercih edilmektedir ¹²⁶.

Sodyum hipoklorit (NaOCl) çözeltisinde bekletme

Yaşlandırma işlemi, örneklerin %10'luk (NaOCl) çözeltisinde 1 ila 5 saat boyunca bekletilmesiyle yapılır. Bu yöntem, hipokloritin proteolitik özelliklerinden yararlanarak yaşlanma sürecini taklit etmeyi hedefler. Sodyum hipoklorit, organik bileşenler ve proteinlerin parçalanmasında oldukça etkili olduğu için, dental restoratif materyallerin organik rezin bileşenlerini ve diş yüzeyindeki kolajen fibrillerini bozarak yaşlanma etkilerini hızlandırır. Hipoklorit çözeltisi özellikle dental restorasyonlarının bağlanma noktalarındaki organik maddeleri hedef alır ¹²⁷.

pH döngüsü

Ağız ortamındaki pH; bakteri metabolizması, tükürük ve yeme içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir. pH döngüsü ile yaşlandırma yöntemi, restorasyon materyallerinin klinik koşullar altında maruz kalabileceği asit saldırılarına benzer koşulları simüle etmek için kullanılır. Bu testte, restorasyon materyalleri öncelikle belirli bir pH seviyesinde asit solüsyonuna batırılır ve ardından tampon (baz) solüsyonunda belirli bir süre bekletilir. Bu işlem tekrarlanarak materyaller belirli sayıda döngüden geçirilir ¹²⁸.

Ultraviyole (UV) ışık ile yaşlandırma

UV ışık ile yaşlandırma, materyallerin kimyasal, mekanik ve optik özelliklerinde değişikliklere neden olabilir. Bu yöntem, genellikle materyallerin dayanıklılığı, renk stabilitesi ve optik özellikleri gibi faktörlerin incelenmesi için kullanılır ¹²⁹.

Hızlandırılmış yapay yaşlandırma

Restoratif materyallerin, UV ışınlarına, neme ve sıcaklıktaki ani değişikliklere maruz kalması ile yapılan yaşlandırma yöntemi “hızlandırılmış yapay yaşlandırma” olarak isimlendirilir. 300 saatlik hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulamasının, yaklaşık olarak 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu bildirilmiştir. Bu yaşlandırma yöntemi, genellikle renklenme çalışmalarında kullanılmaktadır ¹³⁰.

Hidrotermal yaşlandırma (Otoklav)

Genellikle 2 bar basınç altında 122 °C veya 134 °C sıcaklık değerlerinde, otoklav ile uygulanan yaşlandırma işlemidir. Otoklav ile yaşlandırma uygulaması daha çok zirkonyadaki düşük termal bozunmayı göstermek için kullanılmaktadır. 122°C' de 1 saatlik otoklav ile yaşlandırmanın *in vivo* olarak 3 ila 4 yıl klinik kullanım ile aynı etkiye sahip olduğunu belirten yayınlar mevcuttur ^{131,132}.

Termal döngü

Günümüzde en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, restoratif materyallerin *in vivo* yaşlanmasını simüle etmek için kullanılır ve ağız ortamında meydana gelen termal değişiklikleri taklit etmek için sıcak ve soğuk su banyolarına tekrarlanan döngüsel maruziyetlerden oluşur. Bu termal etki sonucunda, rezin ve diş arasındaki adeziv arayüzde oluşan stres, bağlanma dayanımını etkileyebilir. Bu durum, restorasyonun kenar bütünlüğünde bozulmaya sebep olarak, aralık oluşumu ve mikrosızıntı, renklenme, kenar uyumunda bozulma, hassasiyet ve pulpada patoloji gelişimine yol açabilir. Ağız ortamındaki termal döngü, genleşme ve büzülme stresleri üreterek, diş yüzeyi ve restoratif materyal arasında tahrip edici streslere yol açabilir. Yapılan bir çalışmada, termal döngünün, adeziv tipine bağlı olarak mine ve dentine olan bağlanma dayanımını azalttığı gösterilmiştir ¹³³.

Termal döngü ile yaşlandırma uygulamalarında; sıcaklık, bekleme süresi ve döngü sayısı, uygulamanın sonuçlarını etkileyen üç önemli ana faktördür. Çalışmalarda çeşitli sıcaklık değerleri ve banyo süreleri kullanılmasına karşın, 5-55 °C'lik sıcaklıklar, fizyolojik duruma en yakın değerler olarak kabul edilmektedir ¹³⁴.

In vivo olarak, birim zaman başına düşen termal döngü sayısı hakkında henüz bir rapor bulunamamıştır. Ancak literatür incelendiğinde, birçok çalışmada, 10.000 döngünün, ağız ortamındaki 1 yıllık fizyolojik yaşlanmaya tekabül ettiği düşüncesinin benimsendiği görülmektedir ^{135,136}.

Döngüsel termomekanik yükleme (Termomekanik yaşlandırma)

Termal siklus ve okluzal mekanik yüklemenin birlikte kullanılması ile gerçekleştirilen yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntemde, belirli frekanslarda uygulanan farklı mekanik yüklerle eş zamanlı olarak, örneklere termal yaşlandırma işlemi de yapılmaktadır. Bu amaçla çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir. Termomekanik yaşlandırma, klinik koşulları yansıtan en etkili *in vitro* yöntemlerden biridir ¹³⁷.

Çiğneme simülatörleri (Mekanik okluzal yükleme)

Çiğneme simülatörleriyle gerçekleştirilen *in vitro* yaşlandırma çalışmaları, restoratif materyallerin klinik ömrünü tahmin etmek için güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir ^{138,139}.

Dental restorasyonların klinik başarısızlıkları genellikle uzun yıllar süren kullanımdan sonra meydana gelir. Bu başarısızlıklar, ani aşırı yüklemelerden ziyade, genellikle yorgunluk nedeniyle ortaya çıkar ¹⁴⁰.

Bu süreçte çeşitli test parametreleri değerlendirilir; bunlar arasında geniş bir aralıkta yükleme kuvvetleri, döngü sayısı, yükleme frekansı, antagonist materyal seçimi, periodontal ligament simülasyonu, ıslak / kuru ortam koşulları, termal döngüler, dayanak materyali ve yükleme hareketlerinin (dikey ve yatay) incelenmesi bulunur ¹⁴¹.

Dual akslı çiğneme simülatörleri, dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen cihazlardır. Plastik örnek tutuculara yerleştirilen numuneler üzerinde araştırmacının belirlediği parametrelere göre yatay ve dikey hareketler gerçekleştirilerek çiğneme döngüsü simüle edilir. Bu süreçte, farklı materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçlar antagonist olarak kullanılır ¹⁴².

Çiğneme simülatörleri, yatay ve dikey hareket kapasitesine sahip olmalarına rağmen, çiğneme hareketini tam olarak yansıtamamaktadır. Özellikle doğal ağız ortamında çiğneme döngülerinin değişken frekanslarda gerçekleşmesi, simülatörlerin ise sabit bir frekansta çalışması nedeniyle birebir simüle edilememektedir. Bu durum, çiğneme sırasında oluşabilecek mikro hareketlerin ve frekans değişimlerinin tam anlamıyla modellenmesini zorlaştırmaktadır ^{19,143,144}.

2.6. Üniversal Test Cihazı (UTM)

Üniversal test cihazı (Universal Testing Machine-UTM), malzeme bilimi ve biyomekanik araştırmalarında yaygın olarak kullanılan, malzemelerin mekanik özelliklerini değerlendirmeye yönelik hassas bir laboratuvar ekipmanıdır. Bu cihaz, diş hekimliği alanında *in vitro* çalışmalarda da sıkça kullanılmaktadır. UTM, numunelere çeşitli yükleme modları (çekme, basma, eğme, kayma vb.) uygulayarak malzemelerin mukavemet, elastikiyet ve deformasyon gibi mekanik özelliklerini analiz edebilir ¹⁴⁵.

UTM, genellikle bir yük hücresi, hareketli çapraz başlık (crosshead), kontrol paneli ve yazılım sisteminden oluşur. Cihaz, uygulanan kuvveti ve numunenin deformasyonunu çok hassas bir şekilde ölçerek stres-strain eğrisi oluşturabilir. Diş hekimliği araştırmalarında, restoratif ve simantasyon materyalleri, kuron ve köprü gibi protetik materyallerin yanı sıra diş dokularının mekanik özelliklerini incelemek için kullanılır. Özellikle kırılma dayanımı, çekme mukavemeti ve mikrosertlik gibi testlerde güvenilir sonuçlar sağlar ¹⁴⁶.

2.6.1. Kırılma dayanım testi

Kırılma dayanım testi genellikle üç aşamada gerçekleştirilir:

Numune hazırlığı

Test için kullanılan numuneler, standart boyut ve şekillerde hazırlanır. Örneğin, dental seramik kuronlar, metal alt yapılar veya rezin kompozit bloklar test öncesi uygun biçimde üretilir, akrilik veya metalik dayanak üzerine yerleştirilir ve cihazın tutucularına sabitlenir

Yükleme ve test prosedürü

Hazırlanan numuneye, cihazın hareketli başlığı tarafından sabit bir hızda yükleme yapılır. Yükleme hızı 0,5-2mm/dk arasında olmalıdır. Yükleme işlemi genellikle okluzal yüzeyden uygulanır, yük uygulama açısı dişin uzun aksına paralel veya 15°-30°- 45° farklı açılarda olabilir ve belirli bir kuvvet seviyesine ulaşıldığında numunenin kırılması ya da deformasyona uğraması beklenir. Kırılma anında cihaz, uygulanan maksimum yükü (Newton-N) cinsinden kaydeder. Bu değer, restorasyonun kırılma dayanımı olarak rapor edilir¹⁴⁶.

Veri analizi

Test sırasında elde edilen kuvvet-deformasyon verileri, kırılma dayanımı hesaplamaları ve malzemenin stres-strain grafiği için analiz edilir. Ayrıca kırılmanın meydana geldiği bölge incelenerek, kırık tipi analiz edilir¹⁴⁶.

2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM), yüzey özelliklerini ve morfolojik detayları yüksek çözünürlükle incelemek için kullanılan ileri bir görüntüleme cihazıdır. Bu mikroskop, yüzey topografyası, bileşimi ve yapısal düzenlemeleri incelemek amacıyla malzemelerden yayılan sinyalleri analiz eder. SEM, ışık mikroskoplarına kıyasla daha yüksek bir büyütme ve çözünürlük sunar; bu, elektronların dalga boyunun ışığa kıyasla daha kısa olmasından kaynaklanmaktadır¹⁴⁷.

SEM cihazında, numune bir elektron kaynağından yayılan elektronlarla taranır. Yüksek enerjiye sahip elektronlar, numunenin yüzeyine çarptığında geri saçılmış elektronlar (backscattered electrons- BSE), sekonder elektronlar (secondary electrons- SE) ve karakteristik X-ışınları gibi farklı tipte sinyaller ortaya çıkar. Bu sinyallerden elde edilen bilgiler, yüzeyin şekli, bileşimi ve yapısı hakkında detaylı veri sağlar¹⁴⁸.

SEM analizinde genellikle iletken numuneler kullanılır. İletken olmayan malzemeler için numune yüzeyine ince bir iletken kaplama (örneğin altın, karbon veya platin) yapılır. Bu kaplama, numunenin elektron ışınına maruz kaldığında yüzey yüklenmesini önler ve görüntü

kalitesini artırır. SEM ile inceleme yapılacak numunenin yüzeyi vakum ortamında analiz edilir, bu nedenle organik veya nem içeren materyaller için özel hazırlıklar gerekebilir ¹⁴⁹.

SEM, malzeme bilimi, biyoloji, tıp, metalurji ve nanoteknoloji gibi çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Örneğin, biyolojik dokuların yüzey yapılarını incelemek, metallere ait mikroyapısal analizler yapmak ve seramik malzemelerin pürüzlülüklerini değerlendirmek gibi uygulama alanlarına sahiptir. Ayrıca, enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) ile entegre edilen SEM cihazları, numunenin kimyasal bileşimini analiz edebilme özelliğine de sahiptir ¹⁵⁰.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı CAD/CAM bloklarından üretilen inley restorasyonların yaşlandırma öncesi ve sonrasında kırılma dayanımı ve kırılma davranışlarının *in vitro* olarak değerlendirilmesini amaçlayan tez çalışmamız için gerekli etik kurul onayı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (evrak tarih ve sayısı: 22.06.2023-E688181, sayı: E-21071282-050.99-688183) Karar No: GÜDHKAEK.2023.12/1 ile alındı.

Tez çalışması Turku Üniversitesi Turku Clinical Biomaterials Centre (TCBC) laboratuvarında *in vitro* olarak gerçekleştirildi.

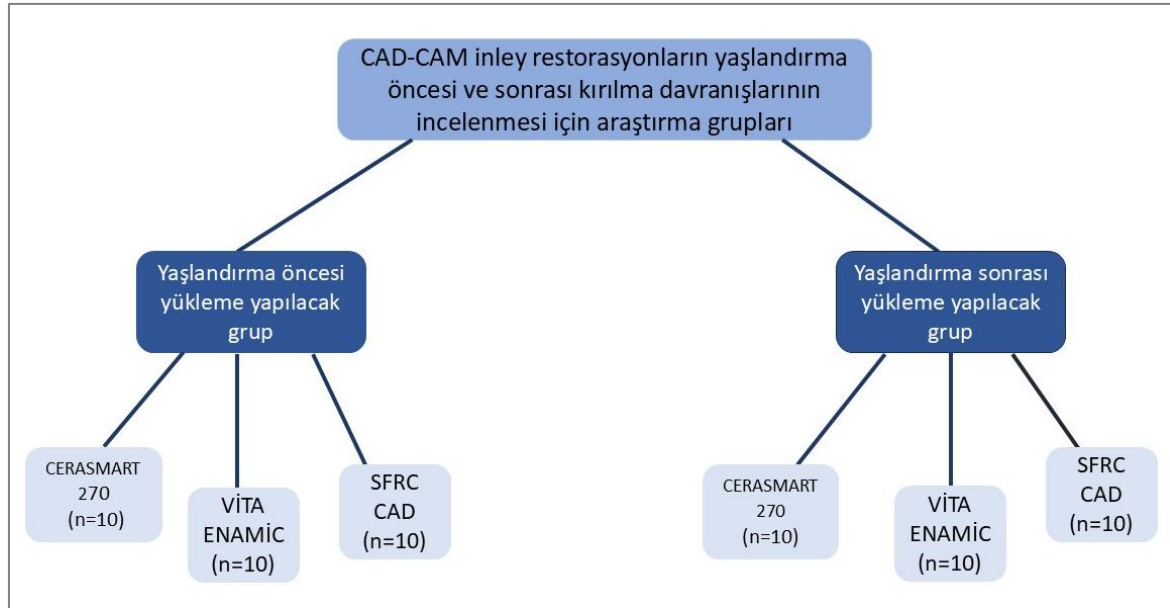
Çizelge 3.1'de bu çalışmada kullanılan materyaller içerikleriyle birlikte verildi.

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller; üretici firma ve içerikleri

Malzemeler	Üreticiler	İçerik
Cerasmart 270 (Nanoseramik)	GC Corp, Tokyo, Japonya	Bis-MEPP, UDMA, dimetakrilat, Silika (20 nm), baryum camı (300 nm) %71 wt
Vita Enamic (Polimer infiltre seramik ağ yapı)	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	UDMA, TEGDMA, cam seramik %86 wt
SFRC CAD (Kısa fiber ile güçlendirilmiş)	Deneyssel	UDMA, TEGDMA, Kısa cam fiber (200–300 µm & 67 µm), Baryum camı %77 wt
G-cem One (Self-adeziv rezin siman)	GC Corp, Tokyo, Japonya	A: Floro alüminosilikat cam, UDMA, dimetakrilat, başlatıcı, stabilizatör, pigment, silika (silisyum dioksit), MDP B: SiO ₂ (silisyum dioksit), trimetoksisilan, UDMA, 2-hidroksi-1,3-dimetakriloksipropen, MDP, 6-tert-bütill-2,4-ksilenol, 2,6-di-tert-bütill-p-krezol, EDTA disodyum tuzu dihidrat, vanadil asetilasetonat, TPO, askorbik asit, kamforkinon, MgO.

