

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**ÇEŞİTLİ YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN REZİN MATRİKS
SERAMİKLERİN REZİN SİMAN KULLANILARAK DİŞE
BAĞLANTILARININ IN-VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Elif Melike AKARCA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2019

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**ÇEŞİTLİ YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN REZİN MATRİKS
SERAMİKLERİN REZİN SİMAN KULLANILARAK DİŞE
BAĞLANTILARININ IN-VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Elif Melike AKARCA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. R. Şenay CANAY

ANKARA

2019

14/05/2019

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt Elif Melike Akarca'nın 14/05/2019 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Çeşitli yüzey işlemleri uygulanan rezin matriks seramiklerin rezin siman kullanılarak dişe bağlantılarının in-vitro olarak incelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Funda AKALTAN

Tez Danışmanı : Prof. Dr. R. Şenay CANAY

Üye : Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. R. Şenay CANAY danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Elif Melike AKARCA



YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- ✓ Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir

14/05/2019

Dt. Elif Melike AKARCA

1 “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ay aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bütün tecrübelerini benimle paylaşan, bilgi ve birikiminden çok şey öğrendiğim, tezimi hazırlarken hem düşünsel hem de uygulama aşamalarında bana yol gösterip yanımda olan, pratik ve teorik anlamda mesleki gelişimimle bizzat ilgilenen, akademisyenliğinin yanı sıra bana bir anne gibi davranan danışman hocam Prof. Dr. Şenay CANAY' a,

Lisans eğitimimde büyük katkıları bulunan, hocadan ziyade bir arkadaş gibi davranan, akademik bilgisiyle ve duruşuyla örnek aldığım, protez adına çok şey öğrendiğim ve uzmanlık bölümünde protezi sevdiren tercih etmemde büyük rolü bulunan, jürimde yer alarak beni mutlu eden sayın Prof. Dr. Funda AKALTAN' a,

Hacettepeye geldiğim ilk günden bu yana ilgisini, sevgisini ve desteğini hissettiğim, her zaman özverili yaklaşımıyla yardımını benden esirgemeyen, adaletli ve hümanist kişiliğiyle örnek aldığım sayın Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU' na,

Hacettepede bana yol gösteren, bilgilerini ve tecrübelerini aktaran hocalarıma, uzmanlık sürecini eğlenceli hale getiren, birlikte olmaktan mutluluk duyduğum, sevgili asistan arkadaşlarıma,

THD-2018-17480 proje nosu ile çalışmamda destek sağlayan Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinasyon Birimi' ne,

Hayattaki başarılarımda en büyük katkısı olan, maddi ve manevi olarak destek olan, bana hayata karşı tatminkar, düzgün ve nitelikli insan olmayı öğreten, koşulsuz ve karşılıksız sevgisini her anımda hissettiğim canım annem Nurten AKARCA'ya ve babam Avni Mukadder AKARCA'ya, muhteşem dörtlüyü oluşturan canım kardeşlerim Merve, Melis ve Meltem' e

Varlığı ile gücüme güç katan, sabrını ve desteğini benden esirgemeyen, uzakta olsa da varlığını her zaman hissettiren ve beni tamamlayan Gürkan GÜRER'e

En içten teşekkürlerimi sunuyorum. İyi ki varsınız...

ÖZET

Akarca EM. Çeşitli Yüzey İşlemleri Uygulanan Rezin Matriks Seramiklerin Rezin Siman Kullanılarak Dişe Bağlantılarının In-vitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2019. Bu in-vitro çalışmanın amacı; nanoseramik ve hibrit seramik yapıda olan üç farklı materyalin bağlantı yüzeyleri pürüzlendirildikten sonra yaşlandırma işlemi sonrası dişe bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve taramalı elektron mikroskobu ile görüntülenmesidir. Bu çalışmayı gerçekleştirmek için çürüksüz insan santral, kanin ve molar dişleri seçildi ve dişlerin vestibul yüzleri kesilerek mine ve dentin yüzeyleri açığa çıkarıldı. Üç farklı rezin matriks bloktan (Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate) 5x5x2 mm lik kare prizma şeklinde toplam 84 adet örnek elde edildi. Bu seramik örnekler dual sertleşen rezin siman (Variolink II) ile dişlere yapıştırıldı. Her gruptan n=14 örneğe 3000 döngü termal döngü uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Materyallerin yapısını ve adeziv rezin siman ile dentin arasındaki bağlantı yüzeyini incelemek için elektron mikroskobu kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro Wilks testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren veriler *tek yönlü varyans analizi* kullanılarak karşılaştırıldı. Gruplar arasında farklılık bulunduğu durumda Tukey HSD testi, gruplar arasında farklılık olmadığında ise Kruskal Wallis testi kullanıldı. Analizler 0.05'lik güven aralığında gerçekleştirildi. Termal döngü öncesi ve sonrası tüm gruplar için bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Termal döngü öncesi ve sonrası bağlanma değerleri yüksekten düşüğe sırasıyla Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart olarak belirlendi. Termal döngü sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde en fazla düşüş Cerasmartta görülürken en az düşüş Enamic grubunda görüldü.

Anahtar kelimeler: Tam seramik, CAD/CAM materyalleri, rezin matriks seramik, polimer infiltre seramik, makaslama dayanımı

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.K.B Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2018-17480)

ABSTRACT

Akarca EM. In-vitro Evaluation of Shear Bond Strength of Resin Matrix Ceramics with Different Surface Treatment Methods, Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics, Specialization Thesis, Ankara, 2019. The purpose of this in-vitro study is; to comparative evaluation of shear bond strength of three different materials which are nanoceramic and hibrit ceramic structure and scan with a scanning electron microscope. To accomplish this study, extracted carious-free human incisor, canine and molar teeth were selected and vestibule surfaces were cut flat to get a flat enamel and dentin surfaces. A total of 84 beans were produced in the form of 5x5x2 mm square prisms from three different resin ceramic blocks (Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate). This ceramic specimens cemented to tooth surface with dual cure resin cement (Variolink II). 3000 thermal cycles were applied to half of the 28 specimens from each groups. Shear bond strength test was performed using a universal testing machine. A scanning electron microscope was used for the evaluation of the bonding surfaces between adhesive resin cement and dentine. Normal distributions of the data were examined by Shapiro Wilk test. Normal distribution data were compared using one-way analysis of variance. Tukey HSD was used when testing differences among the groups, Kruskal Wallis test was used when there was no difference. Analyzes were conducted at a confidence interval of 0.05. The difference among the bond strength in all groups before and after the thermal cycling was found statistically significant. The bond strength values before and after the thermal cycling were determined as Enamic, Lava Ultimate and Cerasmart in descending order, respectively. The highest decrease in bond strength after thermal cycling was seen in Cerasmart and the least decrease was seen in Enamic group.

Keywords: All ceramic, CAD/CAM materials, Resin matrix ceramic, polymer infiltrated ceramic, shear bond strength

Supported by H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2018-17480)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLOLAR	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramikler	3
2.2. Dental Seramikler	3
2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı	3
2.3. Güncel Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması	7
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	8
2.3.2. Polikristalin Seramikler	13
2.3.3. Rezin Matriks Seramikler	16
2.4. CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) teknolojisi	21
2.4.1. Bilgisayarlı Yüzey Taraması (CSD)	23
2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)	23
2.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)	24
2.5. Seramiğin Dişe Bağlantısını Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri	26
2.6. Seramik ve Rezin Arasındaki Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri	29
2.7. Tam Seramiklerin Simantasyonu	31
2.8. Termal Döngü Uygulaması	32
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	34

3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması	34
3.1.1. Dişlerin Toplanması	34
3.1.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması	36
3.1.3. Kumlama	37
3.1.4. Asitleme	38
3.2. Örneklerin simantasyonu	38
3.3. Termal döngü	40
3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü	40
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	41
4. BULGULAR	43
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri İle İlgili Bulgular	43
4.2. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) İncelemesi Bulguları	48
4.3. Enerji Dağılım Spektroskopisi (EDS) Analizi	50
4.4. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	52
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	60
7. KAYNAKLAR	61
8. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
ADA	: American Dental Association
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
Bis-EMA	: Bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate
Bis-GMA	: Bisphenol-A diglycidylether
Bis-MEPP	: Bis methacryloxypolyethoxyphenyl
CAD	: Computer aided design
CAM	: Computer aided manufacturing
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO₂	: Seryum oksit
CO₂	: Karbondioksit
CSD	: Bilgisayarlı yüzey taraması
DMA	: Dimethacrylate
EDS	: Enerji Dağılım Spektroskopisi
FSZ	: Tam stabilize zirkonya
ISO	: Uluslararası standartlar örgütü
La₂O₃	: Lantan oksit
Li₂O	: Lityum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
Mm	: Milimetre
Mm/dk	: Milimetre/dakika
Mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Na₂O₃	: Sodyum oksit
Nm	: Nanometre
PSZ	: Parsiyel stabilize zirkonya
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO₂	: Silisyum dioksit

STL	: Standart triangle language
TEGDMA	: Triethylene glycol dimethacrylate
TiO₂	: Titanyum dioksit
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA	: Urethane dimethacrylate
Y-TZP	: İtiryum ile stabilize parsiyel zirkonya polikristalleri
Zr₂O	: Zirkonyum oksit
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
µm	: Mikrometre



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	8
3.1. Dişin kök kısmının kron kısmından ayrılması	35
3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı	35
3.3. Dişlerin yüzeyinin kalıbın üst seviyesiyle eşit hale getirilmesi	35
3.4. Çalışmada kullanılan rezin matriks seramik bloklar	36
3.5. Hassas testere cihazı	36
3.6. Her grupta 5x5x2 mm boyutlarındaki örneklerin elde edilmesi A ve B, blokların hassas testere cihazı ile eşit parçalara ayrılması; C, 84 adet zımparalanmış ve parlatılmış seramik örnekler	37
3.7. Örnek boyutlarının otomatik hassas kalınlık ölçer ile ölçülmesi	37
3.8. Al ₂ O ₃ kumlama cihazı	37
3.9. Enamic ve Cerasmart bloklardan elde edilen örneklerin bağlantı yüzeylerinin %10 luk HF asit ile pürüzlendirilmesi	38
3.10. Diş yüzeylerinin %37' lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi	39
3.11. Örneklerin kuvvet altında diş yüzeyine yapıştırılması	39
3.12. Seramik örneklerin LED ışık kaynağı ile dişe yapıştırılması	39
3.13. Termal döngü cihazı	40
3.14. Universal mekanik test cihazı	41
3.15. Örneklerle universal mekanik test cihazı ile kuvvet uygulanması	41
4.1. Termal döngü öncesi ve sonrası Enamic materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri	46
4.2. Termal döngü öncesi ve sonrası Cerasmart materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri	47
4.3. Termal döngü öncesi ve sonrası Lava Ultimate materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri	47
4.4. Makaslama testi öncesi termal döngü uygulanmayan materyallerin x2000 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Cerasmart C, Lava Ultimate	48
4.5. Makaslama testi sonrası termal döngü uygulanan materyallerin x2000 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Cerasmart C, Lava Ultimate	49
4.6. A, Enamic B, Cerasmart C, Lava Ultimate' ın x500 büyütmedeki karışık kırık SEM görüntüsü	50
4.7. A, Enamic; B, Cerasmart; C, Lava Utimate' ın EDS analizi	51