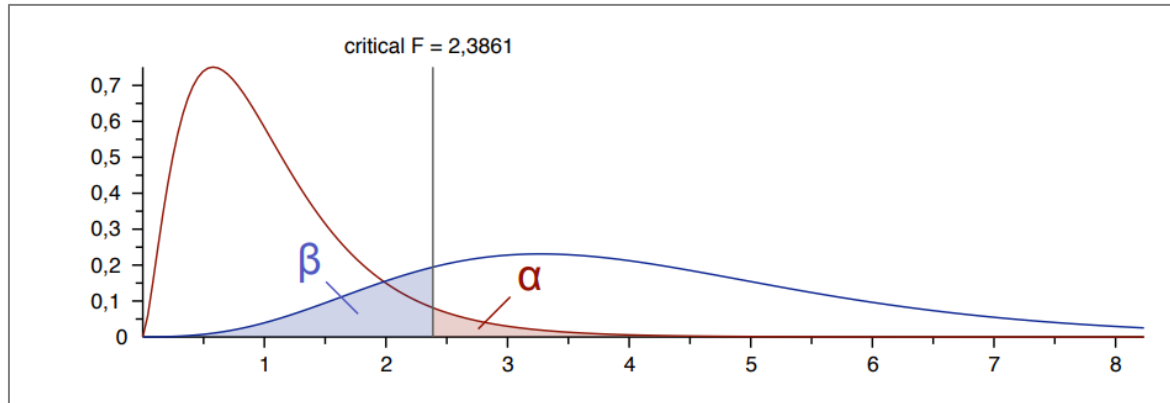
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA: Üretan dimetakrilat,
Bis-MEPP: Bis (p-metakriloksi (etoksi) 1–2 fenil)-propan, % wt: Ağırlık yüzdesi,
SiO₂: Silisyum dioksit, MgO: Magnezyum oksit

Çalışma gruplarının oluşturulma şeması Şekil 3.1'de verildi.



Şekil 3.1. Çalışma gruplarının oluşturulma şeması

Çalışma kapsamında örneklem sayısının belirlenmesi için güç analizi yapıldı. Araştırmada G*Power (Version 3.1.9.6) ile yapılan güç analizinde etki düzeyi 0,50 ve α değeri 0,05 (güvenilirlik %95) olup güç değeri $(1 - \beta)$ 0,80 olarak hesaplandı. Bu bilgilere göre örneklem sayısı her grupta en az 10 örnek olmak üzere 60 olarak hesaplandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Güç analizi

3.1. Dişler

Bu çalışmada, çürüksüz, restorasyonsuz, çatlak ya da gelişimsel defekti olmayan benzer okluzal boyutlara sahip (± 1 mm) 60 adet sağlam insan alt molar dişi kullanıldı.

Dişler üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra akan su altında temizlendi ve deney aşamasında kullanılıncaya kadar %0,5 chloramine T solüsyonunda 4 °C’de maksimum 2 ay bekletildi.

Deneyde kullanılan alt molar dişlerin bukkolingual ve meziodistal boyutları, bukkolingual 10,3 cm (± 0.5) ve meziodistal olarak 11,3 cm (± 0.6) olarak dijital kumpas (Mitutoyo Corp., Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Resim 3.1).

Seçilen dişler 2,5 cm çapında bloklara, otopolimerize akrilik rezin (Palapress; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) kullanılarak mine-sement sınırında (CEJ) gömüldü (Resim 3.2). Tüm dişlere standart MOD kavite preparasyonu yapıldı, preparasyon ve restorasyonlar tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi.



Resim 3.1. Toplanan dişlerin dezenfeksiyon prosedürlerinden sonra bukkolingual ve meziodistal boyutlarının ölçülmesi ve gruplara dağıtılması



Resim 3.2. Kullanılan akrilik rezin ve dişlerin akrilik rezine mine sement sınırında gömülmesi

3.2. Kavite Preparasyonları ve Restoratif Prosedürler

Standart MOD kavite preparasyonları düz bitimli fissur frez (H21LR.314.010, Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve ront frez (850–014 M SSWhite, Lakewood, NJ, ABD) kullanılarak yüksek turda ve su soğutması altında yapıldı.

MOD kaviteler düz bir pulpal tabana sahip olacak şekilde 5 mm derinlik, 6 mm bukkolingual genişlikte hazırlandı. Kavite marjini mine-sement birleşiminden (CEJ) 1-2 mm okluzal yönde sonlandırıldı ve bukkal duvar kalınlığı 2mm (Digital caliper, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japonya) olacak şekilde hazırlandı (Resim 3.3).

MOD kaviteler hazırlanan dişler randomize olarak üç gruba ayrıldı (n=20/grup).

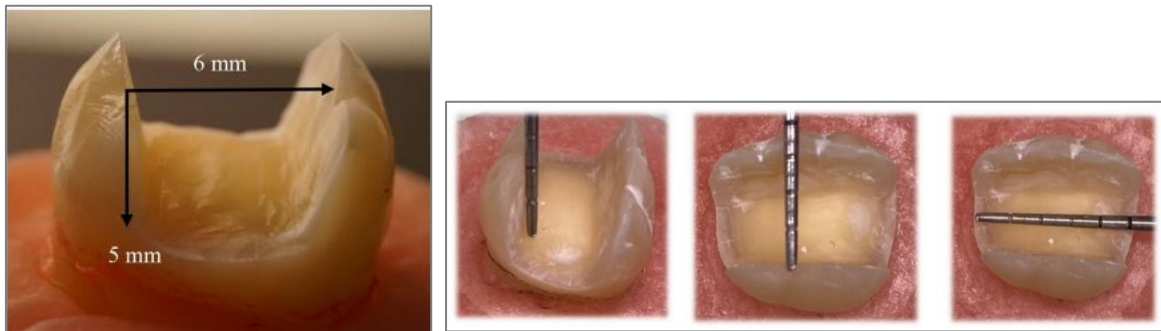
Grup 1: Cerasmart 270, nanoseramik hibrit blok

Grup 2: Vita Enamic, PICN hibrit blok

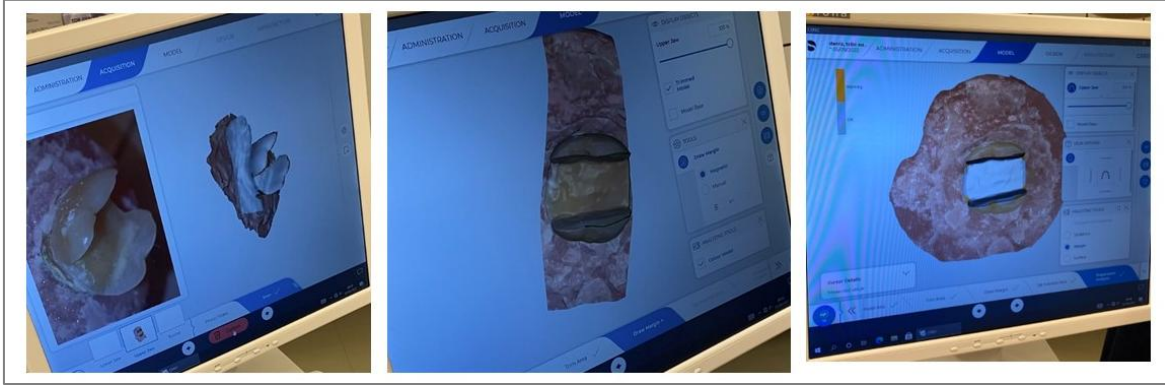
Grup 3: Kısa fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozit blok (Deneysel)

Kavite preparasyonlarının tamamlanmasından sonra hazırlanan kavitelerin dijital ölçüsü, restorasyon tasarımı ve üretimi CAD/CAM (CEREC, Sirona Dental Systems Inc., Long Island City, NY) sistemi kullanılarak yapıldı (Resim 3.4, Resim 3.5).

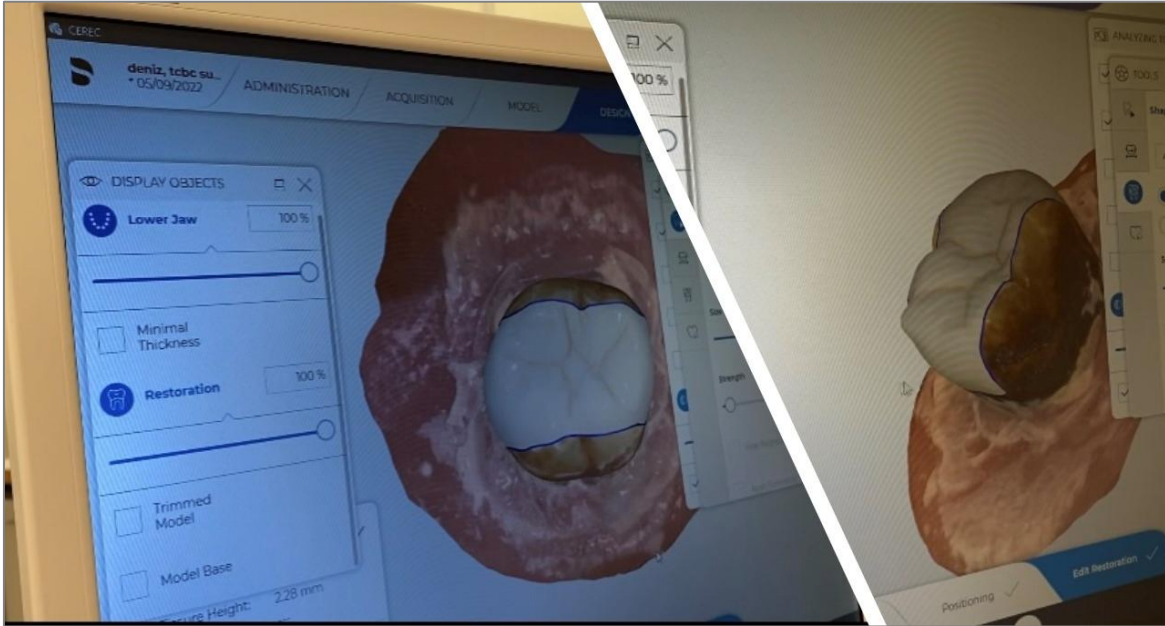
CAD/CAM bloklardan restorasyonların hazırlanmasından sonra kavite preparasyonları tamamlanmış dişler %37'lik fosforik asit kullanılarak selektif asit uygulama yöntemi ile simantasyon işlemine hazırlandı ve tek şişe üniversal bağlayıcı ajan (G-Premio Bond, GC Corp., Tokyo, Japonya) üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı.



Resim 3.3. Standart hazırlanmış MOD kavite preparasyonunu ve ilgili ölçümler (5 mm derinlik, 6 mm bukkal-palatal genişlik)



Resim 3.4. Numunelerin dijital ölçüsünün alınması ve alınan ölçü üzerinde preparasyon kontrolü



Resim 3.5. Hazırlanan inley restorasyonların tasarım aşaması



Resim 3.6. Üretilen inley restorasyonlar ve simantasyon sonrası hazırlanan örnekler

Kullanılan blokların (Cerasmart 270, Vita Enamic ve SFRC CAD) iç yüzeyleri simantasyon öncesinde %4,5 hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ile 60 saniye üretici firma önerileri doğrultusunda pürüzlendirildi, yıkama ve kurutmanın ardından, multi primer (G-Multi Primer, GC, Tokyo, Japonya) ve self-adeziv dual-cure rezin siman (G-Cem One, GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak simante edildi (Resim 3.6). İnley yüzeyine en yakın noktadan ve her yönden 20 saniye olacak şekilde LED ışık cihazı (Elipar TM S10, 3M ESPE, MN, ABD) ile polimerize edildi (Resim 3.7). Daha sonra tüm restorasyonları tamamlanan örnekler aşındırıcı polisaj lastikleri (Jiffy Polishers, Ultradent, UT, ABD) kullanılarak parlatıldı ve su içerisinde 48 saat boyunca 37°C etüvde saklandı.



Resim 3.7. Simantasyon prosedüründe kullanılan materyaller ve LED ışık cihazı

3.3. Yaşlandırma ve Kırılma Dayanım Testi

Restorasyonu tamamlanan her gruptaki örneklerin yarısına ($n=10$), yaşlandırma işlemi uygulanmazken, diğer gruba statik yükleme öncesinde çiğneme simülatörü ile yaşlandırma uygulandı. Yaşlandırma için, 37°C deki su banyosu içine sabitlenen örnekler çiğneme simülatörüne (MOD, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) bağlandı. Daha sonra örnekler $F_{\text{max}}=150\text{N}$ kuvvet, 1.5 Hz sıklıkta, $500,000$ döngü ile dinamik yükleme uygulandı. Daha sonra yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan örnekler ($n=10$) üniversal test cihazında (Lloyd model LRX, Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) 1mm/dk hızında statik yükleme yapıldı. Örnekler kırılana kadar vertikal yükleme dişlerin bukkal ve lingual tüberküllerinin triangular sırtları ortasından metal top şeklinde uç (5mm) kullanılarak uygulandı. Yükleme eğrisi, restorasyonun kırıldığı ana kadar gözlemlendi (Resim 3.8).



Resim 3.8. Çiğneme simülasyonu ve kırılma dayanım testi uygulanması

3.4. Kırılma Tipi ve Mikro Yapı Analizi

Tüm örnekler bağımsız üç gözlemci tarafından gözle incelenerek kırık tipi, pozisyonu ve yönü belirlendi.

Tip I sadece diş yapısının kırılması,

Tip II hem restorasyon hem de diş yapısını içeren kırık,

Tip III köke kadar uzanan katastrofik kırık.

Kırık numunelerin fraktografik değeriendirilmesi için taramalı elektron mikroskopu (SEM) (LEO, Oberkochen, Almanya) kullanıldı (Resim 3.9). Gözlemiden önce, tüm örnekler bir vakum buharlaştırıcı ve bir kaplama cihazı (BAL-TEC SCD 050 Sputter Coater, Balzers, Liechtenstein) kullanılarak altın bir tabaka ile kaplandı. Analiz örneğinin yükleme yapılan yüzeyinden başlayarak iç yapılara doğru yapıldı. SEM ve EDS araştırılan CAD/CAM materyallerinin mikro yapı karakteristikleri hakkında bilgi sağladı.



Resim 3.9. Taramalı elektron mikroskopu (SEM)

3.5. İstatistiksel Analiz

Veriler, SPSS sürüm 23 (SPSS, IBM Corp.) kullanılarak $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile istatistiksel olarak analiz edildi ve gruplar arasındaki farkları belirlemek için Tukey HSD post hoc testi uygulandı. Bağımsız faktörler malzeme türü ve yaşlanma süreci, bağımlı değişkenler ise kırılma yükü değeri idi. Sonuçların tipik varyasyon gösterip göstermediğini incelemek için Levene testi uygulandı.

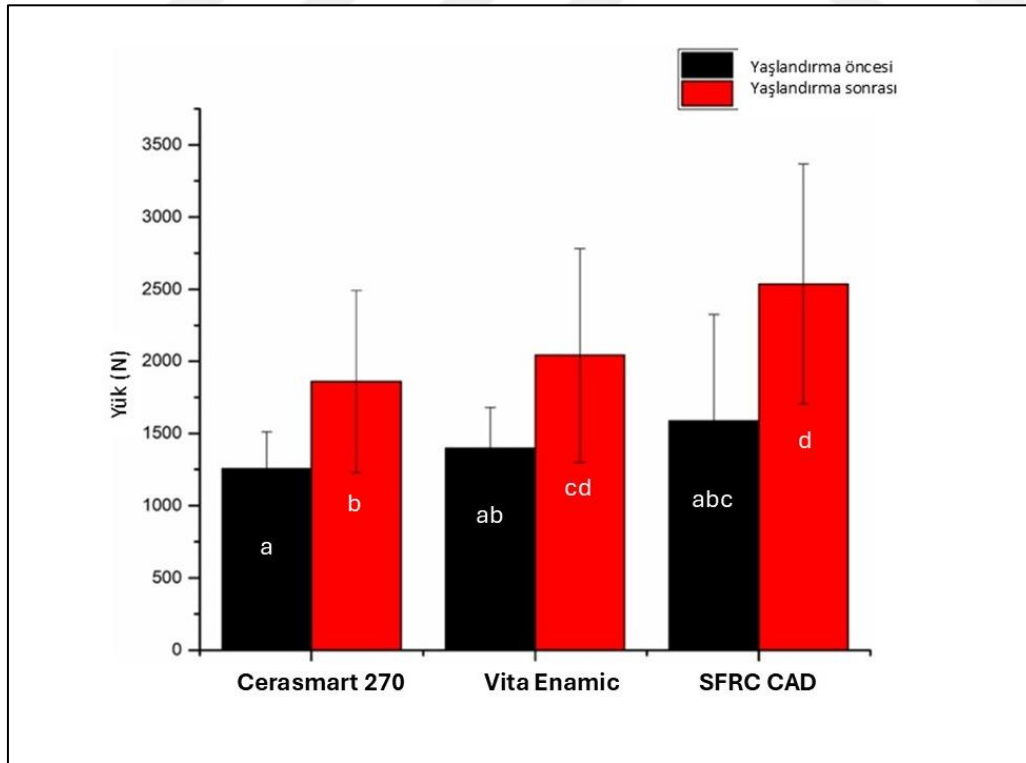
4. BULGULAR

500.000 kez çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yorulma yaşlandırması boyunca hiçbir örnekte adeziv başarısızlık gözlenmedi.

Bu nedenle, yaşlandırma yapılan tüm örnekler kırılana kadar statik yükleme uygulandı. İki yönlü ANOVA analizlerine göre test edilen restorasyonların yük taşıma kapasitesi materyal tipinden ve yaşlandırmadan anlamlı düzeyde etkilendi ($p<0.05$) (Şekil 4.1).

Levene testi sonuçlarına göre, gruplar arasındaki varyanslar homojen ve eşitti. Deneysel SFRC CAD restorasyonlar, sadece yaşlandırma sonrası tüm gruplar arasındaki en yüksek yük taşıma kapasitesi değerine sahiptir. Ancak, yaşlandırma öncesinde SFRC CAD ile Vita Enamic arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).

Veriler, yaşlandırma sonrası test edilen tüm restorasyonlar için yük taşıma kapasitesi değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığını gösterdi ($p<0.05$).



Şekil 4.1. Test edilen restorasyonların döngüsel yorgunluk yaşlandırılmasından önce ve sonra ortalama kırılma kuvvet değeri (N) ve standart sapma (SD) değerleri. Sütunların içerisindeki aynı harfler, malzemeler arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan farkları ($p>0.05$) temsil eder.

Yüksek yükleme kuvvetlerin uygulanmasına rağmen restorasyonların hiçbirisi adeziv başarısızlık göstermedi ve numunelerin gözle incelenmesinde üç farklı kırık tipi gözlemlendi (Çizelge 4.1).

Sadece diş dokusunda chipping olan Tip I kırık ağırlıklı olarak SFRC CAD örneklerinde gözlemlendi. (%75)

Hem restorasyonu hem de diş yapısını içeren kırıklar Tip II nadirdi ancak çoğunlukla Cerasmart 270 örneklerinde (%35) gözlemlendi.

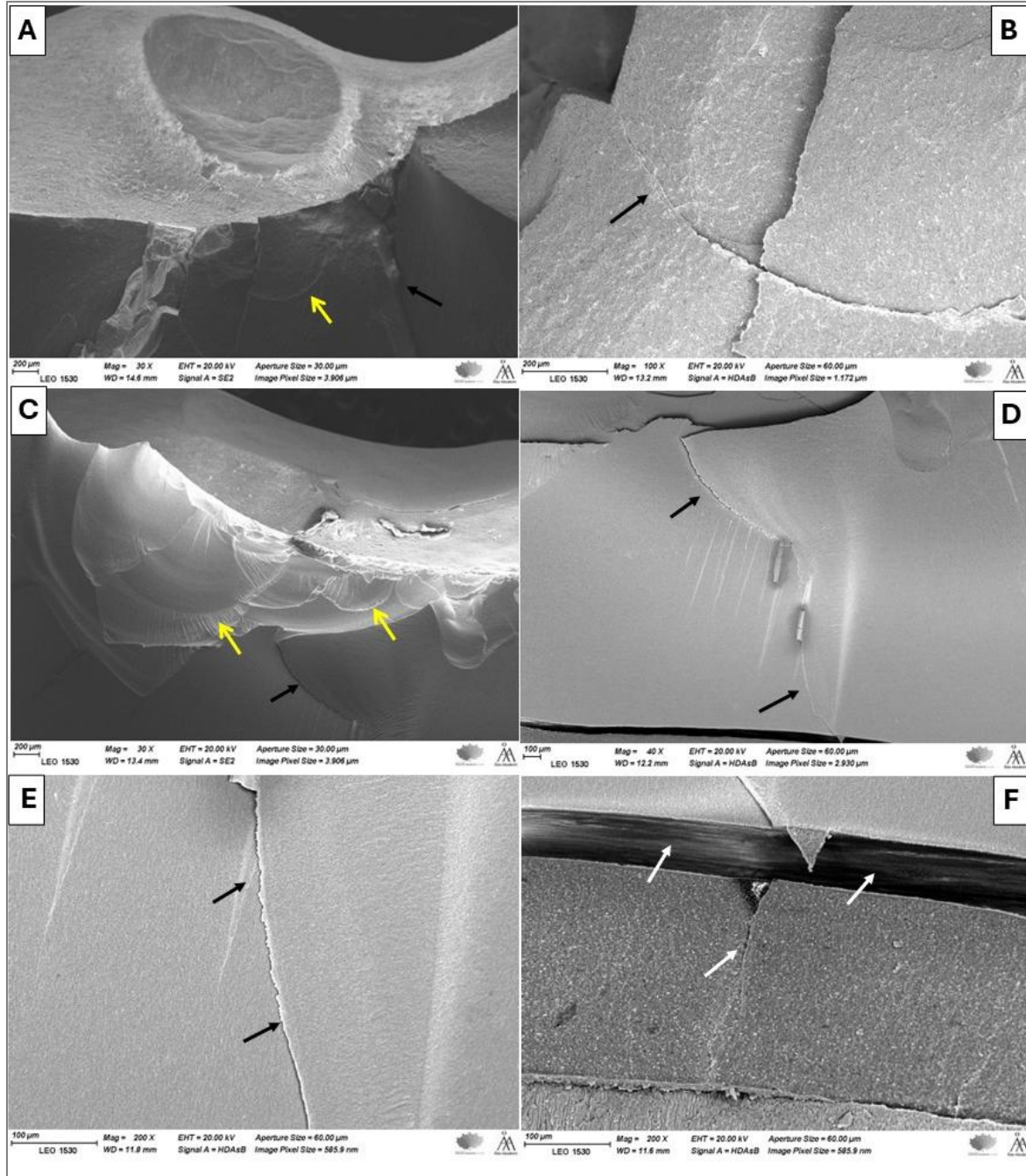
Köke uzanan kırık Tip III ağırlıklı olarak Vita Enamic'te gözlemlendi (%85), Tip III kırıklar tamir edilemeyen katastrofik kırıktır, onarılamaz ve dişin çekiminin gerektiği kırık türüdür.

Çizelge 4.1. Yapılan restorasyonlarda gözlenen kırık tipleri yüzdeleri ve fotoğrafları

KIRIK TİPİ MATERİYAL	TİP I	TİP II	TİP III
CERASMART 270 (GC)	%20	%35	%45
ENAMİC (VİTA)	%5	%10	%85
SFRC CAD (Deneyisel)	%75	%15	%10

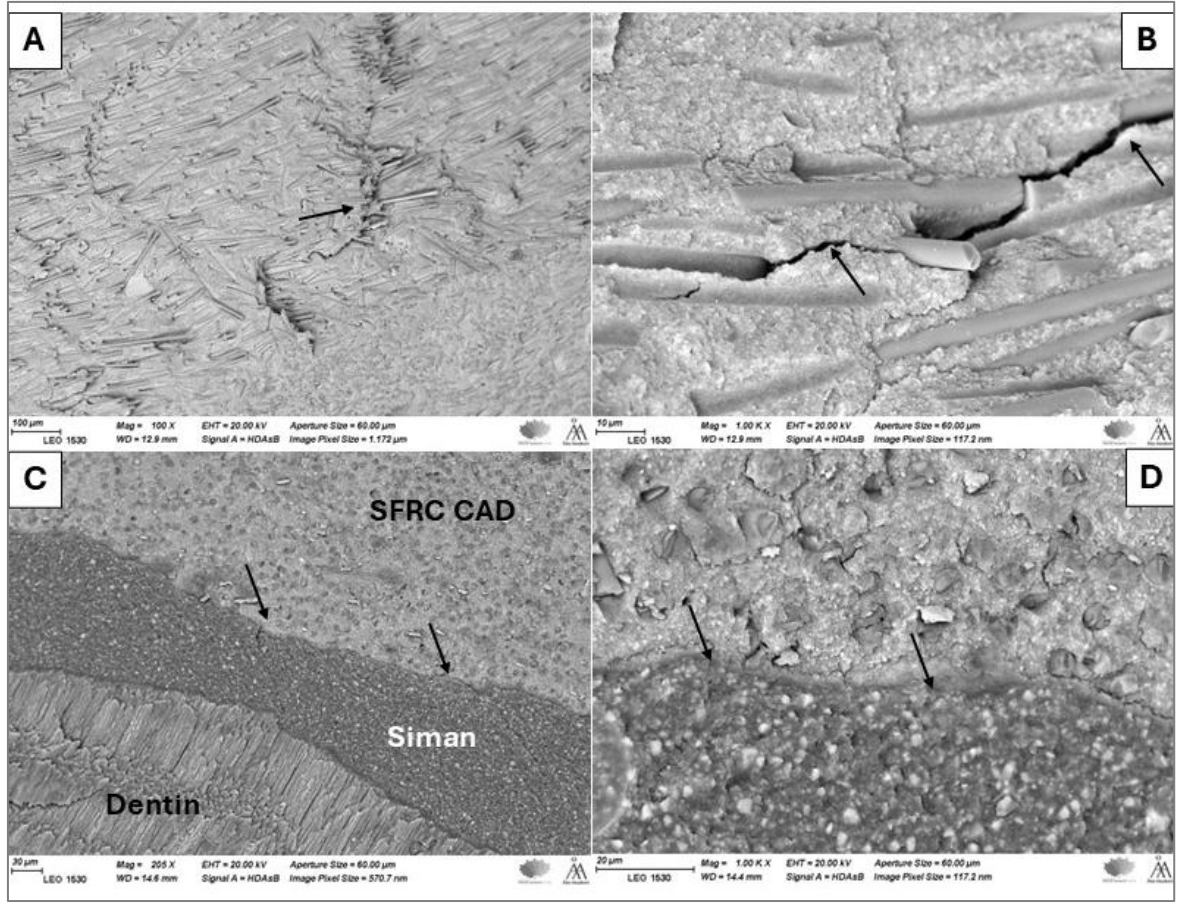
Tip I sadece diş yapısının kırılması, **Tip II** hem restorasyon hem de diş yapısını içeren kırık, **Tip III** köke kadar uzanan katastrofik kırık.

Hibrit CAD/CAM polimer infiltre seramik ağ yapı (Vita Enamic) ve nanoseramik (Cerasmart 270) örneklerin kırık yüzeylerinin SEM görüntüleri. Farklı büyütmelerde çatlak işaretlerini, özellikle çatlağın radyal olarak aşağı doğru yayılmasını gösteren çoklu konkav durdurma çizgilerini göstermektedir. Ayrıca, durdurma çizgileri arasında başlayan ince bükülme izleri de görülmektedir. Restorasyonlar ve yapıştırma simanı arasındaki adeziv arayüzde boşluk tespit edilmiştir (Resim 4.1).



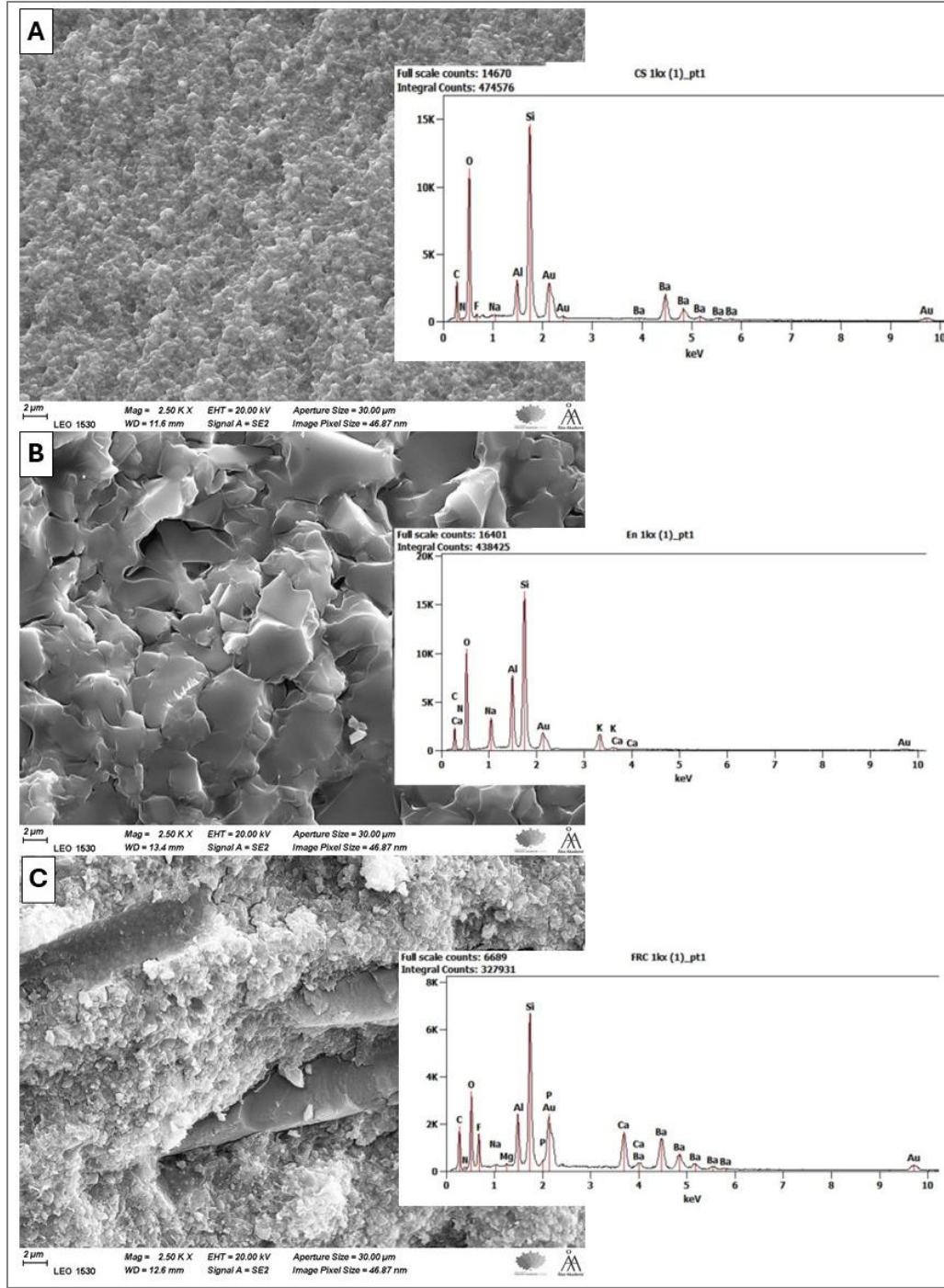
Resim 4.1. Farklı büyütmeler altında gözlemlenen hibrit CAD/CAM örneklerin kırık yüzeylerinin SEM görüntüleri (Vita Enamic A & B ve Cerasmart 270 C-F). Bükülme izleri gösteren durdurma çizgileri (A & C, sarı oklar) ve radyal çatlaklar (siyah oklar) yük uygulama alanından restorasyon boyunca yapıştırma simanı ile arayüze kadar yayılmıştır. Restorasyon ve yapıştırma simanı arasındaki adeziv arayüzdeki çatlak ve boşluk (F, beyaz oklar)

Deneysel SFRC CAD örneğinin görüntüleri, bir çatlak hattının başlangıçta nasıl yayıldığını ve daha sonra fiberler tarafından nasıl engellendiğini göstermektedir. Ayrıca, restorasyonlar ve yapıştırma simanı arasında boşluk tespit edilmemiştir (Resim 4.2).