4.8. Gruplara göre yapıştırıcı siman ve örneklerde görülen başarısızlık tipleri 52



TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	34
4.1. Termal döngü öncesi grupların bağlanma dayanımı testi sonuçları	43
4.2. İkili karşılaştırma test sonuçları (Tukey HSD)	43
4.3. Termal döngü sonrası grupların bağlanma dayanımı testi sonuçları	44
4.4. İkili karşılaştırma test sonuçları (Tukey HSD)	45
4.5. Grupların termal döngü öncesi ve termal döngü sonrası bağlanma dayanımı	46
4.6. Gruplara göre yapıştırıcı siman ve örneklerde görülen başarısızlık tipleri	52



1. GİRİŞ

Metal destekli restorasyonlar diş hekimliğinde oldukça yaygın ve güvenle kullanılmasına rağmen estetik beklentilerdeki artış, dişin doğal görünümünü yansıtacak restorasyonlara yönelim, materyallerde meydana gelen gelişmelerle birlikte mekanik özelliklerin artması ve her geçen gün daha üstün özellikteki materyallerin üretilmesi bu yeni üretilen materyallere olan ilgiyi arttırmaktadır (1).

Giderek daha geniş kullanıma sahip olan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri geçmişten günümüze büyük bir gelişim göstermiştir ve bu gelişim beraberinde artan materyal seçeneği, daha hızlı ve yüksek kalitede estetik restorasyon üretimi olanağı tanımıştır. Ayrıca CAD/CAM ile üretilen restorasyonların yapısal dayanıklılıkları geleneksel yöntemlere göre daha üstün bulunmuştur (2).

Feldspatik yapıda olan seramikler oldukça düşük mekanik özelliklere ve kırılma dayanımına sahiptir (3). Kompozit esaslı materyaller ise yüksek aşınma ve düşük sertlik özelliklerinden dolayı ağız içerisinde yüzeyleri kolayca bozulabilmektedir. Bu nedenler göz önünde bulundurulduğunda kompozit ve seramik yapının bir arada bulunduğu, dentine yakın elastik modüle sahip rezin matris seramikler üretilmiştir.

Materyali oluşturan mikro yapı materyalin hem hem fiziksel hem de kimyasal özelliğini etkilemektedir. Nanoseramikler olarak piyasaya sürülen seramik grubu rezin matris yapısına nano boyuttaki kompozit ve zirkonya partiküllerinin ilave edilmesiyle elde edilir (4).

Rezin içeren ve hibrit seramik olarak adlandırılan bir diğer seramik grubu ise hem seramiklerin hem de kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getirmektedir. Feldspatik seramik ağ yapısının oluşturduğu boşluklara organik polimer yapının girmesiyle bu hibrit yapı meydana gelmektedir. Bu yapı hem seramik hem de kompozit gibi davranabilmektedir (5).

Tam seramikler dişe rezin simanlarla bağlandığında bağlantı dayanımları artmakta ve yüksek mekanik özellikler sergilemektedir (6). Restorasyonlar ağız içerisinde çeşitli kuvvetlere maruz kalmaktadır. Restorasyonların klinik olarak başarılı olabilmesi için, ağız içerisindeki koşullara karşı yüksek performans gösterebilmesi gerekmektedir. Bunu test edebilmek için klinik ya da laboratuvar çalışmaları

yapılmaktadır. Materyalin bağlanma dayanımını değerlendirmede etkin, ucuz ve hızlı bir yöntem olan in-vitro bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır (7).

Literatürde tam seramiklerle ilgili oldukça fazla çalışma olmasına rağmen diğer tam seramiklere göre yeni olan rezin matris seramiklerden nanoseramikler ve hibrit seramiklere ilişkin bağlanma dayanımını inceleyen yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı nanoseramik ve hibrit seramik yapıda olan materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası dişe bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması olarak in-vitro incelenmesi ve taramalı elektron mikroskobu ile görüntülenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Seramik köken olarak yunanca “keramikos” kelimesinden türetilmiştir ve “topraktan gelme” anlamını taşımaktadır (8). Seramik terimi istenen özelliklerin elde edilmesi için genellikle yüksek sıcaklıkla işlenen metal olmayan inorganik ürünlerin genel adıdır. Porselen terimi ise kaolin, kuartz ve feldsparın karıştırılıp yüksek sıcaklık altında elde edilen seramiklerin spesifik bir alt türüdür (9).

Diş hekimliğinde seramiklerin kullanımı 18. yüzyıla dayanır. İlk üretilen porselenler kırılğan, opak ve porözlü yapıda olduğundan diş hekimliğinde kullanılmamış olup ilerleyen yıllarda temel yapısı yine seramik olan özel bir porselen geliştirilmiştir (10).

2.2. Dental Seramikler

Seramikler 19. yüzyılın sonlarına doğru diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmış olup kaviteye uygun porselen yapımını ilk olarak Dr. Charles Land 1887 yılında ortaya koymuştur ve böylece porselenin kullanımı yaygınlaşmıştır (11). Porselenler estetik özelliklerinin yanı sıra kırılğan ve düşük çekme dayanımına sahip olduklarından dayanıklılığını güçlendirecek yeni bir yapı olan lösitle güçlendirilmiş seramikler gündeme gelmiştir.

Estetik özellikleri artırmaya yönelik talep tam seramik restorasyonların gelişmesine yol açmıştır. McLean ve Hughes feldspatik porselene alüminyum oksit ekleyerek metal olmaksızın platin folyo üzerinde pişirilen bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistem günümüz tam seramik sistemlerin temeli sayılmaktadır (12,13).

2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Ortada bir silisyum atomu ve bunun çevresinde bulunan dört oksijen atomuyla hem kovalent hem de iyonik bağ yapmasıyla meydana gelen yapıya silisyum tetrahedra denir ve diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısını oluşturur (14).

Dental seramiklerin yapısını üç ana yapı meydana getirir. Bunlar feldspar, kuartz ve kaolindir. Bu üç ana maddeye ek olarak füzyon sıcaklığını, sinterleme sıcaklığını, termal büzülme katsayısını ve çözünürlüğü kontrol etmek için pigmentler,

oksitleyici ajanlar (ara oksitler), akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklaştırıcılar ve parlaklık sağlayan maddeler eklenmiştir (9,12,13).

Feldspar

Porselenin yapısal olarak %75-85' ini oluşturur, en az %60 oranında bulunmalıdır. Hiçbir zaman saf bulunmaz. Potasyum alümina silikat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) karışımından oluşur. Fırınlama işlemi sırasında kil ve kuartza matriks oluşturur. Translusensliği etkileyen temel bileşendir. Yüksek potasyum içerikli feldspar, seramiğin şeffaflığını artırır ve fırlama sırasında yapı bütünlüğünün bozulmasını engeller bu nedenle dış hekimliğinde daha çok potasyum feldspar tercih edilir (11,13,15).

Kuartz

Porselenin yapısında %10-30 oranında bulunur. Silika (SiO_2) yapısındadır. Feldspar ve kaolin arasında doldurucu görevi üstlenir. Seramiğin içindeki erime derecesi en yüksek maddedir. Yaklaşık olarak 1700 °C de erir. Fırınlama sırasında oluşabilecek büzülme engeller, porselenin stabilizasyonunu sağlar. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur (11,15-17).

Kaolin

Porselenin yapısında %1-5 oranında bulunur. Alüminyum hidrat silikat yapısındadır. İnce ve yumuşak bir yapısı vardır. Isıya dayanıklıdır, 1800 °C de erir. Yapışkan yapısından dolayı feldspar ve kuartzı bir arada tutar böylece porselene işleme kolaylığı sağlar. Opak olmasından dolayı seramiğin içinde fazla miktarda bulunmamalıdır. Dış hekimliğinde kullanılan porselenlerin kaolin miktarı oldukça düşüktür (9,11,13,18).

Renk Pigmentleri

Renk pigmentleri renksiz olan feldsparın doğal dış rengine daha yakın bir görünüm oluşturması amacıyla yapıya eklenmektedir. Bunun için çeşitli metallerin oksitleri kullanılmaktadır. Yapıya eklenen yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler Ti, U, Mn, Co, Cu, Ni, Sn, Zn, Fe' in oksit formlarıdır. Bu elementlerin oksitlerine renk

fritleri de denmektedir ve porselenin yapısına maksimum %7 oranında ilave edilir (19-22).

Oksitleyici Ajanlar (Ara Oksitler)

Fırınlama sırasında meydana gelen akışkanlığa (piropilastik akma) porselen direnç göstermelidir. Diş hekimliğinde üretilen porselenler yüksek viskozitede olmalı ve düşük fırınlama ısısında üretilmelidir. Porselenin viskozitesini artırmak için alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi ara oksitler ilave edilir (12,19,21).

Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Potasyum oksit, magnezyum oksit, sodyum oksit, kalsiyum oksit ve baryum oksit cam modifiye ediciler olarak görev yapar. Akışkanların görevi, oksijen ile cam yapıcı elementler arasında meydana gelen çapraz bağların sayısını azaltarak porselenin erime ısısını düşürmektir. Bu metal oksitler orijinal cam ağı oluşumu için kontrollü kullanılmalıdır (11,12).

Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselenin yapısı fazlasıyla şeffaftır. Diş rengine benzer renk elde etmek için yoğun renk fritleri kullanılmasına rağmen dentinin rengi oldukça opaktır. Seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılarak çok ince partiküller halinde dentinin yapısına ilave edilerek porselen opaklaştırılır. Bu işlem oldukça hassas yapılmalıdır (11,12,21).