Resim 4.2. Farklı büyütme altında gözlemlenen kısa fiberle güçlendirilmiş CAD/CAM kompozit örneğinin (SFRC CAD) SEM görüntülerini göstermektedir. Kısa fiberlerin çatlak yayılımını yönlendirme ve engelleme yeteneği (A, B, oklar) gösterilmektedir. C ve D, restorasyon ve yapıştırma simanı arasındaki adeziv arayüzü (oklar) göstermektedir.

SEM/EDS analizi (Resim 4.3), test edilen her malzemenin farklı bileşimlerle mikro yapısını sunmuştur: partikül nano doldurucu polimer matriks (Cerasmart 270), polimer ağ içeren sinterlenmiş seramik matriks (Vita Enamic) ve kısa fiberle güçlendirilmiş polimer matriks (SFRC CAD). Bu, test edilen malzemeler arasındaki performans farklılıklarına bir açıklama getirmektedir.



Resim 4.3. İncelenen CAD/CAM malzemelerinin kırık yüzeyinin SEM görüntüleri ve EDS analizini göstermektedir (ölçek çubuğu=2 μm). A: Cerasmart 270; B: Vita Enamic; C: SFRC CAD



5. TARTIŞMA

Günümüzde adeziv diş hekimliği teknolojisindeki gelişmeler sayesinde mekanik tutuculuk sağlayan kavitelerin hazırlanmasına gerek olmayıp yalnızca çürük diş dokusunun uzaklaştırıldığı minimal invaziv kavite prensipleri benimsenmektedir. Minimal preparasyon yaklaşımı restoratif materyal seçimini etkilemektedir. Fazla miktarda diş dokusu uzaklaştırılması gerektiren ve geleneksel yöntemlerle simante edilen metal destekli seramik restorasyonlar hem hekimler hem de hastalar tarafından daha az tercih edilmektedir. Bunun yerine, diş daha az aşındıran ve daha koruyucu bir yaklaşım sunan inley ve onley restorasyonlar, tam kuron restorasyonlara alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır¹¹⁵.

Direkt yöntemle uygulanan rezin kompozit restorasyonlar, konservatif posterior tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır. Ancak direkt olarak yerleştirilen rezin kompozit restorasyonlarda meydana gelen polimerizasyon büzülmesi; postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük gibi sorunlara neden olabilir. Ek olarak posterior bölgedeki geniş restorasyonların direkt yöntemle restorasyonu izolasyon, anatomik form, oklüzyon ve dayanıklılık bakımından zorlayıcı olabilmektedir. Bu problemlerin önüne geçebilmek için seramik veya rezin kompozit materyaller ile estetik indirekt restorasyonlar kullanılabilmektedir¹¹⁴⁻¹¹⁶.

CAD/CAM sistemlerindeki ilerlemeler restoratif diş hekimliğinde minimal invaziv indirekt restorasyonların üretimini kolaylaştırarak hızla gelişmiş ve tedavi alternatifi olarak yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu gelişmeyle birlikte, dijital teknoloji ve adeziv rezin sistemler ile metal içermeyen estetik restoratif materyaller büyük bir ilerleme göstermiş ve küresel ölçekte yayılmıştır. Ağız dışında hazırlanan indirekt restorasyonlar ile polimerizasyon büzülmesi en aza indirgenirken, daha belirgin anatomik şekiller, işlevsel çiğneme yüzeyleri ve ideal proksimal temas noktaları elde edilebilir¹²⁰. CAD/CAM teknolojisiyle üretilen restorasyonlar, yüksek hassasiyetle tasarlanıp üretildiğinden uyum, doğal dişe yakın estetik özellikler ve kalite bakımından oldukça başarılıdır^{28,29}. Bu restorasyonlar, doğal ve estetik açıdan gelişmiş bir görünüm sunarak hastaların artan beklentilerini karşılamaktadır.

CAD/CAM sistemleri ile kullanılan farklı yapıya sahip materyal sınıfları bulunmaktadır, her bir materyal grubunun mekanik, fiziksel ve estetik özellikleri, avantaj ve dezavantajları göz önüne alınarak vakaya uygun materyal seçimi klinik açıdan büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda, malzeme seçimi, restorasyonun fonksiyonel başarısı ve estetik görünümü açısından kritik bir rol oynamaktadır. Uygulama yapılan bölge, çiğneme kuvvetleri, estetik gereksinimler ve biyouyumluluk gibi faktörler, materyal seçiminde dikkate alınması gereken önemli unsurlardır. Bu nedenle, her bir materyalin özellikleri detaylı bir şekilde analiz edilmeli ve klinik ihtiyaçlara göre en uygun seçenek belirlenmelidir ³¹.

CAD/CAM materyalleri birçok avantaja sahip olmasına rağmen, uzun süreli performansları ve klinik sonuçları üzerine araştırmalar sürmektedir. Yaşlanma, renk değişimleri ve farklı kavite tipleri ve simantasyon yöntemlerinin etkileri gibi unsurlar, CAD/CAM restorasyonlarının estetik özellikleri ve dayanıklılığı üzerinde belirleyici olabilir ³⁰.

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların ömrü hem *in vitro* deneylerle hem de klinik gözlemlerle değerlendirilmektedir. Bu değerlendirmeler, gelecekteki tedavi protokollerinin şekillendirilmesinde rehberlik etmektedir. *In vitro* çalışmalarda, kullanılan materyallerin performansını ölçmek için çeşitli test yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında yer alan kırılma dayanım testi hem uygulanabilirliğinin kolay olması hem de tekrarlanabilir sonuçlar vermesi nedeniyle sıkça tercih edilmektedir ^{47,146,151}. Sağlıklı diş dokusunun mümkün olduğunca korunması ve doğal dişin mekanik özelliklerine benzer restoratif materyallerin tercih edilmesi, restorasyonun uzun ömürlü olmasına katkı sağlar. Bu bağlamda, kalan diş dokusunun miktarı, restorasyonun kırılma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir ^{3,4}. Kırılma dayanımının analiz edilmesi ve bu dayanımı artırmaya yönelik araştırmalar, restorasyonların klinik ömrünü uzatmada önemli rol oynayabilir.

Kırılma dayanımı literatürde mekanik bir parametre olarak, kırılma materyallere uygulanan kuvvet sonucu katastrofik çatlak ilerlemesine karşı direnç olarak tanımlanır ^{152,153}. Sonuç olarak, bu materyalin hasara dayanma kapasitesi hakkında bilgi sağlar ve kırılma direnci için bir referans olarak davranır. Ancak kırılma dayanımı verileri doğrudan klinik sağ kalım ile ilişkilendirilemez, yalnızca fikir verebilir ¹⁵⁴.

Dayanıklılık modülü, bir materyalin elastik sınırına kadar birim hacim başına depolayabildiği enerjiyi ifade eder. Yüksek dayanıklılık modülüne sahip materyaller, kalıcı deformasyona uğramadan önce daha fazla enerji absorbe edebilir. Bu da restoratif materyalin intraoral kuvvetlere karşı daha dirençli olmasını sağlar. Ancak dayanıklılığı yüksek bir restoratif materyalin her zaman avantaj sağlayacağı düşünülmemelidir. Marjin bölgelerinde tekrarlayan elastik deformasyon, zamanla mikrosızıntıya, marjinal uyumun bozulmasına ve sekonder çürük oluşumuna neden olabilir. Bu nedenle, dayanıklı materyallerin hangi sınırlar içinde avantajlı olduğu konusu daha fazla araştırma gerektirmektedir ⁶⁵.

Protetik ve restoratif diş hekimliği uygulamalarında kullanılan materyallerin yalnızca dayanıklı olmaları değil, aynı zamanda diş dokusuyla uyumlu bir elastisite modülüne sahip olmaları da beklenmektedir. Bu ihtiyaç doğrultusunda, "rezin matriks seramik" adı verilen özel bir materyal sınıfı geliştirilmiştir. Bu materyal grubunun örneği olan hibrit seramikler, çalışmamızda tercih edilmiştir. Bu yenilikçi malzemeler, rezin kompozitlerin dayanıklılığı ve esnekliği ile seramiklerin estetik özellikleri ve renk stabilitesini birleştirecek şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca kolay işlenebilirlik ve kullanım sırasında oluşabilecek küçük kusurların intraoral olarak kolay ve estetik bir şekilde onarımına izin vermesi gibi bazı avantajlara sahiptir ¹². Mekanik özellikleri konusunda kesin kanıtlar henüz sınırlı olmakla birlikte, diğer restoratif materyallerle karşılaştırmalı çalışmalar yapılmaktadır ¹⁵⁵⁻¹⁵⁷. Diş dokusuna benzer elastisite modülü ve bükülme dayanımı göstermesi, bu malzemeyi restoratif tedaviler için uygun bir seçenek haline getirmektedir ¹⁵⁶.

CAD/CAM hibrit malzemeler mikro yapılarına göre iki kategoriye ayrılabilir (Resim 4.3 A,B). Dağınık partikül takviyeli doldurucu ve polimer infiltre seramik ağ yapı (PICN). Cerasmart 270 dağınık partikül takviyeli doldurucu içeren rezinlerin tipik bir örneğidir. PICN ise, Vita Enamic ile temsil edilir ¹⁵⁸.

Nanoseramik materyal olan Cerasmart 270, yüksek oranda (%71) silika ve baryum cam partikülleri içeren rezin bazlı bir nanoseramik olup, polimer matriksin sağladığı esneklik sayesinde yüksek enerji absorbe etme kapasitesi göstermektedir. Literatürde bu materyalin rezin matriks yapısı sayesinde darbe absorpsiyon kapasitesinin arttığını ve daha az kırılğan ve daha esnek özellikler gösterdiğini bildirmiştir ⁶⁵.

PICN yapısındaki Vita Enamic materyali ise, polimerle infiltre edilmiş bir seramik ağ yapıya sahiptir ve yüksek seramik içeriği (yaklaşık %86) ve pöröz yapısı nedeniyle daha sert ve kırılğan bir karakter sergiler ⁶⁵. Coldea ve ark., bu materyalin mikroyapısında seramik ve polimer fazlarının tamamen entegre olduğunu, ancak mekanik stres altında seramik fazın çatlama eğiliminde olduğunu belirtmiştir ⁶¹.

Deneysel SFRC CAD ise kısa cam fiberle güçlendirilmiş deneysel kompozit bloktur. Zin matriksi rasgele oryante olmuş cam fiberler ve inorganik partikül doldurucudan oluşmaktadır (Resim 4.3 C).

Deneysel kısa fiberle güçlendirilmiş SFRC CAD materyali, cam fiberlerinin homojen dağılımı sayesinde oluşan çatlakları yönlendirme ve durdurma kapasitesine sahiptir. Literatürde, kısa fiberlerin, çatlakların yönünü değiştirerek stres yoğunlaşmalarını dağıttığı ve böylece yapının daha yüksek yük taşıma kapasitesine ulaştığı ve kırılmaya karşı daha dirençli hale geldiği belirtilmiştir ¹⁵⁹⁻¹⁶².

SFRC CAD materyal, yapılan önceki çalışmalarda umut vadeden sonuçlar göstermiştir ancak literatürde bu materyalden üretilmiş inley restorasyonların değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır ^{16,18,19,139}. Bu nedenle tez çalışmamızda, deneysel SFRC CAD blok ve piyasada bulunan farklı hibrit seramik CAD/CAM bloklar kullanılarak üretilen inley restorasyonların kırılma dayanımlarının ve oluşan kırık tiplerinin incelenmesi kararlaştırıldı.

Bu çalışmada, farklı yapısal özelliklere sahip üç farklı CAD/CAM materyalinden (nanoseramik, PICN ve kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit) üretilen MOD inley restorasyonların yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası kırılma dayanımları ve kırılma davranışları değerlendirildi. Mevcut literatür incelendiğinde, restoratif diş hekimliği alanındaki *in vitro* çalışmalarda sıklıkla standart MOD kavite preparasyonlarının kullanıldığı ve çalışma materyali olarak genellikle üst premolar ve molar dişlerin tercih edildiği dikkat çekmektedir ^{68,159,163}. Yapılan bir meta-analiz çalışmasında molar dişlerin premolarlara kıyasla restorasyon başarısızlığına daha yatkın olduğu bildirilmektedir ¹⁶⁴. Bu doğrultuda, tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmamızda kırılma davranışı ve kırılma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla, çekilmiş insan alt molar dişleri kullanılmış ve aşırı madde kaybını simüle edebilmek için standart MOD kavite preparasyonları hazırlanmıştır.

Bulgular, kullanılan materyalin yapısal özelliklerinin ve uygulanan yaşlandırma protokolünün restorasyonların mekanik performansları üzerinde anlamlı etkiler oluşturduğu ($p<0,05$) ortaya koymaktadır; bu nedenle çalışma hipotezi reddedildi.

Literatürde rapor edilen kırılma dayanımları; SFRC CAD için 2.9 MPa iken ¹⁷, Cerasmart270 ve Vita Enamic için 1.4 ile 1.8 MPa arasındadır ^{17,165}. Ancak, molar bölgedeki çiğneme kuvvetleri 900N'a kadar ulaşabilir ¹⁶⁵. Bu göz önünde bulundurulduğunda, mevcut çalışmada incelenen materyaller, molar bölge için rapor edilen çiğneme kuvvetlerinden önemli ölçüde yüksek kuvvetlere karşı koyabilmiştir (Şekil 4.1). Yaşlandırma sonrası deneysel SFRC CAD kompozit restorasyonlar ile karşılaştırıldığında hem Vita Enamic ve hem de Cerasmart 270 restorasyonlar istatistiksel olarak anlamlı daha düşük yük taşıma kapasitesi değerleri gösterdi. ($p<0.05$). Bu bulgu Cerasmart 270 ve Vita Enamic blokların, SFRC CAD ile karşılaştırıldığında göreceli olarak yüksek kırılma direncine sahip olmasıyla açıklanabilir.

SFRC CAD, içeriğindeki fiber takviyesi sayesinde hem elastisiteyi artırma hem de çatlak yayılımını yavaşlatma özelliği sayesinde Cerasmart 270 ve Vita Enamic gruplarına göre daha başarılı sonuçlar verdi. Kısa fiberle güçlendirilmiş SFRC CAD grubunun, yaşlandırma sonrası en yüksek kırılma dayanım değerlerine (2535 ± 830 N) sahip olması, bu materyalin çatlak yönlendirme ve dağılımını etkileyen mikroyapısal üstünlüğünü ortaya koymaktadır.