Lüminisans Özellik Sağlayan Ajanlar

Fosforesans ve floresans özelliklerin birleşimi ile oluşan özelliğe lüminisans denir ve cismin parlaması, ışıldaması anlamına gelir. Diş hekimliğindeki porselenlerde fosforesans özellik yoktur, doğal dişler ise bir miktar floresans gösterir. Bu özelliği elde etmek için önceden uranyum tuzları ve sodyum diürenat gibi radyoaktif maddeler kullanılmış olup zararlı etkileri görüldükten sonra günümüzde evropiyum, samaryum, iterbiyum gibi lantanitler kullanılmaya başlanmıştır (11,21).

Metal seramik restorasyonlar, 1950 yılında ilk defa Brecker'in altın üzerine porselen pişirmesi ile başlamıştır. Yarım yüzyılı aşkındır kullanılan bu materyallerle

tatminkar estetik, dayanıklı kron/köprüler elde edilmektedir. Ancak soy metallerin yüksek maliyetlerinden dolayı günümüzde daha çok soy olmayan metaller kullanılmaktadır. Ancak bu restorasyonların fazla preparasyon gerektirmeleri, alerjik reaksiyona yol açabilmeleri (özellikle nikele) ve doğal estetiği yakalayamama gibi dezavantajları bulunmaktadır (23).

Metal seramik kronlar %97-99 gibi oldukça yüksek başarı oranına sahiptirler (9,24). Ancak metalin alerjik reaksiyon potansiyeli (özellikle nikele), metal ve porselenin ısıl genleşme katsayılarındaki farklılığa bağlı olarak bağlantının zayıflaması, metal ve seramik için yeterli yer sağlamak için fazla preparasyon gerektirmesi, ışık geçirgenliğinin olmaması ve doğal diş dokusunu yeterince taklit edememe gibi estetik dezavantajların olmasından dolayı tam seramik restorasyonlar popülerlik kazanmıştır (24).

Mekanik performansları ve estetik uyum özellikleri açısından oldukça başarılı olan tam seramikler gün geçtikçe gelişmektedir (25). Metal destekli restorasyonlara alternatif olarak, tam seramikler hem anterior hem de posterior bölgede günlük kullanıma girmiştir (26).

Dental seramiklerde, artan hızda bir gelişim süreci olmakla birlikte her geçen gün yeni materyaller tanıtılmaktadır. Seramiklerin özelliklerinden kaynaklı diş hekimliğinde kullanım alanının geniş olması bu materyaller üzerinde araştırmaların daha yoğun olmasına neden olmuştur. Her geçen gün yeni materyaller üretilmekte ve bunların sınıflandırılması hem hekimler arasındaki hem de hekim-teknisyen iletişimini kolaylaştırmakta hem de eğitim açısından önem kazanmaktadır. Yapılan sınıflandırmalar eklenen yeni materyallerle güncellenebilmelidir. İdeal bir sınıflandırma materyalin hangi bölgede kullanılacağını, restorasyonun tipini ve nasıl yapıştırılacağı hakkında klinik olarak bilgi sağlanmasında yardımcı olmalıdır (16,27-29).

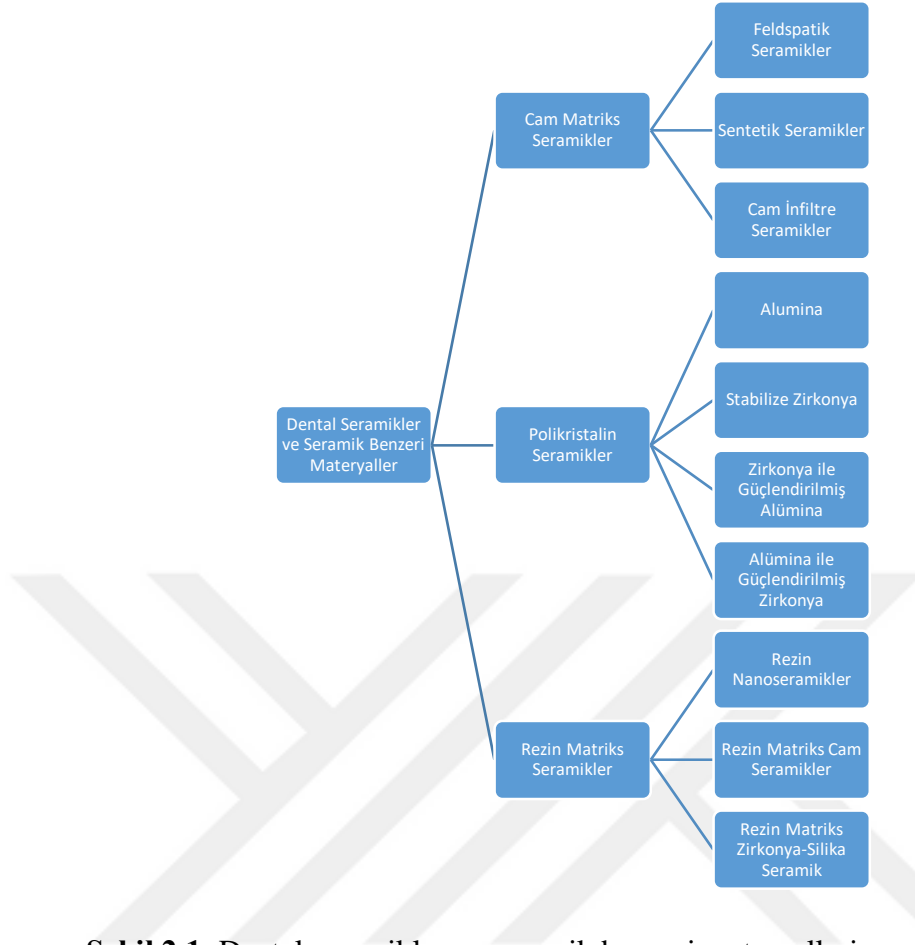
Dental seramikler için yapılmış olan birçok sınıflandırma bulunmaktadır. İçerikleri, endikasyonları, erime ısıları, yapım teknikleri, pişirme yöntemleri, translüsensileri, dayanıklılıkları gibi çeşitli başlıklar altında sınıflandırılmaları mümkün olmuştur. Ancak bu sınıflandırmaların çoğu yeterince açıklayıcı değildir en önemlisi de yeni materyallerin yer bulamayacağı şekilde hazırlanmıştır (29-31).

Tüm bunlar göz önünde bulundurularak; Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre hazırlamış oldukları sınıflandırma günümüzdeki en güncel sınıflandırmadır (1). Bu sınıflandırma materyallerin kimyasal içeriği, mekanik dayanıklılığı adeziv simantasyonu gibi özellikleri açısından bilgi veren ve hekimin materyal tercihini kolaylaştıran bir sınıflamadır (1). Rezin matriks seramikler oldukça yeni bir materyal grubu olmakla birlikte Amerikan Diş Hekimliği Birliği “American Dental Association (ADA)” tarafından seramik kategorisinde değerlendirilmektedir ve yeni üretilen materyaller literatürdeki en güncel bu sınıflandırmada yerlerini almaktadır (1,32).

2.3. Güncel Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması

Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller üç ana başlıkta incelenmektedir (Şekil 2.1). Bu alt gruplar içeriklerine göre tanımlanmış olup yeni geliştirilen materyallerin mevcut kategorilerine yerleştirilmesine izin vermektedir (1).

1. Cam-matriks Seramikler; cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller
2. Polikristalin Seramikler; herhangi bir cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyaller
3. Rezin Matriks Seramikleri; polimer matriks içerisinde ağırlıklı olarak camlar, porselenler, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriğe sahip materyaller.



Şekil 2.1. Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

Cam-matriks seramikler ailesi ayrıca üç alt gruba ayrılır. Bunlar; doğal olarak oluşan feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam-infilte seramiklerdir.

Feldspatik

Geleneksel seramik grubudur ve yapısında feldspar (sodyum ve potasyum aluminosilikat karışımı), kuartz (silika) ve kaolin (hidrate aluminosilikat) bulunmaktadır. Potasyum feldspar bir araya gelerek lösit kristallerini (kristalin fazı) meydana getirir. Lösit kristalleri yapıda meydana gelen çatlakları durdurucu görev yapar, restorasyonun dayanıklılığını artırır ve porselenin termal genişleme katsayısını metalin termal genişleme katsayısına yakın hale getirerek porselenin uygulanmasını

kolaylaştırır. Bu materyaller metal alaşımlar ve seramik alt yapılar üzerinde kullanılabilirdiği gibi diş üzerine direk olarak yapıştırılabilmektedirler (9,13).

Bu gruba IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) örnek olarak gösterilebilir (33,34).

Vitablocs Mark I, fiziksel ve yapısal özellik açısından metal seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzerdir. Vitablocs Mark II ise I'e göre tanecik boyutları küçültülmüş ve dayanıklılığı artırılmıştır ve Cerec I sistemi için özel olarak üretilmiştir. Bu iki blok da monokromatik yapıya sahiptirler. Bu porselenlerin estetik dezavantaj doğurmasından dolayı doğal dişin optik özelliklerini daha iyi yansıtabilecek Vita Triluxe Bloc, Vita Bloc Triluxe ve son olarak da Vita Block Reallife piyasaya sürülmüştür (35-37).

Sentetik

Materyal üretiminde doğal kaynaklara olan bağımlılık, tüketimin artmasıyla orantılı olarak ham maddelerin tükenmesini hızla arttırmaktadır. Tüketimi en aza indirmek adına yeni materyallerde doğal kaynaklara daha az bağımlı olmak için seramik endüstrisinde sentetik materyal kullanılmaya başlanmıştır. Bileşenler üreticilere göre farklılık göstermesine rağmen sentetik seramikler temel olarak silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir (1).

Cam fazları; metal alt yapının termal genleşme katsayısına uygun olabilmesi için lösit ek olarak apatit kristalleri ile birleştirilebilir. Tam seramik alt yapı üzerine veneer materyali olarak kullanıldığında ilgili alt yapının termal genleşme katsayısına uyacak şekilde modifiye edilir (1).

Sentetik seramikler lösit bazlı, lityum disilikat ve türevlerini içeren, florapatit bazlı olmak üzere üç ana gruba ayrılır.