Literatüre göre bu sonucun 2 açıklaması olabilir;

1. Yüksek yük taşıma kapasitesi, stres transferinin polimer matriksten cam fiberlere aktarılması,
2. Cam fiberler çatlakların ayrı ayrı oluşmasını sağlayarak materyalin kırılma davranışını geliştirerek polimer matriks içerisinde çatlak ilerlemesi için gerekli enerji miktarını arttırması sebebiyle olabilir ¹⁶⁰⁻¹⁶².

Çalışmamızda, nanoseramik (Cerasmart 270) ve PICN (Vita Enamic) materyallerin kırılma dayanımları SFRC CAD materyaline göre daha düşük bulundu (Şekil 4.1). Vita Enamic'in yüksek elastisite modülü nedeniyle daha az deformasyona izin verdiği ve bu nedenle kırılma yapıya sahip olduğu bilinmektedir ⁶¹. Ayrıca, PICN yapılı Vita Enamic'in, yüksek seramik

içeriği nedeniyle yaşlandırma sonrasında mikro çatlaklara daha yatkın hale geldiği görülmüştür ¹⁶⁶. Bu durum, çalışmamızda Vita Enamic grubundaki yüksek katastrofik kırık oranıyla örtüşmektedir (Çizelge 4.1).

Cerasmart 270 ise daha elastik yapıda bir hibrit nanoseramik olup, polimer matriks içindeki nano doldurucu sayesinde daha yüksek enerji absorpsiyonu sağlar ⁶⁵. Bu durum, çalışmamızda bu grubun Vita Enamic'e kıyasla daha az katastrofik kırık oranını açıklayabilir (Çizelge 4.1).

Çalışmamızdaki SEM analizlerinde, SFRC CAD grubunda kısa fiberlerin çatlak yönünü değiştirdiği ve çatlak ilerlemesini durdurduğu gözlemlendi. Bu yapı, mikro çatlakların ilerlemesini engelleyerek restorasyonun bütünlüğünü korumaktadır (Resim 4.2 A, B). EDS analizleri, SFRC CAD materyalinde silika ve baryum gibi elementlerin varlığını ortaya koyarken, Vita Enamic'te daha fazla seramik içerik (ör. Al, Si, Zr) tespit edildi (Resim 4.3). Bu durum, malzemenin sertliğini artırmakla birlikte, kırılabilirliğinde de artışa neden olmaktadır. Cerasmart 270 materyal ise daha az inorganik doldurucu içermesi ve yüksek polimer oranına sahip olması nedeniyle daha yüksek enerji absorpsiyonu sağlayarak ani kırılma riskini azaltmaktadır ⁶⁵.

Kırık tiplerinin görsel analizine göre; deneysel SFRC CAD restorasyonların kırık tipi sadece diş dokusunda sınırlı olan Tip I mod baskın olarak gözlemlendi (Çizelge 4.1). Kırık örneklerin okluzal yüzeylerinde, yükleme işlemi nedeniyle meydana gelen, yüzey ve yüzey altı hasarı mevcuttur. SFRC CAD restorasyonlarda, kısa fiberler durdurucu gibi davranarak, daha fazla çatlak gelişimini önlemektedir (Resim 4.2). Böylelikle kırık tipi, SFRC CAD grubunda diğer gruplarla karşılaştırıldığında daha yüksek oranda onarılabilir kırık olarak gözlemlendi. Ayrıca restoratif olarak onarılabilir kırıkların çoğunlukla SFRC CAD grubunda görülmesi, bu materyalin klinik başarısı açısından önemli bir avantaj sunmaktadır. Bu sonuç, özellikle geniş MOD kaviteli posterior dişlerde, SFRC CAD restorasyonlarının uzun dönem başarısı açısından daha güvenli bir alternatif olabileceğini düşündürmektedir. Benzer şekilde literatürde, kısa fiber içerikli restorasyonların daha fazla onarılabilir kırıklar oluşturduğunu ve bu yönüyle özellikle geniş restorasyonlarda tercih edilebileceği belirtilmektedir ¹⁵⁹.

Yapılan bir çalışmada, SFRC CAD, Cerasmart 270, IPS e.max, Katana Avencia bloklar kullanılarak üretilen endokronlar, çekilmiş dişlerde hazırlanan kavitelere simante edildikten

sonra 1.000.000 döngü çiğneme simülatörü ile yaşlandırılarak kırılma dayanım testine tabi tutulmuştur. Benzer şekilde, SFRC CAD grubu en yüksek kırılma dayanımı gösterirken, en fazla tamir edilebilir kırık tipi gözlenmesi sebebiyle başarılı bulunmuştur ¹³⁹.

Çalışmamızda, Vita Enamic grubunda kırık tipi baskın olarak katastrofik (onarılamaz) tipte gözlemlendi. (Çizelge 4.1). Orta dikey kırık, yükleme kontağından tüm restorasyon kalınlığı boyunca ilerleyen şekilde oluştu. Vita Enamic grubu test edilen materyaller içerisinde en yüksek kırılma dayanımına sahip olan materyaldir ^{154,165}. Bunun sebebi, hibrit seramik olan Vita Enamic' in PICN teknolojisiyle üretilmiş olması olabilir. Bu teknolojiye, öncelikle poroz seramik ağ inşa edilir, sonra rezin monomerler dahil edilir. Yüksek eğilme modülü ve sertlik, seramik iskelet kaynaklıdır. Bu durum PICN yapıları materyallerin dikkatli hasta seçimiyle kullanılması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Farklı olarak, bazı çalışmalarda Vita Enamic materyalinin yüksek kırılma yükü değerleri gösterdiği bildirilmiş olsa da bu durum restorasyon tipine (inley, onlay, tam kuron), kaviteğin şekline ve simantasyon protokollerine göre değişiklik gösterebilir ¹⁶⁷.

Çalışmamızdaki görsel analize göre, Vita Enamic bloklara göre Cerasmart 270 grubunda daha az katastrofik kırık gözlenmesi, Cerasmart 270'in daha düşük inorganik doldurucu içeriği sebebiyle olabilir ^{165,168}. Ek olarak, iki materyal arasındaki inorganik içerik farklılığı, rezin matriks yapısı, dolgu partiküllerinin boyutu ve dağılımı, görülen farklılıkların temel sebepleri arasında yer alabilir ¹⁶⁸.

Çalışmamızdaki Vita Enamic ve Cerasmart 270 gruplarına ait SEM görüntülerinde, yükleme alanından derin yapıya doğru yayılan çatlak çizgilerinin radyal dağılımı gözlenmektedir. Bükülme çatlakları ve durma çizgileri gibi kırık izleri, SEM görüntülerinde net bir şekilde izlenmektedir (Resim 4.1). Scherrer ve arkadaşlarına göre, durma çizgileri çatlak yayılma yönünün iyi göstergeleridir çünkü çatlak başlangıcı tipik olarak ilk durma çizgisinin içbükey tarafında meydana gelir ¹⁶⁹.

Çalışmamızda yaşlandırma sonrası tüm materyallerin yük taşıma kapasitesi değerlerinde yaşlandırma öncesine göre önemli ölçüde artış gözlenmesi ($p < 0.05$) dikkat çekicidir (Şekil 4.1). Numuneler yaşlandırma sürecinde 37 °C su içerisinde saklanmış olması bu sonuçların bir sebebi olabilir. Polimer matriks sulu koşullarda su emerek polimerizasyonu

hızlandırabilir. Bu durum, kompozitlerde yorulma çatlaklarının sulu koşullarda çok daha az geliştiğini ve yavaşladığını belirten önceki çalışmalarla uyumludur ^{19,170,171}. Ancak bu geçici iyileşme, uzun vadeli klinik kullanımda hidrolitik bozulma riskini göz ardı etmemelidir. Ek olarak, yaşlandırma prosedürü sırasında polimerizasyon büzülmesi sonucu gelişen gerilme stresinin salınması yaşlandırma sonrası yük taşıma kapasitelerindeki artışın bir diğer sebebi olabilir. Her iki etki de birlikte ya da ayrı ayrı, çatlak ilerlemesini yavaşlatıcı potansiyele sahiptir ve materyalin yük taşıma kapasitesini artırır ^{172,173}.

SFRC CAD materyal ile üretilen endokronlar ile yapılan bir çalışmada sulu koşulların çatlak oluşumunu yavaşlatabileceğini ve başarısızlık riskini önemli ölçüde azaltabileceğini belirtilmiştir ¹³⁹. Bununla birlikte, sulu koşulların polimer zinciri zayıflattığı ve kompozitin çatlak ilerlemesine karşı direncini etkilediğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır ^{170,172}, ancak bazı araştırmalar uzun süreli sulu koşulların rezin bileşenin su emmesi nedeniyle matriksin zayıflamasına ve yumuşamasına neden olduğunu göstermiştir ¹⁷⁴, dolayısıyla kompozitlerin kırılma özelliklerine sulu koşulların etkisi tartışmalıdır.

Özetle bu sonuçlar, diğer çalışmalar ile uyumlu olarak farklı rezin kompozit ve seramik malzemelerle karşılaştırıldığında SFRC CAD materyalin kırılma davranışında önemli ölçüde iyileşme olduğunu göstermektedir ^{17,19,175}.

Yeni bir dental materyal klinik kullanıma sunulmadan önce, *in vitro* ortamda mekanik testlerle değerlendirilmesi gerekmektedir ¹⁶⁷. Bu testler, incelenen değişkenler hakkında önemli bilgiler sağlasa da klinik ortamda farklı sonuçlar gözlenebilir. Ağız içindeki tükürük, ısı, mikroorganizma varlığı, çiğneme kuvvetleri ve oral hijyen gibi faktörler, restorasyonun başarısını etkileyen kritik unsurlardır. *In vitro* çalışmalarda bu doğal ortamın tam olarak yansıtılması mümkün olmasa da çekilmiş insan dişlerinin kullanımı ve yaşlandırma protokolleriyle doğal ağız ortamı yansıtılmaya çalışılmaktadır ¹⁶⁸.

In vitro çalışmalarda kullanılan yaşlandırma yöntemleri arasında çiğneme simülatörlerinin kullanımı materyallerin yıllar içerisindeki kullanıma bağlı değişen mekanik özelliklerini test etmek amacıyla sıklıkla tercih edilmektedir ¹³⁸. Literatüre göre, çiğneme simülatöründe ortalama 250.000 döngü, bir yıllık klinik kullanımı temsil etmektedir ¹⁶⁹. Ancak değişik kuvvet ve frekans değerleri ile uygulanan döngü sayısının farklı klinik kullanım sürelerini temsil edebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda uygulanan 500.000 döngülük mekanik yükleme, materyallerin yorulma davranışını simüle etmede etkili olsa da doğal çiğneme dinamiklerinin (yatay kuvvetler, termal şok) eksikliği metodolojik bir sınırlamadır. Gelecek çalışmalarda termomekanik yaşlandırma prosedürlerinin çiğneme simülatörü prosedürleriyle kombine uygulanması daha gerçekçi sonuçlar sağlayabilir.

Benzer olarak yapılan bir çalışmada, çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası SFRC CAD restorasyonların yük taşıma kapasitesinde artış gözlenmesi ve SFRC CAD materyalinin test edilen materyaller arasında en yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olması çalışmamız sonuçlarını desteklemektedir¹⁹. Ayrıca bu sonuçlar, rezin kompozitlerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma altında bazı seramik türlerinden, özellikle sınırlı kalınlıkta kullanıldığında, daha fazla yorgunluk direncine sahip olabileceğini belirten diğer çalışmalarla da uyumludur¹⁷⁶⁻¹⁷⁸.

Başka bir çalışmada ise, Cerasmart 270, Vita Enamic ve IPS e.max CAD bloklar kullanılarak üretilen tam kuron restorasyonlar çiğneme simülatörüne ek olarak termal döngü protokolü kullanılarak yaşlandırılmış ve restorasyonların yaşlandırma öncesi ve sonrası kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm örneklerin ortalama kırılma dayanım değerlerinde, yaşlandırma sonrası bir azalma gözlenmiş olsa da bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir¹⁵⁴. Bu çalışmada elde edilen sonuçların, kullanılan restorasyon tipi, uygulanan yaşlandırma protokolü ve döngü sayısındaki farklılıklar nedeniyle çalışmamız sonuçlarıyla farklılık göstermiş olabileceğini düşünüyoruz.

Metal içermeyen indirekt restorasyonlarda, mükemmel bir prognoz elde etmek için diş dokusu ile restoratif materyal arasında güçlü bir adezyon gereklidir³³. Son yıllarda simantasyon aşamasını daha kolay hale getirebilmek için çeşitli kullanımlara sahip simanlar piyasaya sunulmuştur ve bunlar arasında kullanım kolaylığı sebebiyle self-adeziv rezin simanlar sıklıkla tercih edilmektedir.

Burke ve arkadaşları, metal içermeyen seramik restorasyonlar için bir adeziv rezin siman sistemi kullanılmasının sağlam bir bağlanma elde etmek için gerekli olduğunu belirtmiştir

Self-adeziv rezin simanlar, adeziv simantasyon sistemlerine göre daha kolay uygulanabilmesine rağmen, adeziv simantasyon sistemlerine göre daha zayıf bağlanma sergilemektedir. 2008 yılında Frankenberger ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre seramik inleylerin simantasyonunda adeziv sistemler daha iyi bağlanma ve marjinal bütünlük sağlamaktadır¹⁸⁰. 2009 yılında yapılmış bir diğer çalışmada self-adeziv ve adeziv simanların bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde benzer şekilde adeziv simanlar bağlanma dayanımı bakımından daha başarılı bulunmuştur¹⁸¹.

Simantasyon öncesinde diş yüzeyine adeziv ajan uygulaması, restorasyon ile diş dokusu arasında güçlü bir bağlantı sağlamak açısından kritik öneme sahiptir. Ancak bu durum, işlemi teknik olarak hassas hale getirir, self-adeziv rezin simanlar daha az işlem adımı gerektirdiğinden, bu teknik zorlukların önüne geçilmesini sağlar. Bağlayıcı ajan kullanmadan da dentin gibi diş dokularına yeterli seviyede bağlanabilen self-adeziv rezin simanlar, uygulama sürecini kolaylaştırır ve işlem süresini kısaltır. Bu özellikleri, özellikle adeziv ajan uygulamasının zor olduğu bölgelerde önemli bir avantaj sağlar bu nedenle self-adeziv rezin simanlar klinikte sıklıkla tercih edilmektedir⁷³.

Bu simanlar, içeriklerindeki çok fonksiyonlu fosforik asit metakrilatlar sayesinde diş yüzeyindeki hidroksiapatit ile kimyasal etkileşime girerek bağlanma sağlar. Polimerizasyon süreci serbest radikal mekanizmasıyla gerçekleşir. İçerdikleri asidik ve hidrofilik monomerler, mine ve dentini aynı anda demineralize edip bu alanlara nüfuz ederek güçlü bir bağlantı oluşturur. Ayrıca, cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara kıyasla daha düşük post-operatif hassasiyet oluşturdıkları bildirilmiştir⁷⁵. Ancak smear tabakasının adezyon yüzeyinden uzaklaştırılmaması, bağlanma kuvvetinin azalmasına yol açabilir⁹¹. Self-adeziv rezin simanlar, herhangi bir yüzey hazırlığı gerektirmeden uygulanabilir; ancak bağlanma dayanımını artırmak amacıyla primer ve adeziv ajanlarla birlikte kullanılmaları mümkündür⁹⁰.