Lösit bazlı seramiklere IPS d.Sign Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13 Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake örnek olarak verilebilir.

Lityum disilikat ve türevlerine 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply örnek verilebilir.

Florapatit bazlı seramiklere IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent örnek verilebilir (1).

IPS Empress, esas yapısı feldspatik porselen olup kristalin yapısı lösit kristallerinden ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) oluşmaktadır. Lösit kristalleri yaklaşık olarak 1-5 μm büyüklüğünde olup porselen hacminin %40' ını oluşturur. Bu lösit kristalleri çatlak oluşmasını ve büyümesini engelleyici bir bariyer görevi görür (38-40). Kayıp mum tekniği kullanılarak üretilirler (24). Bu ingotlar EP500 adı verilen özel bir fırın kullanılarak 1075-1180°C arası sıcaklıkta eritmeden sadece yumuşatılarak basınç altında mum atımı sonucu oluşan boşluğa preslenir. Restorasyon nihai şekilde elde edildikten sonra yüzey boyaması ile karakterizasyon elde edilir ya da seramik alt yapı elde edildikten sonra veneerleme yapılarak restorasyona son şekli verilir (41,42). Yüksek translusensi gösterdikleri için estetikleri oldukça yüksektir ve adeziv simantasyon ile yapıştırılmaları önerilmektedir (43). Bükülme kuvvetlerine karşı dirençleri 120-160 MPa' dır. 11 yıllık kullanımlarında sağ kalım oranları %95 lere kadar çıkmaktadır (44). Ancak endikasyonları inley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımıyla sınırlıdır (45,46). Renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve implant dayanaklarında kullanılan restorasyonlarda kullanımı endike değildir (43).

IPS Empress II, ilk olarak 1998 yılında piyasaya sürülmüştür. IPS Empress sistemindeki bazı yetersizliklerden dolayı geliştirilmiştir (47). Aynı IPS Empress sisteminde olduğu gibi kayıp mum tekniği ile ısı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak 0.5-4 μm büyüklüğünde hacimsel olarak %70 lityum disilikat kristalleri ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$), ikinci faz olarak ise 0.1-0.3 μm lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir. Materyalin bükülme direnci 300-400 MPa arasındadır (48). Endikasyon olarak premolar bölgesine kadar olan en fazla üç üye köprü ve tek kron restorasyonlarının uygulanmasında endikedir (49,50).

IPS e.max Press, fiziksel özellikleri geliştirilmiş, translusensliği artırılmış olup 2005 yılında preslenmiş seramik olarak piyasaya sürülmüştür (36). Matriks içerisinde uzunluğu 3-6 μm olan lityum disilikat kristalleri içerir ve yapıda %70 oranında bulunur. 400 MPa' lık bükülme direnci gösterirler. Düşük-orta-yüksek opasitelerde homojen ingot seçenekleri bulunmaktadır. Alt yapılar diş renginde ve yüksek estetiğe sahip IPS e.max Press ile üretildikten sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. İnce veneerler, parsiyel kronlar, anterior ve posterior kronlar, üç üyeli anterior köprüler,

implant üstü tek kronlar, ikinci premolarlara kadar uzanan implant üstü üç üyeli köprüler ve teleskop kronlarda kullanılabilirlerdir.

IPS e.max CAD, 2006 yılında tanıtılan lityum disilikat cam seramik bloklardır (2,51). Mükemmel homojeniteye sahiptirler. Seramik yapı hacimsel olarak %40 lityum metasilikat kristalleri içermektedir. Kristal boyutu 0,2-1 µm boyutundadır. Bu aşama prekristalize form olarak adlandırılır, mavi renktedir ve frezelenmeleri ise oldukça kolaydır. İki aşamalı kristalizasyon sürecinden geçen bloklar geçiş fazında düşük bükülme direnci gösterirler. Prekristalize formda 130-150 MPa bükülme dayanımına sahiptir (2). İkinci kristalizasyon işleminden sonra, kristal hacmi %70' e kadar yükselmekte olup, kristal boyutu 1,5 µm'ye çıkmaktadır. Bu fazda 360 MPa bükülme direnci göstermektedir (52). Bu işlemden sonra seçilen diş renginde restorasyonlar elde edilmiş olur. Monolitik ya da alt yapı olarak üretilmektedirler. İnce laminate veneerler (0,4 mm), inleyler, onleyler, anterior ve posterior tek kronlar, ikinci premolarlara kadar olan üç üyeli köprüler yapılabilirler ayrıca tek diş için implant destekli hibrit dayanak materyali olarak kullanılabilirlerdir (28).

VİTA Suprinity ve Celtra Duo zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) bloklardır. Seramik yapıda %56-64 SiO_2 , %15-21 Li_2O , %1-4 K_2O , %3-8 P_2O_5 , %1-4 Al_2O_3 ve %8-12 ZrO_2 bulunmaktadır (1). İlk olarak Suprinity; 2013 yılında VITA firması tarafından üretilmiştir ardından Dentsply firması 2014 yılında Celtra Duo'yu piyasaya sürmüştür (53,54).

Bu bloklar cam seramiklerin estetik özelliklerini zirkonyum oksitine ise dayanıklılığını bir araya getirdiğinden hem estetik hem de mekanik yönden üstün restorasyonlar elde edilmesini sağlamaktadır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen bu bloklar monolitik olarak üretildiklerinden veneer porseleninin alt yapı ile bağlantı sorunu, porselen çatlaması, porselen kopması gibi problemlerin önüne geçilmiştir.

Vita Suprinity' nin yapısındaki zirkonya, parsiyel kristalize zirkonyadır. Ağırlık olarak yaklaşık %10 zirkonya içerir. Sinterleme işleminden sonra 180 MPa olan bükülme direnci 420 MPa' a kadar çıkar. Celtra Duo da ağırlıkça %10 zirkonya içerir ve zirkonyanın yapısı tam kristalize formdadır (55). Firmaya göre kristalizasyon fırınlanmasına ihtiyaç duyulmadan sadece polisaj işlemi yapılarak adeziv sistemlerle simantasyonun yeterli olabileceğini bildirmişlerdir. Bu da çalışma süresi açısından

büyük üstünlük sağlamaktadır. Ancak glazür aşaması bükülme direncini 210 MPa' dan 370 MPa' a çıkardığından hem esteik hem mekanik avantaj sağladığı için önerilmektedir (56).

İnley, onley, laminate, anterior ve posteriorda hem diş hem de implant üstü tek kronlarda kullanımları endikedir (57).

Cam İnfiltre

Slip-cast tekniği ile üretilen bu grup 1993 yılından itibaren CAD/CAM ile de üretilmektedir. CAD/CAM için üretilen preslenmiş formları daha homojendir ve makro poröz sayısı daha azdır (58). Alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.

Alümina

İlk cam infiltre materyali olan In-Ceram Alumina “slip-casting” yöntemi ile üretilerek 1989 da piyasaya sürülmüştür. İçerikleri değişiklik gösterse de yapısında temel olarak %82 Al₂O₃, %12 La₂O₃, %4,5 SiO₂, %0,8 CaO ve %0,7 diğer oksitler bulunur. Yoğun şekilde bulunan alüminanın sinterlendikten sonra oluşan porözlü iskelet yapıya lantanyum camın infiltre edilmesiyle üretilir. Bu şekilde gözenekli yapı ortadan kalkar, dayanıklılık artırılmış olur ve bükülme direnci 600 MPa'ı bulur (59,60). Opasitesi yüksek olduğundan estetik bir restorasyon elde edebilmek için veneerleme gerekmektedir (1,9).

Alümina-Magnezyum

In-Ceram Spinell, üretilme tekniği In-Ceram Alumina ile aynıdır ancak burada temel kor yapı magnezyum aluminadır (MgAl₂O₄) ve cam bu sentetik yapıya infiltre edilir. 1994 yılında piyasaya sürülmüştür. 350 MPa bükülme dayanıklılığı vardır, translusensliği In-Ceram Aluminaya göre iki kat fazladır bu nedenle anterior kronlarda kullanılabilir (1,61).

Alümina-Zirkonya

In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina'nın yapısını daha dayanıklı hale getirebilmek için yapıya zirkonyum oksit ilave edilmiş formudur. Slip-casting ve yarı

sinterize formdaki bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretilebilmektedir (62). Bükülme dayanımı 600-800 MPa arasında olup opasitesi oldukça yüksektir. Bu nedenle posterior bölgede tek kron, köprü yapımında endikedir (1,47).

Opak görünümleri estetik dezavantaj sağladığından ve CAD/CAM için üretilen lityum disilikat ve zirkonya içerikli seramiklerin popülerliğinden dolayı bu seramiklere olan ilgi azalmıştır (1,63).

2.3.2. Polikristalin Seramikler

Camsı faz içermeyen ince partiküllerden oluşan yoğun ve düzenli bir kristal yapı içeren seramik grubudur. Bu partikül yapısı, oluşan çatlağın ilerlemesini engeller ve materyal yapısının dayanıklı olmasını sağlar. Düşük translusensiye sahiptirler ve şekillendirilmeleri zordur. Bu nedenle kron ve köprülerde alt yapı materyali olarak kullanıldıktan sonra veneerleme yapılması önerilmektedir (64). Cam fazı içermediğinden, pürüzlendirmede hidroflorik asit kullanımı yetersiz kalmaktadır. Pürüzlendirebilmek için hem uzun süre hem de yüksek sıcaklıkta asit uygulanması gerekmektedir (65).

Bu grupta alumina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya bulunmaktadır.

Alumina

Procera AllCeram, Nobel Biocare firması tarafından 1993 yılında tanıtılan tam yoğunlukta polikristalin içeren seramiklerdir. Yüksek dayanıklılığa sahip %99,9 saf alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir. Bükülme dayanımı yaklaşık 600 MPa dır (29,36). Procera AllCeram sabit protezlerin yapımında kullanılmaktadır. İmplant üstü restorasyonlarda, CAD/CAM alümina bazlı polikristalin seramikler, dayanaklar üzerinde üst yapı olarak da kullanılabilir (66).

InCeram Alumina, Vita firması tarafından 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. InCeram Classic Alumina'dan farklı olarak cam içermez, polikristalin yapıdadır ve farklı tekniklerle üretilmektedir.

Stabilize Zirkonya

Zirkonyum periyodik tabloda D grubuna ait geçiş metalidir. Gri beyaz renkli olan zirkonyum 'Zr' olarak sembolize edilir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22

dir. Zirkonyum metali hiçbir zaman doğada serbest metal olarak tek başına bulunmaz (67). Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Bilinen formları zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikattır ($ZrSiO_4$). Zirkonyum oksitin diğer adları 'zirkonya, zirkonyum dioksit'tir (67,68).

Zirkonyanın elastik modülü yaklaşık olarak 200 MPa' dır. Yapılan in-vitro çalışmalarda bükülme direncinin ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımının ise 9-10 MPa olarak bulunmuştur (60,67,69,70).

Zirkonya yüksek biyoyumlu bir materyaldir, yapılan çalışmalarda sistemik ya da lokal yan etki bildirilmemiştir. Zirkonya ile yapılan restorasyonların etrafındaki mikroorganizma diğer materyaller ile karşılaştırıldığında daha az bulunmuştur (71-73).

Saf zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç allotropik formda bulunur. Oda sıcaklığından 1170 °C ye kadar stabildir ve monoklinik faz olarak adlandırılır. Bu sıcaklıktan 2370 °C ye kadar olan faz tetragonal fazdır ve bu sıcaklığı aştığında ise kübik hale dönüşür (68).

Monoklinik fazdan fırınlama sırasında tetragonal faza geçiş sırasında %5' lik bir hacimsel küçülme meydana gelir. Tam tersi soğuma esnasında da %3-5' lik bir hacim artışı olur. Bu fazlar arası geçişlerde hacimde meydana gelen değişiklikler (transformation toughening) her ne kadar kompresif stresler sonucu dayanıklılığı artırsa da, kontrol altına alınmazsa çatlaklara neden olur (67,74). Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal fazda daha stabil halde olduğundan; saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilir, oda sıcaklığında da stabil olması sağlanır. Isıl işlemlere karşılaştığında kontrolsüz faz değişimi önlenmiş olur (67,68,75,76). Bu metal oksitlerin eklenmesi ile, zirkonya seramikler mikroyapısına göre parsiyel (yarı) stabilize zirkonya (PSZ), tam stabilize zirkonya (FSZ) ve daha küçük kristal yapısına sahip tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılabilir.

Saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilen tip PSZ dir. PSZ, oda sıcaklığında ana faz olarak kübik faz içerir, daha az olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir. FSZ, kübik form içerir, %8 molden fazla itriyum oksit bulunur. Sertliği ve termal şok direnci oldukça yüksektir. PSZ, FSZ ye göre daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. TZP, itriyum ya da seryum ilave edilerek tetragonal fazda stabilize edilmiş monoklinik materyallerdir. PSZ nin tanecik

çapı TZP den daha büyüktür. Aynı zamanda porözitesi ve sinterleme derecesi de daha yüksek olduğundan kullanımı azalmıştır. Bu da TZP ye olan ilgiyi artırmıştır (67,77).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya TZP tipidir bunun ise en yaygın kullanılanı itriyum ile stabilize edilmiş (Y-TZP) olan formudur. Çünkü Y-TZP, yüksek kimyasal ve boyutsal stabilite, frezeleme ve sinterizasyon sonrası en yüksek kırılma dayanımı, yüksek bükülme dayanımı gibi üstün fiziksel özellikler sergiler (36,78). Kanal postları, kron ve köprüler için alt yapı materyali, implant dayanakları ve dental imlant materyali olarak kullanım bulmaktadır (79-82).

CAD/CAM de meydana gelen yeniliklerle birlikte zirkonyanın kullanımı yaygınlaşmıştır. Yarı ya da tam sinterize bloklar kullanılır. Yarı sinterize bloklar istenilenden %25 daha büyük hacimde işlenir ve sonrasında tam sinterize edilir. Tam sinterize bloklar homojendir ve tam boyutlarda freze edilirler ancak daha rijit ve kuvvetli frezelemeye ihtiyaç duyulmaktadır ve süresi oldukça uzundur. Bu nedenle genellikle yarı sinterize bloklarla yumuşak frezeleme tercih edilir (83).

Zirkonya seramikler veneer porseleni ile kaplanarak kullanılabilirler gibi, monolitik şekilde de üretilebilirler. Tam anatomik olarak üretilen (monolitik) restorasyonlar tek renkli (monokromatik) olabildikleri gibi, doğal dişteki dentin-mine renk geçişini taklit eden çok renkli (polikromatik) formları da mevcuttur. Polikromatik bloklara örnek olarak Katana Zirconia ML (Kuraray, Japonya) verilebilir. Ayrıca opasitenin azaltıldığı translusensliğin artırıldığı Lava Plus (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri), Cercon HT (DeguDent, Wolfgang, Almanya), NexxZr T; Zenostar Tam Kontur Zirkonya ve Zirlux FC2 bloklar da piyasaya sürülmüştür (1).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan ve alumina ortalama bir dayanıklılık sergilediğinden, yapısal olarak mikro ve nano ölçeklerde zirkonya ve alümina bileşiminden oluşan zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) bloklar geliştirilmiştir (84,85). Firmalar arasında zirkonya ve alumina yüzdesi değişiklik gösterse de, ZTA yapısında en az %50 oranında alumina, ATZ yapısında da en az %50 zirkonya bulunması gerektiği bildirilmiştir. Bu seramiklerden ZTA ya örnek olarak içerisinde % 67,9 ZrO₂, %21,5

Al_2O_3 , %10,6 CeO_2 , %0,06 MgO ve %0,03 TiO_2 bulunan NANOZR (Panasonic Healthcare, Japonya) örnek verilebilir.

Parsiyel stabilize zirkonyalarda, içeriğindeki zirkonyumda meydana gelen düşük ısı bozulması, mekanik stres olmaması durumunda kristallerde, tetragonal fazdan stabil olmayan monoklinik faza kendiliğinden ve yavaş bir dönüşüm gerçekleşmesi sonucu oluşur. Sinterizasyondan önce alumina mikropartiküllerine nanopartikül boyutundaki zirkonyaların eklenmesine yönelik son gelişmelerle birlikte, bu materyaller Y-TZP ile karşılaştırıldığında; hem kırılma dayanıklılıkları daha fazla hem de düşük ısı bozulmasına karşı daha dirençli hale gelmektedir (86-89). Yapılan bir çalışmada ZTA ve ATZ seramiklerin dinamik yorulma dayanıklılıkları Y-TZP ye göre iki kattan daha fazla bulunmuştur (90).

2.3.3. Rezin Matriks Seramikler

Seramiklerin dezavantajı olarak, seramik materyalleri için minimum 1.5 ile 2.0 mm lik minimum kalınlığa ihtiyaç olması ve yüksek miktarda karşı diş aşınması ve diş yapısının kaybıdır. Bu dezavantajlar doğrultusunda yeni materyaller arayışına girilmiştir. Hibrit yapıda olan bu materyaller, organik kısmı kompozit rezin matriks, inorganik kısmı da seramik doldurucu içermektedir. Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştiren rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür (5,91).

Bu seramik grubu bir organik matriksin içerisinde yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulan materyalleri kapsamaktadır.

‘İstenilen özelliklere ulaşabilmek için yüksek sıcaklıklarda pişirilen inorganik metal içermeyen materyaller’ şeklinde varolan geleneksel seramik tanımı göz önüne alındığında, organik matriks içeren bu materyaller teorik sınıflandırılmanın dışında bırakılması gerekmektedir (92). Ancak; 2013 yılında “ADA Code on Dental Proedures and Nomenclature” tanımlamasında güncel olarak porselen/seramik terimi; “Porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak yüksek ısıya dayanıklı inorganik bileşenler içeren, preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller” olarak tanımlanır. Bundan dolayı, ağırlığının %50 sinden fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşen içeren seramik benzeri bu rezin matriks seramikler bu sınıflamaya dahil edilmiştir (1).

Bu tanımla ilgili tartışmalar devam etmesine rağmen üreticiler tarafından bu materyallerin geliştirilme amaçları;

1. Geleneksel seramiklere göre dentine yakın elastisite modülüne sahip olan
2. Cam matriks seramikler veya polikristalin seramiklere göre frezelenmeleri ve uyumlanabilmelerinin daha kolay olduğu
3. Kompozit rezin ile tamir edilebilen ve modifiye edilebilmesi kolay olan restorasyonlar üretmektir.

Bu rezin matriks seramiklerin yapısındaki çift fazlı ağ yapısı, elastik modülü düşürüp daha az kırılğan olmasını sağlarken mükemmel işlenebilirliği sayesinde oldukça başarılı kenar uyumu sağlamaktadır (93).

Hibrit seramiklerin avantajları şunlardır;

1. Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.
2. Esnek ve kırılmaya karşı dayanıklıdırlar.
3. Doğal dişe yakın ışık geçirgenliği sergilerler.
4. Polisaj işlemleri kolay ve parlaklıklarını uzun süre korurlar.
5. Ağız içinde tamir edilebilirler.
6. Bloklar CAD/CAM sistemi ile üretilebildiği için bu sistemin avantajlarını da içerirler.
7. Mine ve dentine yakın fiziksel özellikler sergilerler.
8. Adeziv rezin simanlar kullanıldığında dişe bağlantıları oldukça iyidir.
9. Isıl işlemlerden geçtikleri için restorasyon üretimi sırasında herhangi bir fırınlama ya da sinterizasyon işlemine gerek duymazlar.

CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere üretilen bu rezin matriks seramiklerin inorganik kompozisyonunu birkaç alt gruba ayırmak mümkündür (1).

Rezin Nanoseramikler

Malzemeyi oluşturan atom boyutları küçüldükçe materyalin yeni özellikler kazandığı gösterilmiştir. Materyali oluşturan parçacıklar nano boyutlara indirildiğinde materyalin kimyasal reaktivitesi artar, atomlar arası oluşan bağ yapısı değişebilir. Materyalin mekanik özellikleri güçlenirken ya da zayıflarken bir başka özelliği tamamen değişebilmektedir. Bu doğrultuda, yapıda meydana gelen bu değişiklikler sadece boyutsal küçülme ile değil, parçacık boyutu daha küçük boyutlara

indirgendiğinde de farklı fiziksel özelliklerin ortaya çıkması ile ilgili olduğu belirtilmektedir (94,95).