Rezin matriks seramiklere rezin simanların adezyonunu artırmak için restorasyonun iç yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uygulanabilir. Bu işlemler, restorasyonun başarısını uzun vadede etkileyen önemli unsurlardan biridir, sadece restorasyon materyali seçimi değil, aynı zamanda yüzey hazırlığı ve adeziv siman tercihi de elde edilen klinik sonuçlar açısından büyük önem taşır. Araştırmalar, seramik yapıdaki camsı fazın hidroflorik asitle aşındırılmasının yüzey pürüzlülüğünü artırdığını ve bu sayede restorasyonun yüzeyinin

ıslanabilirliğini artırarak bağlantı özelliklerini iyileştirdiğini göstermiştir ^{182,183}. Silan kullanımı da silika esaslı seramiklerin rezin matrikse en iyi şekilde bağlanmasını sağlamak için önerilen bir yöntemdir, çünkü silan, silika ve rezin arasındaki bağı sağlayabilen hidroksil ve organofonksiyonel terminal gruplarını bir araya getirerek etkili bir bağlantı elde edilmesini sağlar ¹⁸⁴.

Çalışmamızda kullanılan simantasyon materyali G-Cem One, self-adeziv rezin siman olup, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan basitleştirilmiş prosedür ile uygulanabilir, ancak tam adeziv simantasyon için üretici, diş yüzeyi ve indirekt restorasyon yüzeyinde uygulanabilecek bazı yüzey hazırlık seçenekleri sunmaktadır.

1. G-Cem One, Adhesive enhancing primer (AEP) ile kombine edilebilir. Diş yüzeyine AEP uygulandıktan sonra 10 sn beklenir ve hava ile kurutulur, ışıkla polimerizasyona gerek yoktur.
2. Adeziv monomer içeren üniversal bağlayıcı ajan ile de kombine edilebilir. Diş yüzeyine bağlayıcı ajan uygulamasından sonra 10 sn beklenir, hava ile kurutma sonrasında 10 sn led ışık ile polimerize edilir. Tüm asitleme protokolleri ile uygulanabilir.
3. Restorasyon yüzeyine silan içerikli Multi Primer uygulaması bağlanma dayanımını arttırmaktadır.

Yapılan bir çalışmada self-adeziv rezin siman (G-Cem One - GCO) ile bir üniversal rezin simanın (RelyX Universal- RXU) diş yüzeyine ve lityum disilikat materyale makaslama bağlanma dayanımları (SBS) karşılaştırılmıştır. GCO ve RXU materyallerinin mineye olan SBS değerleri benzer bulunmuş, diş yüzeyine primer ve adeziv ajan ile yüzey işlemi uygulanması bağlanma dayanımını arttırmıştır. AEP ile uygulanan GCO grubunda dentine en yüksek SBS değerleri göstermiştir ¹⁸⁵.

Başka bir araştırmada nanoseramik, PICN ve lityum disilikat materyaller farklı yüzey işlemleri ve farklı simantasyon protokolleri (adeziv ve self-adeziv) kullanılarak simante edilmiş, yaşlandırma sonrası mikro gerilme bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur, gruplar arası gözlenen farklara rağmen tüm materyallerin bağlanma performansı yüksek

seviyede olup, çiğneme kuvvetlerine dayanacak yeterlilikte oldukları sonucuna varılmıştır¹⁶⁸.

Rezin simanların polimerizasyonla ilgili sorunlarını aşmak amacıyla, kimyasal ve ışıkla polimerizasyonun birlikte kullanıldığı dual-cure sistemler geliştirilmiştir⁹¹. Bu sistemlerde polimerizasyon süreci genellikle ışıkla başlatılır, ardından kimyasal reaksiyonla tamamlanır. Işıkla başlayan sertleşme, malzemenin ilk dayanıklılığını sağlarken; kimyasal süreç, zamanla malzemenin tam mekanik özelliklerine ulaşmasına katkı sağlar⁹⁹. Günümüzde ise yapıştırma simanlarının büyük çoğunluğunu dual-cure özellikli ürünler oluşturmaktadır⁹⁰.

Tüm bu bilgiler ışığında ve yeterli bağlanma, kullanım kolaylığı, yüksek aşınma direnci ve renk stabilitesi nedeni ile çalışmamızda G-Cem One self- adeziv rezin siman tercih edildi, ayrıca bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla simantasyon öncesinde restorasyon ve diş yüzeyine üretici talimatları doğrultusunda yüzey işlemleri uygulandı.

Çalışmamızda yaşlandırma prosedürleri sırasında yüksek kuvvetler uygulanmasına rağmen (çiğneme kuvvetlerine göre çok fazla), hiçbir restorasyon adeziv başarısızlığa uğramadı, bu elde edilen iyi bağlanma ile açıklanabilir. Mikromekanik kitlenme (asit ile yüzey pürüzlendirmesi) ve primer kullanımı ile elde edilen kimyasal bağlanmanın kombinasyonu CAD/CAM materyali ile yapıştırma simanı arasındaki güçlü koheziv bağı açıklar.

Literatürdeki çalışmalar, yapıştırma simanlarının yüksek yükleme stresine maruz kalarak, siman aralığında mikrokırık ve çatlaklar ile sonuçlanarak arayüzde boşluk oluşumu ve katastrofik başarısızlıklara sebep olabileceğini göstermiştir^{186,187}. SFRC CAD restorasyonlar, yapıştırma simanı ve dentin dokusuna iyi bir bağlanma göstermiştir, zayıf bağlantının dezavantajları minimize edilmiştir (Resim 4.2). Bu durum Mangoush ve arkadaşlarının, SFRC CAD kompozitin rezin simana kesme bağlanma dayanımı değerlerinin konvensiyonel hibrit CAD/CAM kompozitlere göre yüksek bulunduğu çalışmalarıyla uyumludur¹⁶.

Bu çalışmanın bulguları, uzun süreli termal yaşlandırma ve suda bekletme olmaması ve lityum disilikat ve monolitik zirkonya gibi kanıtlanmış ve iyi bilinen CAD/CAM restoratiflerin kullanılmaması gibi sınırlamalara sahiptir.

Ayrıca *in-vitro* koşulların gerçek klinik ortamı tam olarak yansıtmaya kapasitesi sınırlıdır, biyolojik faktörlerin dışlanması, tek tip kavite formu ve sabit simantasyon protokolü kullanılması bu çalışmanın sınırlamaları olarak sayılabilir. Ayrıca peridontal ligament stimülasyonunun olmaması diğer bir sınırlamadır ve gerçek diş desteğinin mekaniğini yansıtılamamıştır. Ancak sınırlamalara rağmen, standardize MOD kavitelerin ve tek operatör tarafından hazırlanması, sonuçların tekrarlanabilirliğini artırmıştır. Ayrıca kullanılan SEM-EDS analizi, mikro yapı-kırılma ilişkisini net bir şekilde ortaya koymaktadır. Ek olarak çığneme simülatörü ile yaşlandırma prosedürü, dinamik yüklemeyi taklit ederek klinik senaryolara yaklaşım sağlamaktadır.

Gelecekte yapılacak çalışmalarda farklı kavite tipleri, farklı simantasyon protokolleri, çığneme simülasyonuna ek olarak termal döngü uygulaması gibi daha kompleks yaşlandırma süreçleri ve daha uzun klinik kullanım süresini yansıtacak analizlerin yapılması önerilmektedir. Ayrıca ileride yapılabilecek klinik çalışmalarla desteklenen veriler, bu materyallerin uzun dönem başarısına ilişkin daha güçlü kanıtlar sağlayacaktır.

Farklı CAD/CAM materyalleri arasındaki yapısal farklılıklar, restoratif başarıda belirleyici rol oynamaktadır. Bu çalışma, özellikle kısa fiber ile güçlendirilmiş materyallerin, yüksek kırılma dayanımı ve çoğunlukla restoratif olarak tamir edilebilir kırık oluşurması açısından üstünlüğünü ortaya koymuştur. Elde edilen bulgular ışığında, geniş MOD kavitelerde kısa fiberle güçlendirilmiş materyallerin kullanımının alternatif olabileceği düşünülmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak, bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen bulgular doğrultusunda;

SFRC CAD/CAM materyal; yüksek kırılma dayanımı, çatlak yönlendirme yeteneği ve klinik olarak daha avantajlı kırık tipleri oluşturması nedeniyle posterior bölgede özellikle MOD gibi geniş kavitelerde umut vadedicidir.

Rezin nanoseramik (Cerasmart 270) materyali de uygun bir alternatif olarak değerlendirilebilirken, PICN materyal (Vita Enamic) ise estetik ve yüzey özellikleri gibi avantajlarına rağmen kırılma yapısı ve yoğunlukla katastrofik kırılma davranışı göstermesi sebebiyle daha dikkatli endikasyon gerektirebilir.

DeneySEL SFRC CAD ile yapılan çalışmalar olumlu sonuçlar vermiş olsa da uzun dönem başarısı hakkında daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu sonuçlar, materyal seçiminin klinik başarı üzerindeki önemini bir kez daha vurgulamakta ve restorasyonun uzun ömürlü olması için hem mekanik hem de biyolojik özelliklerin birlikte değerlendirilmesi gerektirdiğini göstermektedir.



KAYNAKLAR

1. Mello, C. C., Lemos, C. A. A., de Luna Gomes, J. M., Verri, F. R. & Pellizzer, E. P. CAD/CAM vs conventional technique for fabrication of implant-supported frameworks: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Prosthodont* **32**, 182–192 (2019).
2. Abduo, J. & Sambrook, R. J. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *J Esthet Restor Dent* **30**, 193–215 (2018).
3. Hannig, C., Westphal, C., Becker, K. & Attin, T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* **94**, 342–349 (2005).
4. Seo, D. G., Yi, Y. A., Shin, S. J. & Park, J. W. Analysis of factors associated with cracked teeth. *J Endod* **38**, 288–292 (2012).
5. Hood, J. A. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. *Int Dent J* **41**, 25–32 (1991).
6. Volom, A., Vincze-Bandi, E., S  ry, T., Alleman, D., Forster, A., Jakab, A., Braunitzer, G., Garoushi, S. & Fr  ter, M. Fatigue performance of endodontically treated molars reinforced with different fiber systems. *Clin Oral Investig* **27**, 3211–3220 (2023).
7. Fr  ter, M., S  ry, T., Moln  r, J., Braunitzer, G., Lassila, L., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Fatigue performance of endodontically treated premolars restored with direct and indirect cuspal coverage restorations utilizing fiber-reinforced cores. *Clin Oral Investig* **26**, 3501–3513 (2022).
8. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., Grosogeat, B., by Europe, S. G., Vivadent, I. A., Zahnfabrik, V. & Espe, M. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* **119**, 384–389 (2018).
9. Garoushi S., S  ilynoja E., Vallittu PK. & Lassila L. Fracture-Behavior of CAD/CAM Ceramic Crowns Before and After Cyclic Fatigue Aging. *Int J Prosthodont* **36**, 29–37 (2023).
10. Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Werner, A., Kleverlaan, C. J. & Fonseca, R. G. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent* **120**, 318–326 (2018).
11. Costa, A., Xavier, T., Noritomi, P., Saavedra, G. & Borges, A. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent* **39**, 160–170 (2014).
12. Ruse, N. D. & Sadoun, M. J. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* **93**, 1232–1234 (2014).
13. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. & Tamaki, Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* **28**, 44–56 (2009).
14. Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H. & Lohbauer, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* **33**, 84–98 (2017).

15. Lassila, L., Keulemans, F., Säilynoja, E., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dent Mater* **34**, 598–606 (2018).
16. Mangoush, E., Lassila, L., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Shear-bond strength and optical properties of short fiber-reinforced CAD/CAM composite blocks. *Eur J Oral Sci* **129**, 1–10 (2021).
17. Mangoush, E., Garoushi, S., Vallittu, P. K. & Lassila, L. Influence of short fiber-reinforced composites on fracture resistance of single-structure restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **28**, 189–198 (2020).
18. Mangoush, E., Lassila, L., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Microstructure and surface characteristics of short-fiber reinforced CAD/CAM composite blocks. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **29**, 166–174 (2021).
19. Lassila, L., Mangoush, E., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Fracture behavior of discontinuous fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial denture before and after fatigue aging. *J Prosthodont Res* **67**, 271–277 (2023).
20. Lassila, L., Säilynoja, E., Prinssi, R., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Fracture behavior of bi-structure fiber-reinforced composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* **101**, 1–8 (2020).
21. Sulaiman, T. A. Materials in digital dentistry—A review. *J Esthet Restor Dent* **32**, 171–181 (2020).
22. Davidowitz, G. & Kotick, P. G. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* **55**, 559–570 (2011).
23. Cengiz, S. & Ordu, Ü. Current materials of chairside CAD/CAM systems. *J Int Dent Sci* **1**, 9–12 (2016).
24. Beuer, F., Schweiger, J. & Edelhoff, D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* **204**, 505–511 (2008).
25. Watanabe, H., Fellows, C. & An, H. Digital technologies for restorative dentistry. *Dent Clin North Am* **66**, 575–576 (2022).
26. Uddanwadiker, R. Latest trends in digital dentistry : A review. *IJSRSET* **4**, 533–539 (2018).
27. Abdullah, A. O., Muhammed, F. K., Zheng, B., Liu, Y. & An, L. Y. An overview of computer aided design/Computer aided manufacturing (CAD/CAM) in restorative dentistry. *J Dent Mater Tech* **7**, 1–10 (2018).
28. Henkel, G. L. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* **28**, 422–4, 426–8, 430–1 (2007).
29. Raptis, N. V., Michalakis, K. X. & Hirayama, H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* **26**, 31–41 (2006).
30. Rizzato, L. V., Meneghetti, D., Di Domênico, M., Facenda, J. C., Weber, K. R., Corazza, P. H. & Borba, M. Effect of the type of resin cement on the fracture resistance of chairside CAD-CAM materials after aging. *J Adv Prosthodont* **15**, 136–144 (2023).

31. Ille, C. E., Jivănescu, A., Pop, D., Stoica, E. T., Flueraș, R., Talpoș-Niculescu, I. C., Cosoroabă, R. M., Popovici, R. A. & Olariu, I. Exploring the properties and indications of chairside CAD/CAM materials in restorative dentistry. *J Funct Biomater* **16**, 46–84 (2025).
32. Kaml Muhammed, F. & Liu, Y. An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in restorative dentistry fabrication of a novel device assisting accelerate teeth movements. *J Dent Mater Tech* **7**, 1–7 (2018).
33. Fasbinder, D. J. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* **33**, 50–57 (2012).
34. Marchesi, G., Piloni, A. C., Nicolini, V., Turco, G. & Di Lenarda, R. Chairside cad/cam materials: Current trends of clinical uses. *Biology (Basel)* **10**, 1–11 (2021).
35. Morimoto, S., Rebello de Sampaio, F. B. W., Braga, M. M., Sesma, N. & Özcan, M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* **95**, 985–94 (2016).
36. Naves, L. Z., Soares, C. J., Moraes, R. R., Gonçalves, L. S., Sinhoret, M. A. C. & Corrêa-Sobrinho, L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent* **35**, 420–427 (2010).
37. Belli, R., Petschelt, A., Hofner, B., Hajtő, J., Scherrer, S. S. & Lohbauer, U. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *J Dent Res* **95**, 67–73 (2016).
38. Galiatsatos, A. A. & Bergou, D. Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence Int* **39**, 407–412 (2008).
39. Avram, L. T., Galațanu, S. V., Opreș, C., Pop, C. & Jivănescu, A. Effect of different etching times with hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM ceramic material. *Materials* **15**, 1–13 (2022).
40. Solís Pinargote, N. W., Yanushevich, O., Krikheli, N., Smirnov, A., Savilkin, S., Grigoriev, S. N. & Peretyagin, P. Materials and methods for all-ceramic dental restorations using computer-aided design (CAD) and computer-aided manufacturing (CAM) technologies: A brief review. *Dent J (Basel)* **12**, 47–66 (2024).
41. Willard, A. & Gabriel Chu, T.-M. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci* **34**, 238–242 (2018).
42. Tysowsky, G. W. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today* **28**, 112–113 (2009).
43. Jurado, C. A., Yeh, J. S., Vidal, C. M. P., Cho, S.-H. & Abuhamoud, S. Fracture load of chairside CAD-CAM veneers fabricated with pre- and fully crystallized lithium disilicate ceramics. *J Prosthodont* **34**, 429–435 (2024).
44. León Velastegui, M., Montiel-Company, J. M., Agustín-Panadero, R., Fons-Badal, C. & Solá-Ruiz, M. F. Enamel wear of antagonist tooth caused by dental ceramics: Systematic review and meta-analysis. *J Clin Med* **11**, 1–12 (2022).
45. Springall, G. A. C. & Yin, L. Nano-scale mechanical behavior of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* **82**, 35–44 (2018).