Nanoseramikler ağırlıkça %80 seramik (inorganik), %20 rezin (organik) yapı içermektedir. Resin matrikse gömülü olan yüksek oranda nanoparçacıklar materyalin aşınmasına ve kırılmaya karşı direnç göstermesini sağlar. Nanopartiküllerin boyutları 0.6-1 µm arasında değişmektedir.

Lava ultimate (3M ESPE, Seefeld, ABD); 2012 yılında ilk hibrit materyal olarak piyasaya sürülmüştür ve CAD/CAM sistemleri ile birlikte kullanılmaktadır. İnorganik kısmı 20 nanometre çapında silika nanomerler ve 4-11 nanometre çaplı zirkonya nanomerlerinden oluşur. Organik matriks ise; Bisphenol-A Diglycidylether (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-EMA) ve triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) içeren resin matriksten meydana gelir. Silan molekülü, blokların üretimi sırasında yapıya katılır ve resin matriks ile nano yapı arasında kimyasal bağların oluşmasını sağlar (96,97). Silan iki fonksiyonlu bir moleküldür ve oluşturucu partikülü 3-methacryloxy propyltrimetoksisilandır. Metakrilat grubu ile resin yapısının organik matriksini bağlarken, metoksi grubu ile de seramik yapısı ile kimyasal bir bağ oluşturur (98,99).

Oluşan bu kimyasal bağlar materyalin yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını sağlar. Lava Ultimate 'ın bükülme dayanımı 200 MPa dır. Lauvahutanon ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada elastik modülünün 29,8 GPa olduğunu göstermişlerdir (100). Bu değer dentinin elastik modülüne çok yakın olması kuvvet emici özelliğinden dolayı posterior bölgede restorasyonların üretilmesine olanak sağladığı düşünülmüştür (4,100).

Ancak yüksek oranda desimantasyon problemi ile karşılaşıldığı için firma tarafından kalite standartlarına uymadığı gerekçesiyle Lava Ultimate'in kron endikasyonu 12 Haziran 2015 tarihinde kaldırılmıştır. Özellikle implant üstü tek kronlarda bu sorun materyalin oldukça esnek yapısından dolayı kron içinde oluşan stres birikimi sonucu bunun simana iletilmesi ve böylece desimantasyona neden olabileceği tahmin edilmektedir (101). Endikasyon olarak veneer, inley, onley restorasyonların yapımına devam edilmektedir. Restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asitle aşındırma gerektirmez. Kum püskürtme tekniği ile restorasyonların iç yüzeyini pürüzlendirmek daha uygundur (102).

Bu grupta yer alan bir diğ er nanoseramik Cerasmart'tır (GC, Tokyo, Japonya). 2014 yılında GC firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Materyal nanoseramik matriks ve nanoseramik dolduruculardan oluşmakta olup önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardır. Ağırlığının %71' ini inorganik kısım oluşturur, 20 nanometre çapında silika ve 300 nanometre çapında baryum cam nano dolduruculardan meydana gelir. Organik kısmını ise; 2,2-Bis 4-methacryloxyphenyl propane (Bis-MEPP), UDMA, dimethacrylate (DMA) meydana getirir. Küçük ve homojen dağılımlı partiküllere sahip olmakla birlikte, restorasyonların kenar uyumları oldukça iyidir. Firma tarafından ç iğ neme kuvvetlerine karşı oluşabilecek kırma enerjisini absorbe ettiğ i söylenmektedir. Rezin matriks seramikler arasında en yüksek bükülme dayanımına sahiptir (100,103).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin elastik modülü, dentinin elastik modülü ile uyumlu olmalıdır. Bu uyum restorasyonların uzun vadeli başarısı üzerinde olumlu bir etkisi vardır. Nanoseramikler dentine yakın elastik modül değerleri, "chipping" i önlediğ i ve yüksek oranlarda uzun vadeli başarı sağladığı belirtilmektedir. Yapılan restorasyonların minimum kalınlığı, okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırılma direnci göstermek için en az 1 mm olmalıdır (96,102).

Nanoseramiklerin avantajları şu şekilde sıralanabilir.

1. Bükülme dirençleri oldukça yüksektir.
2. Frezelemeleri kolaydır ve yeniden cilalanabilirler.
3. Karşıt diş aşındırması cam seramiklere göre oldukça azdır.
4. Aşınma dirençleri oldukça iyidir.
5. İkinci kez fırınlamaya ihtiyaç duymazlar.
6. Renk stabiliteeleri oldukça yüksektir.
7. İnce hazırlandıkları zaman yüksek kırılma direnci gösterdikleri için fazla redüksüyon gerektirmezler (101,102).

Rezin matriks cam seramikler

İki fazlı materyaller tek fazlı materyallere göre daha yüksek bükülme dayanımına sahiptir (104,105). Burdan yola çıkarak seramik ve kompozitlerin olumlu özellikleri bir araya getirilerek ideal bir materyal üretimi üzerinde çalışılmıştır. Seramiklerin kimyasal stabiliteeleri, mekanik ve optik özellikleri ve oldukça

biyouyumlu materyal olmaları onları en sık tercih edilen materyal yapmaktadır ancak tamir sorunu ve karşıt dişte yüksek aşındırıcı etkileri dezavantajlarıdır. Kompozitler ise ağız içinde tamir edilebilmeleri, kolay işlenebilmeleri ve düşük diş aşınması gibi avatajlı özellikleri ile öne çıkmaktadır. Kompozitlerin elastik modülünün dentin elastik modülüne yakın, feldspatik seramiklerin elastik modülünün ise minenin elastik modülüne yakın olması üreticileri ideal bir materyal geliştirmeye yöneltmiştir (106,107).

Bu grupta yer alan en popüler materyal olan Enamic (VITA, Bad Sackingen, Almanya) 2013 yılında CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. Üretici firma tarafından 'hibrit materyal' olarak tanımlanan Enamic, ağırlığının %86' sını alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik (% 58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, % 9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃ ve %1' den az ZrO₂ ve CaO) oluşturur. %14 oranında polimer içerir, UDMA ve TEGDMA monomerleri bulunur (97).

İnorganik dolgu partikülleri ve organik matriks birbiri içine geçmiş durumdadır ve seramik fazda meydana gelen bir çatlak, polimer tarafından önlenmiş olur. Hibrit seramiğin okluzal yükleri dengeleme kapasitesi geleneksel seramiklerden daha yüksek bulunmuştur (108,109)

Bükülme direnci 150-160 MPa, elastik modülü 30 GPa ve sertliği 2,5 GPa 'dır. Hibrit seramiklerin dentine yakın elastik modülü ve okluzal kimyasal yapıları sayesinde oklüzyon kuvvetlerini temas noktalarından alıp daha geniş bir alana yaymaya ve stresi azaltmaya yardımcı olur böylece 'chipping' hasarları çok daha az görülür (110,111). Sertlik değerleri silika bazlı seramiklerden daha düşük olduğundan geleneksel seramiklerden daha az aşınmaya neden olurlar. Ayrıca hibrit seramiklerin düşük sertliğinden dolayı zamanla yıpranan materyal miktarı da geleneksel seramiklerden daha fazladır (107,111,112).

İnley, onley laminate veneer, diş ya da implant üstü anterior ve posterior tek kronlarda endikasyonu bulunmaktadır. Hibrit seramikler nanoseramiklerin tersine, beş dakika boyunca yüzeye uygulanan %5 lik hidroflorik asitle pürüzlendirilir ardından adeziv yapıştırıcı sistemlerle simante edilir (45,113).

Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramik

Ağırlıkça %60' tan fazla inorganik yapı içerir. İnorganik kısmını ince zirkonya-silika partikülleri oluşturur. Bu inorganik partiküller, BIS-GMA, TEGDMA ve patentli üçlü aktivatör sistemin oluşturduğu polimer matriksle çepeçevre sarılmıştır.

Bu seramiklere örnek olarak Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) verilebilir. Bu firmaya ait Z100 restoratif materyalin fabrikada üretilmiş halidir (51,114). Rezin-kompozit içeriğe sahip CAD/CAM sistemleri için üretilmiş ilk blok olan Paradigm MZ100, polimerizasyonunu üretim aşamasında tamamladığı için mekanik özellikleri gelişmiştir (115). Bükülme dirençleri 150 MPa' dır. Diğer rezin matrikslerde olduğu gibi daha az diş preparasyonuna olanak sağlar. Uyumlanmaları oldukça kolaydır. Uzun süreli geçici restorasyonların yapımında tercih edilirler. Bruksizm tespit edilen hastalarda, daha az karşıt diş aşınmasına neden olması ve okluzal kuvvetleri absorbe etmeleri sayesinde tek kronlarda, inley, onley restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir (116). Bu materyal yerini farklı sıcaklık ve basınçta mekanik özellikleri geliştirilen Lava Ultimate' a bırakmıştır (115).

Bu gruba örnek verilebilecek bir diğer blok Shofu Block HC'dir (Shofu inc., Kyoto, Japonya). Ağırlığının %61' ini silika, silikat ve zirkonyum silikat dolduruculardan oluşan inorganik yapı, UDMA ve TEGDMA'dan oluşan polimer organik yapı ile çevrelenmiştir (97).

2.4. CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) teknolojisi

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte günümüzde hemen hemen her alanda dijital devrimin etkisini görmekteyiz. Endüstriyel sektör ve disiplinlerde meydana gelen bu pozitif değişiklik ile birlikte, dijital çağın diş hekimliğini de kapsamı kaçınılmaz olmuştur. Diş hekimliği endüstrisinde dijital teknoloji ile birlikte yeni bir dil oluşmuştur. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM terimi, bilgisayar kontrolü ile çalışan ve bir makine tarafından üretilecek malzemelerin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlanıp, üretilmesi anlamına gelir (117).

Daha önceden uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin, diş hekimliğine transfer edileceği fikri 1971 de doğmuştur. Francois Duret tarafından ortaya atılan bu fikir ile ilgili çalışmalar yapılmış ve ilk CAD/CAM sisteminin diş hekimliğinde kullanımını 1980'lerde gerçekleştirmiştir ve hızlı bir şekilde gelişim göstermektedir (118). 1985 yılında Duret tarafından hiçbir laboratuvar katkısı olmadan hazırlanan bir üyeli restorasyon elde edilmiş ve ağız içine uygulanmıştır (119). 1988' de Werner Mörmann ve Marco Brandestini İsviçre'de ilk dijital ağız içi tarayıcı ölçü sistemi olan CEREC 1' i piyasaya sürmüştür (120). İlk sistemlerin üretiminden itibaren günümüze dek Cerec, Duret, Procera, Celay, Cercon ve Lava sistemleri gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Günümüzde oldukça popüler hale gelen bu sistemlerle olan üretim, bu sistemlerle kullanılacak materyalleri de beraberinde geliştirmeye sürüklemiştir.