46. Atay, A., Gürdal, I., Bozok Çetintas, V., Üşümez, A. & Cal, E. Effects of new generation all-ceramic and provisional materials on fibroblast cells. *J Prosthodont* **28**, 383–394 (2019).
47. Mohamed, M. S., Mohsen, C. A. & Katamish, H. Impact of chemical aging on the fracture resistance of two ceramic materials: Zirconia-reinforced lithium silicate and lithium disilicate ceramics. *Open Access Maced J Med Sci* **8**, 189–193 (2020).
48. Xu, L., Xie, Z., Gao, L., Wang, X., Lian, F., Liu, T. & Li, W. Synthesis, evaluation and characterization of alumina ceramics with elongated grains. *Ceram Int* **31**, 953–958 (2005).
49. Talibi, M., Kaur, K. & Parmar, H. Do you know your ceramics? Part 5: zirconia. *Br Dent J* **232**, 311–316 (2022).
50. Shi, H. Y., Pang, R., Yang, J., Fan, D., Cai, H., Jiang, H. B., Han, J., Lee, E.-S. & Sun, Y. Overview of several typical ceramic materials for restorative dentistry. *Biomed Res Int* **2022**, 1–15 (2022).
51. Zarone, F., Russo, S. & Sorrentino, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* **27**, 83–96 (2011).
52. Nakashima, J., Taira, Y. & Sawase, T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci* **124**, 295–300 (2016).
53. Denry, I. & Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* **24**, 299–307 (2008).
54. Özcan, M. & Bernasconi, M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* **17**, 7–26 (2015).
55. Silva, P. M. B. da, Acosta, E. J. T. R., Jacobina, M., Pinto, L. de R. & Porto, V. C. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *J Appl Oral Sci* **19**, 623–627 (2011).
56. Moharil, S., Reche, A. & Durge, K. Polyetheretherketone (PEEK) as a biomaterial: An overview. *Cureus* **15**, 1–8 (2023).
57. Mainjot, A. Recent advances in composite CAD/CAM blocks. *Int J Esthet Dent* **11**, 275–280 (2016).
58. Coşkun, E., Aslan, Y. U. & Özkan, Y. K. Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *J Esthet Restor Dent* **32**, 244–250 (2020).
59. Dogheim, A. Y., El Kady, A. S., Ghoneim, M. M. & Abdelmotie, M. A. Comparison of Lava Ultimate to E max press. *Alex Dent J* **41**, 156–162 (2016).
60. Raigrodski, A. J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* **48**, 531–544 (2004).
61. Coldea, A., Swain, M. V. & Thiel, N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* **29**, 419–426 (2013).
62. Silva, L. H. da, Lima, E. de, Miranda, R. B. de P., Favero, S. S., Lohbauer, U. & Cesar, P. F. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* **31**, 133–146 (2017).

63. Chirumamilla, G., Goldstein, C. E. & Lawson, N. C. A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *J Esthet Restor Dent* **28**, 231–237 (2016).
64. Spitznagel, F. A., Scholz, K. J., Strub, J. R., Vach, K. & Gierthmuehlen, P. C. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin Oral Investig* **22**, 1973–1983 (2018).
65. Awada, A. & Nathanson, D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* **114**, 587–593 (2015).
66. Magne, P., Schlichting, L. H., Maia, H. P. & Baratieri, L. N. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* **104**, 149–157 (2010).
67. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R. & Lampe, K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* **136**, 1714–1723 (2005).
68. Batalha-Silva, S., de Andrada, M. A. C., Maia, H. P. & Magne, P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* **29**, 324–331 (2013).
69. Ausiello, P., Ciaramella, S., Fabianelli, A., Gloria, A., Martorelli, M., Lanzotti, A. & Watts, D. C. Mechanical behavior of bulk direct composite versus block composite and lithium disilicate indirect Class II restorations by CAD-FEM modeling. *Dent Mater* **33**, 690–701 (2017).
70. Arpa, C., Ceballos, L., Fuentes, M. V. & Perdigão, J. Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent* **121**, 523–530 (2019).
71. Yamaguchi, S., Katsumoto, Y., Hayashi, K., Aoki, M., Kunikata, M., Nakase, Y., Lee, C. & Imazato, S. Fracture origin and crack propagation of CAD/CAM composite crowns by combining of in vitro and in silico approaches. *J Mech Behav Biomed Mater* **112**, 1–7 (2020).
72. Pameijer, C. H. A review of luting agents. *Int J Dent* **22**, 1–7 (2012).
73. Heboyan, A., Vardanyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Avagyan, T., Tebyaniyan, H., Mustafa, M., Rokaya, D. & Avetisyan, A. Dental luting cements: An updated comprehensive review. *Molecules* **28**, 1619–1635 (2023).
74. Ghodsi, S., Arzani, S., Shekarian, M. & Aghamohseni, M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. *J Clin Exp Dent* **13**, 1154–1161 (2021).
75. Leung, G. K.-H., Wong, A. W.-Y., Chu, C.-H. & Yu, O. Y. Update on dental luting materials. *Dent J (Basel)* **10**, 208–224 (2022).
76. Wingo, K. A review of dental cements. *J Vet Dent* **35**, 18–27 (2018).
77. Heboyan, A. G. Marginal and internal fit of fixed prosthodontic constructions: A literature review. *Int J Dent Res Rev* **19**, 1–5 (2019).
78. Srimaneepong, V., Heboyan, A., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Marya, A., Fernandes, G. V. O. & Rokaya, D. Fixed prosthetic restorations and periodontal health: A narrative review. *J Funct Biomater* **13**, 15–36 (2022).

79. Heboyar, A., Manrikyan, M., Zafar, M. S., Rokaya, D., Nushikyan, R., Vardanyan, I., Vardanyan, A. & Khurshid, Z. Bacteriological evaluation of gingival crevicular fluid in teeth restored using fixed dental prostheses: An in vivo study. *Int J Mol Sci* **22**, 1–12 (2021).
80. Sokolowski, G., Szczesio, A., Bociong, K., Kaluzinska, K., Lapinska, B., Sokolowski, J., Domarecka, M. & Lukomska-Szymanska, M. Dental resin cements-The influence of water sorption on contraction stress changes and hygroscopic expansion. *Materials (Basel)* **11**, 973–987 (2018).
81. Aldhafyan, M., Silikas, N. & Watts, D. C. Influence of curing modes on monomer elution, sorption and solubility of dual-cure resin-cements. *Dent Mater* **38**, 978–988 (2022).
82. Hiraishi, N., Kitasako, Y., Nikaido, T., Foxton, R. M., Tagami, J. & Nomura, S. Acidity of conventional luting cements and their diffusion through bovine dentine. *Int Endod J* **36**, 622–628 (2003).
83. Ladha, K. & Verma, M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* **10**, 79–88 (2010).
84. Maravić, T., Mazzitelli, C., Mancuso, E., Del Bianco, F., Josić, U., Cadenaro, M., Breschi, L. & Mazzoni, A. Resin composite cements: Current status and a novel classification proposal. *J Esthet Restor Dent* **35**, 1085–1097 (2023).
85. Tanweer, N., Qazi, F.-U.-R., Das, G., Bilgrami, A., Basha, S., Ahmed, N., Bahammam, H. A., Bahammam, S. A., Basheer, S. N., Assiry, A. A., Karobari, M. I., Khan, A. S. & Heboyar, A. Effect of erosive agents on surface characteristics of nano-fluorapatite ceramic: An in-vitro study. *Molecules* **27**, 1–17 (2022).
86. Christensen, G. J. Longevity of posterior tooth dental restorations. *J Am Dent Assoc* **136**, 201–203 (2005).
87. Sunico-Segarra, M. & Segarra, A. in *A Practical Clinical Guide to Resin Cements* 9–22 (Springer, 2015).
88. Hattar, S., Hatamleh, M. M., Sawair, F. & Al-Rabab'ah, M. Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *Saudi Dent J* **27**, 70–74 (2015).
89. Nakabayashi, N. & Takarada, K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* **8**, 125–130 (1992).
90. Calheiros-Lobo, M. J., Vieira, T., Carbas, R., da Silva, L. F. M. & Pinho, T. Effectiveness of self-adhesive resin luting cement in CAD-CAM blocks: A systematic review and meta-analysis. *Materials* **16**, 1–22 (2023).
91. Velo, M. M. A. C., Nascimento, T. R. L., Scotti, C. K., Bombonatti, J. F. S., Furuse, A. Y., Silva, V., Simões, T. A., Medeiros, E. S., Blaker, J. J., Silikas, N. & Mondelli, R. F. L. Improved mechanical performance of self-adhesive resin cement filled with hybrid nanofibers-embedded with niobium pentoxide. *Dent Mater* **35**, 272–285 (2019).
92. Cantoro, A., Goracci, C., Vichi, A., Mazzoni, A., Fadda, G. M. & Ferrari, M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater* **27**, 197–204 (2011).

93. Lei, M. A., Rivelli, M., Iglesias, A. M., Marquez, J. G., Gonzalez, N. & Picca, M. Accelerated artificial aging and color stability in resin-based cements. *Acta Odontol Latinoam* **35**, 67–73 (2022).
94. Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Hilton, T., Ferracane, J. & Breschi, L. The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dent Mater* **35**, 1–22 (2019).
95. Shin, D.-H. & Rawls, H. R. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater* **25**, 1030–8 (2009).
96. Acquaviva, P. A., Cerutti, F., Adami, G., Gagliani, M., Ferrari, M., Gherlone, E. & Cerutti, A. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent* **37**, 610–615 (2009).
97. D’Arcangelo, C., Zarow, M., De Angelis, F., Vadini, M., Paolantonio, M., Giannoni, M. & D’Amario, M. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig* **18**, 615–624 (2014).
98. Chang, H.-H., Chang, M.-C., Wang, H.-H., Huang, G.-F., Lee, Y.-L., Wang, Y.-L., Chan, C.-P., Yeung, S.-Y., Tseng, S.-K. & Jeng, J.-H. Urethane dimethacrylate induces cytotoxicity and regulates cyclooxygenase-2, hemeoxygenase and carboxylesterase expression in human dental pulp cells. *Acta Biomater* **10**, 722–731 (2014).
99. Pereira, S. G., Fulgêncio, R., Nunes, T. G., Toledano, M., Osorio, R. & Carvalho, R. M. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater* **26**, 710–718 (2010).
100. Şen D. *Simantasyon, 1. Basım*, Quintessence Yayıncılık (2011).
101. Magne, P. Immediate dentin sealing: A fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent* **17**, 144–154 (2005).
102. Yu, H., Zheng, M., Chen, R. & Cheng, H. Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dent Manag* **13**, 54–59 (2014).
103. Hill, E. E. & Lott, J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* **56**, 67–76 (2011).
104. Ibarra, G., Johnson, G. H., Geurtsen, W. & Vargas, M. A. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater* **23**, 218–225 (2007).
105. Shin, D.-H. & Rawls, H. R. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater* **25**, 1030–1038 (2009).
106. De Backer, H., Van Maele, G., De Moor, N., Van den Berghe, L. & De Boever, J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* **19**, 143–153 (2006).
107. Arrais, C. A. G., Rueggeberg, F. A., Waller, J. L., de Goes, M. F. & Giannini, M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent* **36**, 418–426 (2008).
108. Hadjichristou, C., Papachristou, E., Vereroudakis, E., Chatzinikolaïdou, M., About, I., Koidis, P. & Bakopoulou, A. Biocompatibility assessment of resin-based cements on vascularized dentin/pulp tissue-engineered analogues. *Dent Mater* **37**, 914–927 (2021).

109. Ferrari, M., Carvalho, C. A., Goracci, C., Antoniolli, F., Mazzoni, A., Mazzotti, G., Cadenaro, M. & Breschi, L. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* **88**, 951–956 (2009).
110. Behr, M., Rosentritt, M., Wimmer, J., Lang, R., Kolbeck, C., Bürgers, R. & Handel, G. Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun 2003. *Dent Mater* **25**, 601–604 (2009).
111. Hitz, T., Stawarczyk, B., Fischer, J., Hämmerle, C. H. F. & Sailer, I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater* **28**, 1183–1190 (2012).
112. Gökçe, B., Ozpinar, B., DüNDAR, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. H. & Güngör, M. A. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* **32**, 173–178 (2007).
113. Akyıl, M. Ş., Yılmaz, A., Bayındır, F. & Duymuş, Z. Y. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg* **29**, 197–203 (2011).
114. Baysal Canyurt, M., Aybala Oktay, E. & Karaoğlanoğlu, S. Indirect composite resins in dentistry. *Curr Res Dent Sci* **34**, 144–149 (2024).
115. Halaçoğlu, D. M., Tuncer, D. & Arhun, N. İndirekt posterior restorasyonlar. *J Dent Fac Ataturk Univ* **25**, 98–103 (2015).
116. St-Georges, A. J., Sturdevant, J. R., Swift, E. J. & Thompson, J. Y. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* **89**, 551–557 (2003).
117. Veneziani, M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent* **12**, 204–230 (2017).
118. *Qualtrough AJE, Satterthwaite JD, Morrow LA, Brunton PA. Principles of operative dentistry, 1st Edition, Blackwell Publishing Company (2005).*
119. Gemalmaz, D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. *J Prosthet Dent* **87**, 133–135 (2002).
120. Mak, Y.-F., Lai, S. C. N., Cheung, G. S. P., Chan, A. W. K., Tay, F. R. & Pashley, D. H. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater* **18**, 609–621 (2002).
121. Szczesio-Włodarczyk, A., Fronczek, M., Ranozek-Soliwoda, K., Grobelny, J., Sokolowski, J. & Bociong, K. The first step in standardizing an artificial aging protocol for dental composites—Evaluation of basic protocols. *Molecules* **27**, 1–20 (2022).
122. Lima, V. P., Machado, J. B., Zhang, Y., Loomans, B. A. C. & Moraes, R. R. Laboratory methods to simulate the mechanical degradation of resin composite restorations. *Dent Mater* **38**, 214–229 (2022).
123. Buchalla, W., Attin, T., Hilgers, R.-D. & Hellwig, E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent* **87**, 264–270 (2002).
124. Alamoush, R. A., Sung, R., Satterthwaite, J. D. & Silikas, N. The effect of different storage media on the monomer elution and hardness of CAD/CAM composite blocks. *Dent Mater* **37**, 1202–1213 (2021).