CAD/CAM teknolojisi ile konvansiyonel yöntemlerde karşılaşılan sorunların elimine edilmesi, kontrollü ve hızlı üretim, zamandan tasarruf ve maliyetin düşürülmesi hedeflenmiştir. Bu sistemlerin sağladığı avantajların başında geleneksel ölçünün ortadan kaldırılması ve malzemeden kaynaklı deformasyon ve netliğin elimine edilmesi gelir. Diğer avantajları; hassasiyeti arttırması ve standardizasyon sağlaması, restorasyonların üretim süresini kısaltması, çapraz kontaminasyon riskini ortadan kaldırması, hastanın koltukta geçirdiği süreyi kısaltıp seans sayısını azaltması, laboratuvar iş gücünü azaltması, yeni materyallerin kullanılmaya başlanması, zirkonya gibi sert materyallerin üretiminde kolaylık sağlaması sayılabilmektedir (121-126).

Endikasyon olarak başlangıçta inley, onley, tek kron gibi basit restorasyonlarla başlayıp günümüzde laminate veneer, köprü, parsiyel protezlerin iskelet yapıları, cerrahi stentler, maksillofasiyal protezler, implant üstü protezler gibi geniş bir kullanım alanı vardır (127-129).

CAD/CAM sistemleri temel olarak üç basamaktan oluşur (127).

1. Bilgisayarlı yüzey taraması (CSD) (intraoral veya ekstraoral) ile verilerin aktarılıp toplanması
2. Bilgisayarda restorasyonların üç boyutlu olarak planlanması ve tasarımı (CAD)
3. Sanal olarak hazırlanan restorasyonun üretimi (CAM)

2.4.1. Bilgisayarlı Yüzey Taraması (CSD)

Herhangi bir objenin optik yüzey tarayıcı ile bilgisayarda üç boyutlu modeli elde edilir. Diş hekimliğinde intraoral ya da ekstraoral (laboratuvar) tarayıcılar kullanılarak elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Tarama yapıldıktan sonra veriler bilgisayar ekranında sanal bir modele dönüştürülür (130).

Veri toplanması mekanik ve optik sayısallaştırıcılar kullanılarak yapılır. İnaoral kameralar; fotoğraf çekerek veri elde eden sistemler ve video kamera bulunan sistemler olarak iki gruba ayrılır. İlk grupta; bireysel görüntüyü kaydeden tek görüntü kameraları yer alır. Bu gruba CEREC, Itero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), E4D (D4D Technologies) ve Trios (3 Shape) örnek verilebilir. Video kamera sistemi bulunan tarayıcılara örnek olarak True Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) verilebilir (131,132). Veri toplandıktan sonra kaydedilmesi aşamasında, çalışma prensibi, ışık kaynağı, titanyum dioksit pudra kullanımı bakımından bu CAD/CAM sistemleri arasında önemli ölçüde farklılık bulunmaktadır (132).

Ekstraoral tarayıcılar, mekanik veya optik tarayıcılardır. Laboratuvar tarayıcıları alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen alçı model üzerinden tarama yaparlar. Mekanik tarayıcılar daha çok silikon ölçülerin taranması için kullanılırlar. Bu negatif yüzey taraması sınır bölgelerinde deformasyona yol açtığından alçı model taraması daha doğru veri elde edilmesini sağlar (133,134).

Optik tarayıcılar ise harekete çok duyarlı olduklarından hastanın ya da hekimin ufak bir hareketi görüntünün elde edilmesinde hataya neden olabilir.

2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

Bilgisayar destekli tasarım; tasarımın oluşturulması, modifikasyonu, analizi ya da optimize edilmesine yardımcı olmak için bilgisayar yazılımının kullanılmasıdır. CAD veri tabanı açık ya da kapalı olabilmektedir. Kapalı veri tabanı için birçok endüstriyel dosya formatı kullanılırken, STL (standart triangle language) dosya formatı açık CAD veri tabanı için en sık kullanılan dildir. STL birçok veri tabanı paketleri tarafından desteklenmektedir. Hem ilave edilerek yapılan hem de eksiltme ile yapılan üretim teknolojileri için sıklıkla kullanılmaktadır (135).

Tarama sonucu toplanan veriler bilgisayar ekranında her firmanın kendine özgü ara yüzü tarafından özel bir yazılım kullanılarak bilgisayar ekranında görselleştirilir. Taranan veriler için seçilen restorasyonlar, her sistemin kütüphanesinde bulunan ve otomatik olarak tasarım üzerinde oynamalar yapılarak son haline getirilir (134). CAD süreci tasarımcı tarafından tasarımın yapılması, morfolojinin uygun formlarda hazırlanması, hem mekanik hem estetik optimizasyon sağlanması ve protetik alt yapılar ve monolitik restorasyonlar için istenilen biçimin hızlıca oluşturulmasını içermektedir (135).

2.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra seçilen malzeme ile restorasyonun üretilmesi işlemidir. CAM işlemi, ilave edilerek yapılan üretim ve eksiltilek yapılan üretim olmak üzere ikiye ayrılır (136).

Eksiltme yöntemi (Subtraktif yöntem)

İstenilen restorasyonu elde edebilmek için, prefabrike blokların frez ve elmas diskler kullanılarak aşındırılması ve kazınması yöntemidir. Son teknolojik makineler, beş farklı aksta (üç çizgisel ve iki rotasyon aks) frezeleme yapabilmekte ve karmaşık yapıya sahip restorasyonlar arttırılmış kalitede üretilebilmektedir (135). Eksiltme yönteminde yarı sinterize ve tam sinterize bloklar kullanılmaktadır. Tam sinterize blokları kazımak için daha sert frezlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu teknikte frezlerin kullanım ömrü daha kısadır ve aynı zamanda frezeleme süresi daha uzun sürmektedir. Yarı sinterize bloklardan yapılan üretimde ise daha büyük formlarda frezeleme yapıp sinterizasyon işleminden sonra büzülme sonucu restorasyon istenilen boyutlara ulaşır (47). Eksiltme ile yapılan üretimde neredeyse blokların %90' ı uzaklaştırılmakta ve materyalin büyük oranda kaybına neden olmaktadır. Bu nedenle eksiltme yöntemine alternatif olan ekleme yöntemi gündeme gelmiştir.

Ekleme yöntemi

İstenilen restorasyonu elde edebilmek için materyalin tabaka şeklinde yığılması ile yapılan üretim tekniğidir. Bu yöntemde “seçici lazer sinterizasyon” örnek gösterilebilir (137). Bu teknikte restorasyon, bloklardan aşındırma yapmak yerine

metal ya da seramik toz havuzundan homojen tabakalar halinde eklenerek sinterize edilmesi ile elde edilir. Bu yöntemde artık materyal kalmaması en büyük avantajdır. İlave yöntemi günümüz teknolojisinde, yüksek dayanıklı seramikler için kullanılamamakta olup bu konuda çalışmalar devam etmektedir (135).

Bazı CAD/CAM sistemlerinde (ör: Wol Ceram. çamur şeklindeki alümina tozlarının direkt olarak ana model üzerine ekleme yöntemi kullanılarak elektroforetik dispersiyon ile koping oluşturulur. Teknisyen sonrasında kopingi daydan uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir.) sözü edilen bu iki yöntem birlikte kullanılmaktadır (127).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri

CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre üç gruba ayrılmaktadır (138).

1) Ofis sistemi (chair-side): CAD ve CAM aşamalarının tümünün hasta başında yapıp tek seansta restorasyonun hastaya teslim edildiği sistemlerdir. Bu gruba örnek olarak CEREC 3 ve E4D Dentist sistemleri verilebilir (118,138).

2) In-Lab sistemi: Alınan ölçüden ya da alçı modelden tarama yapıp restorasyonun CAD/CAM ile üretildiği sistemlerdir. CEREC in-lab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest örnek verilebilir.

3) Üretim merkezli sistemler: Modeller laboratuvarında tarandıktan sonra veriler internet aracılığıyla üretimin yapılacağı ana merkeze gönderilir. Alt yapılar bu merkezde hazırlandıktan sonra porselenin veneerlenmesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Alt yapılar aynı merkezde yapılmasıyla üretimde standardizasyon ve optimal kalite kontrolü sağlanmış olur. Bu sistemlere örnek olarak Procera ve LAVA verilebilir (138).

Veri paylaşımına göre de CAD/CAM sistemleri açık ve kapalı sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Farklı firmaların tarama, tasarım ve üretim aşamalarını yapan parçaların kullanımına izin veren sistemler açık sistemler olarak tanımlanır. Kapalı sistemlerde ise; CAD/CAM sistemleri tek bir firma tarafından üretilmiş olur ve farklı firmaların sistemlerini kullanmaya izin vermez. Kapalı sistemlerde yazılım güncellemeleri tek bir üretici firmaya bağlıdır (139,140).

Günümüz teknolojisinde CAD/CAM sistemleri ile yapılabilecek restorasyon sayısı oldukça artmış ve yaygınlaşmıştır. İncey, onley, bölümlü veya tek kron,

lamine veneer, diş veya implant üstü tam ark sabit restorasyonlar, hibrit protez alt yapı hazırlığı, hareketli bölümlü protez iskeletleri, tam protezler, maksillofasiyal protezler, cerrahi stent hazırlığı, implant yerleşiminden sonra immedat restorasyon hazırlanması, ortodontik şeffaf plaklar, ortodontik modelleme ve planlamalar CAD/CAM sistemleri ile yapılabilmektedir.

2.5. Seramiğin Dişe Bağlantısını Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri

Seramiklerin ve rezinlerin yapısı birbirinden oldukça farklıdır. İki farklı materyalin bağlantısını güçlü hale getirebilmek mikromekanik yüzey kilitlenmesine ve kimyasal bağlantı için gerekli seramik yüzeylerin aktivasyonuna bağlıdır.