125. Ayar, M. K., Guven, M. E., Burduroglu, H. D. & Erdemir, F. Repair of aged bulk-fill composite with posterior composite: Effect of different surface treatments. *J Esthet Restor Dent* **31**, 246–252 (2019).
126. Kumari, C. M., Bhat, K. M., Bansal, R., Singh, N., Anupama, A. & Lavanya, T. Evaluation of surface roughness and hardness of newer nanoposterior composite resins after immersion in food-simulating liquids. *Contemp Clin Dent* **10**, 289–293 (2019).
127. Teixeira, G. S., Pereira, G. K. R. & Susin, A. H. Aging methods-An evaluation of their influence on bond strength. *Eur J Dent* **15**, 448–453 (2021).
128. Čulina, M. Z., Rajić, V. B., Šalinović, I., Klarić, E., Marković, L. & Ivanišević, A. Influence of pH cycling on erosive wear and color stability of high-viscosity glass ionomer cements. *Materials (Basel)* **15**, 923–933 (2022).
129. Choi, Y.-S., Kang, K.-H. & Att, W. Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *J Prosthet Dent* **126**, 679–685 (2021).
130. Fidan, M. Accelerated aging effects on color change, translucency parameter, and surface hardness of resin composites. *Biomed Res Int* **2**, 1–6 (2022).
131. Peampring, C. & Kengtanyakich, S. Surface roughness and translucency of various translucent zirconia ceramics after hydrothermal aging. *Eur J Dent* **16**, 761–767 (2022).
132. Jeong, H.-Y., Lee, H.-H. & Choi, Y.-S. Mechanical properties of hybrid computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials after aging treatments. *Ceram Int* **44**, 19217–19226 (2018).
133. Altuğ Yıldırım, A. & Üçtaşlı, M. B. The role of aging and various surface preparation methods in the repair of nanohybrid composites. *BMC Oral Health* **25**, 113–122 (2025).
134. Li, R., Albaghli, A., Orgev, A., Marrano, J. & Sadid-Zadeh, R. Effect of thermal cycling on the flexure strength of CAD-CAM denture base materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent* **132**, 645–652 (2024).
135. Gale, M. S. & Darvell, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* **27**, 89–99 (1999).
136. Morresi, A. L., D’Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D’Arcangelo, C. & Monaco, A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* **29**, 295–308 (2014).
137. Dikici, B., Can, E., Türkeş Başaran, E., Barut, G. & Dönmez, N. Fracture strength of endocrowns after thermomechanical aging. *Odontology* **112**, 884–894 (2024).
138. Bulut, A. C. & Sağlam Atsu, S. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çığneme simülatörleri. *J Dent Fac Atatürk Univ* **25**, 180–186 (2015).
139. Dinçtürk B, A., Garoushi, S., Kedici Alp, C., Vallittu, P. V, Üçtaşlı, M. B. & Lassila, L. Fracture resistance of endocrowns made from different CAD/CAM materials after prolonged fatigue aging. *Clin Oral Investig* **29**, 149–159 (2025).
140. Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A. & Steiner, M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater* **27**, 10–19 (2011).

141. DeLong, R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dent Mater* **22**, 702–711 (2006).
142. Wassell, R. W., McCabe, J. F. & Walls, A. W. A two-body frictional wear test. *J Dent Res* **73**, 1546–1553 (1994).
143. Heintze, S. D., Zellweger, G., Cavalleri, A. & Ferracane, J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater* **22**, 166–175 (2006).
144. Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K. & Kern, M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* **25**, 494–499 (2009).
145. Anusavice, K. J., Kakar, K. & Ferree, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* **18**, 218–231 (2007).
146. Sadighpour, L. & Farideh, G. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *J Dent* **3**, 143–149 (2006).
147. Giannuzzi, Joseph I, Goldstein J, Joseph R, Michael, Nicholas W.M, John Henry J, Scott & David C Joy. *Scanning electron microscopy and X-Ray microanalysis. 4. Basim, Springer (2018).*
148. Hegde, M. N. & Moany, A. Remineralization of enamel subsurface lesions with casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: A quantitative energy dispersive X-ray analysis using scanning electron microscopy: An in vitro study. *J Conserv Dent* **15**, 61–67 (2012).
149. Egerton, R. F. *Physical principles of electron microscopy: An introduction to TEM, SEM, and AEM. 2. Basim, Springer (2005).*
150. Reimer, L. *Scanning electron microscopy: Physics of image formation and microanalysis. 2. Basim, Springer (1998).*
151. Albelasy, E. H., Hamama, H. H., Tsoi, J. K. H. & Mahmoud, S. H. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. *J Mech Behav Biomed Mater* **110**, (2020).
152. Tiu, J., Belli, R. & Lohbauer, U. Thickness influence of veneering composites on fiber-reinforced systems. *Dent Mater* **37**, 477–485 (2021).
153. Lassila, L., Garoushi, S., Vallittu, P. K. & S  ilynoja, E. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *J Mech Behav Biomed Mater* **60**, 331–338 (2016).
154. G  le  , C. & Sarıkaya, I. The influence of aging on the fracture load of milled monolithic crowns. *BMC Oral Health* **22**, 516–524 (2022).
155. Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., Danzer, R. & Lohbauer, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater* **33**, 99–109 (2017).
156. Albero, A., Pascual, A., Camps, I. & Grau-Benitez, M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent* **7**, 495–500 (2015).

157. Argyrou, R., Thompson, G. A., Cho, S.-H. & Berzins, D. W. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent* **116**, 397–403 (2016).
158. Bacchi, A. & Cesar, P. F. Advances in Ceramics for Dental Applications. *Dent Clin North Am* **66**, 591–602 (2022).
159. Garoushi, S., Sungur, S., Boz, Y., Ozkan, P., Vallittu, P. K., Uctasli, S. & Lassila, L. Influence of short-fiber composite base on fracture behavior of direct and indirect restorations. *Clin Oral Investig* **25**, 4543–4552 (2021).
160. Tiu, J., Belli, R. & Lohbauer, U. Rising R-curves in particulate/fiber-reinforced resin composite layered systems. *J Mech Behav Biomed Mater* **103**, 1–6 (2020).
161. Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K. & Lassila, L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* **29**, 835–841 (2013).
162. Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L. V., Rocca, G. T. & Vallittu, P. K. Crack propagation and toughening mechanism of bilayered short-fiber reinforced resin composite structure - Evaluation up to six months storage in water. *Dent Mater J* **41**, 580–588 (2022).
163. da Rocha, D. M., Tribst, J. P. M., Ausiello, P., Dal Piva, A. M. de O., da Rocha, M. C., Di Nicoló, R. & Borges, A. L. S. Effect of the restorative technique on load-bearing capacity, cusp deflection, and stress distribution of endodontically-treated premolars with MOD restoration. *Restor Dent Endod* **44**, 1–12 (2019).
164. Opdam, N. J. M., van de Sande, F. H., Bronkhorst, E., Cenci, M. S., Bottenberg, P., Pallesen, U., Gaengler, P., Lindberg, A., Huysmans, M. C. D. N. J. M. & van Dijken, J. W. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* **93**, 943–949 (2014).
165. Ling, L., Lai, T. & Malyala, R. Fracture toughness and brittleness of novel CAD/CAM resin composite block. *Dent Mater* **38**, e308–e317 (2022).
166. Bankoğlu Güngör, M. & Karakoca Nemli, S. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet Dent* **119**, 473–480 (2018).
167. Coldea, A., Swain, M. V. & Thiel, N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* **26**, 34–42 (2013).
168. Venturini, A. B., Prochnow, C., Pereira, G. K. R., Segala, R. D., Kleverlaan, C. J. & Valandro, L. F. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dent Mater* **35**, 534–542 (2019).
169. Scherrer, S. S., Quinn, G. D. & Quinn, J. B. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater* **24**, 1107–13 (2008).
170. Wendler, M., Stenger, A., Ripper, J., Priewich, E., Belli, R. & Lohbauer, U. Mechanical degradation of contemporary CAD/CAM resin composite materials after water ageing. *Dent Mater* **37**, 1156–1167 (2021).
171. Takeshige, F., Kawakami, Y., Hayashi, M. & Ebisu, S. Fatigue behavior of resin composites in aqueous environments. *Dent Mater* **23**, 893–899 (2007).

172. Lohbauer, U., Belli, R. & Ferracane, J. L. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *J Dent Res* **92**, 584–91 (2013).
173. Oja, J., Lassila, L., Vallittu, P. K. & Garoushi, S. Effect of accelerated aging on some mechanical properties and wear of different commercial dental resin composites. *Materials (Basel)* **14**, (2021).
174. Zimmermann, M., Ender, A., Egli, G., Özcan, M. & Mehl, A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig* **23**, 2777–2784 (2019).
175. Nagata, K., Garoushi, S. K., Vallittu, P. K., Wakabayashi, N., Takahashi, H. & Lassila, L. V. J. Fracture behavior of single-structure fiber-reinforced composite restorations. *Acta Biomater Odontol Scand* **2**, 118–124 (2016).
176. Kassem, A. S., Atta, O. & El-Mowafy, O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont* **21**, 28–32 (2012).
177. Hamburger, J. T., Opdam, N. J. M., Bronkhorst, E. M. & Huysmans, M. C. D. N. J. M. Indirect restorations for severe tooth wear: Fracture risk and layer thickness. *J Dent* **42**, 413–418 (2014).
178. Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A. & Lohbauer, U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater* **30**, 424–432 (2014).
179. Burke, F. J. T., Fleming, G. J. P., Nathanson, D. & Marquis, P. M. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* **4**, 7–22 (2002).
180. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Schaible, R. B., Nikolaenko, S. A. & Naumann, M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* **24**, 185–191 (2008).
181. Viotti, R. G., Kasaz, A., Pena, C. E., Alexandre, R. S., Arrais, C. A. & Reis, A. F. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent* **102**, 306–312 (2009).
182. El-Damanhoury, H. M. & Gaintantzopoulou, M. D. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res* **62**, 75–83 (2018).
183. Bottino, M. A., Campos, F., Ramos, N. C., Rippe, M. P., Valandro, L. F. & Melo, R. M. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent* **40**, 83–91 (2015).
184. Lung, C. Y. K. & Matinlinna, J. P. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* **28**, 467–477 (2012).
185. Atalay, C., Koc Vural, U., Miletic, I. & Gurgan, S. Shear bond strengths of two newly marketed self-adhesive resin cements to different substrates: A light and scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech* **85**, 1694–1702 (2022).

186. Uctasli, S., Boz, Y., Sungur, S., Vallittu, P. K., Garoushi, S. & Lassila, L. Influence of post-core and crown type on the fracture resistance of incisors submitted to quasistatic loading. *Polymers (Basel)* **13**, 1–13 (2021).
187. Iketani, Y., Kobayashi, M., Niizuma, Y., Sugai, R. & Manabe, A. Effect of various resin cements and immediate dentin sealing on tooth fracture resistance of zirconia inlay restorations. *Am J Dent* **34**, 179–185 (2021).







EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı

Evrak Tutar ve Sayısı: 22.06.2023-E.688183



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-21071282-050.99-688183
 Konu : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

22.06.2023

Sayın Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI
Restoratif Diş Tedavi Anabilim Dalı Başkanlığına

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere sorumlu araştırmacı Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI tarafından sunulan "Farklı Yapıda CAD-CAM İnley Restorasyonların Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Kırılma Davranışlarının İn-Vitro İncelenmesi" konulu çalışmanız Kurulumuz tarafından 12.01.2023 tarih ve 01 numaralı Etik Kurul toplantımızda incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Tarafınızca, 06.06.2023 tarihinde vermiş olduğunuz dilekçe ve ilgili eklere istinaden "Çalışma Başlığında Değişiklik" talebiniz Kurulumuz tarafından 22.06.2023 tarih ve 12 numaralı Etik Kurul toplantısında değerlendirilmiş olup, çalışma başlığında değişiklik talebiniz uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
Kurul Başkanı

Belge Doğrulama Kodu :BSDF8609S3

Bu belge, güvenli elektronik imza ile onaylanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bışkek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
 Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
 e-Posta : dthibilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi : <http://dent.gazi.edu.tr>

Bilgi için : N. Cihan Unay
 Birim Evrak Sorumlusu
 Telefon No: (0312) 203 40 69



EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI tarafından gönderilen "Farklı Yapıda CAD-CAM İnley Restorasyonların Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Kırılma Davranışlarının İn-Vitro İncelenmesi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA
	TELEFON	0312 203 40 69
	FAKS	0312 203 41 39
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ

KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
YARDIMCI ARAŞTIRMACILAR	Arş. Gör. Dt. Deniz BARLAS			
VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
DESTEKLEYİCİ				
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
	FAZ 2	☐		
	FAZ 3	☐		
	FAZ 4	☐		
	Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
	Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
	İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
	İlaç dışı klinik araştırma	☐		
	Diğer ise belirtiniz: İlaç Dışı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

Etik Kurul
Unvanı/Ad
İmza:

Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI tarafından gönderilen "Farklı Yapıda CAD-CAM İmley Restorasyonların Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Kırılma Davranışlarının İn-Vitro İncelenmesi" konulu çalışmanın kabulüne,							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Doç. Dr. Hakan TUZUN	Halk Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Sıla Çağrı İŞLER	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Av. Efe AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
İlker YAVUZ	Fotoğraf Eğitmeni	-	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Ad
İmza:

Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI tarafından gönderilen "Farklı Yapıda CAD-CAM İmley Restorasyonların Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Kırılma Davranışlarının İn-Vitro İncelenmesi" konulu çalışmanın kabulüne.
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	06.06.2023	Versiyon 2	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	06.06.2023	Versiyon 2	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	06.06.2023	Versiyon 2	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama
	SIGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	06.06.2023 - Versiyon 2	
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	ILAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	☐		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK. 2023.12/1	Tarih: 22.06.2023		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ (Etik Kurul Başkanı)	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Şebnem KAVAKLI	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Etik Kurul Başkan Yardımcısı)	Protetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. İlkey PEKER (Bildirimlerden sorumlu olan üye)	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Nehir CANIGÜR BAVBEK	Ortodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Doç. Dr. Müge Aslı EKİCİ	Endodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	

Etik Kurul Başkanı

Unvanı/

Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı: : MIZRAK, Deniz

Uyruğu: : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/ Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Lise	Ayrancı Anadolu Lisesi	2014

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2021-halen	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi
2020	Özel Swissdent Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi
2019	Özel Avodent Balgat Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Fracture behavior of short fiber-reinforced CAD/CAM inlay restorations after cyclic fatigue aging. Odontology, cilt.112, sa.1, ss.138-147, 2024 (SCI-Expanded). Doi: 10.1007/s10266-023-00815-y
2. Maksiller orta hat diastemasının silikon anahtar yöntemi ile tedavisi: Olgu sunumu. 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 8 - 9 Aralık 2023- Poster Sunumu.

3. Fracture behavior of short fiber-reinforced CAD/CAM inlay restorations after cyclic fatigue aging. The 7th international congress on adhesive dentistry, Konya, Türkiye, 1-3 Haziran 2023 - Sözlü Sunum.
4. Maksiller Anterior Bölgedeki Polidiastemanın Direkt Kompozit Rezin Restorasyon ve Lityum Disilikat Kron ile Estetik Rehabilitasyonu - Vaka Sunumu. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu, Adana, Türkiye, 17 - 18 Aralık 2022 - Poster Sunumu.
5. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strenght of CAD-CAM Blocks. CED/NOF-IADR 2024 Oral Health Research Congress, Cenevre, İsviçre, 12-14 Eylül 2024 – Sözlü Sunum.

Katıldığı Bilimsel Kongreler

1. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye, 27-30 Eylül 2018
2. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Öğrenci Kongresi Ankara, Türkiye, 5-6 Nisan 2019
3. 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 8 - 9 Aralık 2023
4. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu, Adana, Türkiye, 17 - 18 Aralık 2022
5. 11th International Student's Dental Conferance Dubai, BAE, 11-12 Şubat 2023
6. The 7th international congress on adhesive dentistry, Konya, Türkiye, 1 - 3 Haziran 2023
7. CED/NOF-IADR 2024 Oral Health Research Congress, Cenevre, İsviçre, 12-14 Eylül 2024

Katıldığı Mesleki Eğitimler

1. Anterior Kompozit Restorasyonlar, ADO – 13 Mart 2022
2. İmplant Destekli Protezler, AE Eğitim- 18-19 Mayıs 2024

Değişim Programı

1. Erasmus Staj Hareketliliği, Turku Clinical Biomaterials Centre (TCBC) Turku, Finlandiya, 22 Ağustos – 11 Kasım 2022



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..