Yüzey enerjisi kavramı ıslanabilirlik ile doğru orantılıdır. Bir materyalin yüzey enerjisi yüksek ise ıslanabilirliği de o derece yüksektir. Simanın seramik yüzeyde kendiliğinden yayılması istenir. Ancak yüzeyde bulunan organik materyaller, yağlar, proteinler yüzey enerjisini düşürür ve simantasyon işlemini bozar. Başarılı bir simantasyon için mikromekanik retansiyon ile birlikte simanın yeterli derecede yüzey ıslatılabilirliğine ve yorulma direncine sahip olması gerekir (6,141).

Dönen Aletler ile pürüzlendirme

Seramik yüzeylerin dönen aletler ile aşındırılması seramik-rezin arasındaki mekanik bağlantıyı artırır (142). Aşındırma işlemi Al_2O_3 içerikli zımparalar, disk şeklindeki aletler veya elmas frezlerle yapılmaktadır. Elmas frez ile olan aşındırma daha pürüzlü yüzey elde edilmesini sağlar (142) ancak diğer bir taraftan fazla materyal kaybına ve keskin yüzey düzensizliğine neden olabilmektedir. Kontrolsüz yapıldığı takdirde çatlak oluşumuna yol açabilir. Bu çatlaklar seramiğin dayanıklılığını ve kırılma dayanımını azaltmaktadır (143,144).

Alüminyum oksit tozları ile pürüzlendirme

Al_2O_3 tozları kullanılan bu yöntemde yüzey alanı ve yüzey enerjisi artırılarak mikromekanik kilitlenme için yüzey pürüzlülüğü ve düzensiz yüzey oluşumu sağlanır (145). Seramik yüzeydeki yumuşak ve kontamine tabaka uzaklaştırarak tutuculuğunu artırır. 30-250 μm boyutlarında Al_2O_3 patikülleri kullanılır (146).

Etkinliği partikül büyüklüğü, sertliği, ve şekline göre değişebilmektedir. Genel bir kural olarak kullanılacak partiküllerin uygulanan materyal yüzeyinden daha sert olması gerekir. Hem laboratuvar hem de hasta başında kullanılabilir. Tek başına ya da diğer yöntemlerle birlikte kullanılabilen bu yöntem yüzey işlemleri için oldukça sık tercih edilen bir uygulamadır. Kumlama, seramik morfolojisinde değişime ve hacimce azalmaya neden olabilmektedir. En büyük dezavantajı restorasyonun uzun dönem performansını etkileyebilecek olası yüzey hasarıdır (147). Restorasyonun hasar görmemiş yüzeyinin Al₂O₃ partiküllerinden korunması oldukça zor olduğu için silikat içerikli seramiklerde asitle pürüzlendirme yöntemi kullanılması önerilir. Kumlama yöntemi daha çok oksit seramikler ve metaller için önem taşır. Bu materyallerde asitle pürüzlendirme yeterli pürüzlülük sağlayamamaktadır (142,148).

Asit ile pürüzlendirme

Seramik yüzeyin %2.5-%10' luk hidroflorik asit ile 2-3 dakika boyunca pürüzlmesi ve ardından silan uygulanması yöntemidir. Bu yöntemde asit seramiğin yüzey alanını ve ıslanabilirliğini artırır (149,150). Rezinin seramiğe bağlantı potansiyelini değiştirir. Uygulanan asit seramik içerisindeki cam matris yapısını çözerek kristal yapıyı açığa çıkarır. Ardından uygulanan rezin siman, açığa çıkan bu mikroporlara dolarak sertleşir ve mekanik kilitleme oluşur böylece seramik-rezin bağlantısı güçlenir (6,151). Asitin etki ettiği yapı amorf cam faz ya da kristalin fazdır (152). Asit ile pürüzlendirme sonucu doymamış oksijenler açığa çıkmaktadır ve silan bu açığa çıkan oksijen atomlarına bağlanır. Yapılan bir çalışmada; cam seramiklerin asitle pürüzlendirme sonucu biaksiyel bükülme dayanımlarının önemli derecede azaldığı rapor edilmiştir (150). Silika içerikli seramiklerde mekanik bağlantıyı artıran asitleme yönteminin etkinliğinin seramik içindeki silika oranı azaldıkça, metal veya oksit seramiklerdeki bağlantıya etki etmediğinden zirkonya seramikler gibi oksit seramikler asitle pürüzlendirilememektedir (153-155).

Lazer ile pürüzlendirme

Lazerin kelime olarak "Radyasyonun Uyarılmış Emisyonu ile Işığın Güçlendirilmesi" anlamına gelir (156). Lazer ışığı, tek renkli, doğrusal ve fotonların aynı fazda olmasından dolayı diğer ışıklardan oldukça farklıdır. Güçlü ve kontrol

edilebilir ışık demeti olan lazer ışığı, tek renkli olmasından dolayı hedeflenen dokuya etki ederken çevre dokuların yıkımı en az seviyede olduğundan bu doku seçici özelliği sayesinde tıpta ve diş hekimliğinde kullanılması mümkün olmaktadır (157). Seramiklerin pürüzlendirilmesinde lazer kullanımı yeni bir yöntem olmakla birlikte yapılan çalışmalarda mikromekanik kilitlenmeyi artırdığı rapor edilmiştir ancak lazer kullanımını halen araştırılmaya devam etmektedir (158). Genellikle Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer kullanılmakta olup, seramik yüzeyinde ısı oluşturarak (termomekanik etki) yüzey tabakasını eritmesi sonucu yüzeyde buharlaşma ve ablasyona neden olur ve bu şekilde düzensiz alanlar oluşturarak etki gösterir (159,160).

Silan Bağlayıcı Ajanların Kullanılması

Diş hekimliğinde kısaca silanlar olarak adlandırılan organosilanlar, silisyum atom veya atomlarını içeren çift yönlü reaktivite gösteren bileşiklerdir. Bifonksiyonel özelliktedirler. Organik kısmı ile rezin simanın organik matriksiyle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle kovalent bağ oluşturacak şekilde reaksiyona girer (161). Silanlar uygulandığı materyalin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırıp, yüzey gerilimini azaltarak rezin simanın yüzeyde yayılmasını ve etkinliğinin artmasını sağlarlar (141). Silanlar genellikle tek başına silika bazlı seramiklerin rezin siman bağlantısını arttırmak için kullanılırlar ancak zirkonyum oksit seramikler silika içermedikleri için silanların tek başına etkili olmadıkları, tribokimyasal silika kaplama tekniğiyle birlikte uygulanması önerilmektedir (162,163).

Tribokimyasal Silika Kaplama

Silika içermeyen daha kararlı bir yapı sergileyen zirkonyum içerikli seramiklerin rezin siman ile bağlantısını artıran bir tekniktir. 30 µm' lik silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ partikülleri zirkonyum oksit seramik yüzeyine uygulanır ve ardından silan uygulanır. Silan kumlama ile oluşturulan silika tabakasıyla reaksiyona girer böylece hem fiziksel hem de kimyasal bağlantı oluşturulur (164,165).

2.6. Seramik ve Rezin Arasındaki Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde protetik ve restoratif amaçlı kullanılan materyallerin diş dokuları ile bağlantı sağladığı yüzeyler önem taşımaktadır. Mevcut materyallerin geliştirilebilmesi, yeni materyallerin üretilebilmesi, klinik uygulamada yapılan hataların en aza indirilebilmesi amacıyla materyallerin bağlantı yüzeyleri çeşitli yönlerden incelenmelidir (166). In-vivo testler bu durumu değerlendirmek için en etkin sonucu verse de bu testlerin standardizasyon zorluğu, uzun zaman alması ve maliyetlerinin fazla olmasından dolayı daha kısa sürede sonuç alınan, karşılaştırılabilir sonuçlar elde edilen in-vitro testler tercih edilir.

Bağlanma dayanımını test eden yöntemler seramik-rezin bağlantısındaki adezyon alanında kırık oluşana kadar kuvvet uygulanmasını temel alırlar ve böylece adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirirler. Bunun için kullanılan test yöntemleri aşağıdaki gibi sıralanabilir (167).

Gerilim (Tensile) Bağlanma Dayanımı Testi

Birbirine yapıştırılan iki yüzeyin bağlanma bölgesine dik olarak etki eden bir kuvvet ile bağlantının kırılması işlemidir (168). Bu yöntem hem örnek sabitleme zorluğu hem de ara yüzde heterojen stres oluşturma eğiliminden dolayı önemli kısıtlamalara sahiptir. Dikkat edilmesi gereken en önemli nokta örnekleri yapıştırırken yanlış yüzey açılması oluşturmamaktır ve böylece oluşacak bu heterojen stres birikiminin önüne geçilir (169,170).

Mikrogerilim (Mikrotensile) Bağlanma Dayanımı Testi

İlk defa 1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada tanıtılan in-vitro test yöntemlerinden biridir (171). Test uygulanacak örnekte bağlantı yüzeyinden 1 mm²' lik düşük hızda çalışan elmas separe ile su soğutması altında kesitler alınır. Ardından bu alınan kesitler siyanoakrilat adeziv ile mikrotensile test cihazına bağlanarak kopma meydana gelene kadar dik yönde uygulanan 1 mm/dk gerilim kuvveti ile çekilir ve bağlantı direnci kaydedilir (171,172). Geleneksel gerilim testlerine göre daha küçük yüzey alanı ile çalışılması nedeniyle genellikle diş ile

bağlayıcı çalışmalarında kullanılmaktadır. Örnek sabitlemesi daha kolaydır ve stres dağılımı daha homojen oluşturulur. Bağlantı dayanımlarının değerlendirip karşılaştırılabilmesi daha hassastır. Mikrogerilim testi küçük alanlarda etkin bir yöntem olmasına karşın, seramik örneklerin hazırlanması hassasiyet gerektirir ve uzun zaman alır (173,174).

Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Birbirine yapıştırılan iki farklı materyalin bağlantı yüzeyinde ayrılma meydana gelene kadar, bağlantı yüzeyine paralel olacak şekilde 0.5 mm/dk hızla uygulanan kuvvet uygulanmasıdır (175,176) Bağlanma dayanımını değerlendirmede en popüler ve en sık kullanılan testtir (177). Mikrogerilim testine göre örnek hazırlaması ve test protokolü daha kolaydır ve hızlı sonuç elde edilir (6,173). Ancak bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres birikiminden dolayı daha çok koheziv kırık görülmesi bunun sonucunda da elde edilen sonuçların yanlış yorumlanmasına ve beklenenden daha düşük değerler elde edilmesine neden olabilmektedir (174,178). Cihazın kuvvet uygulayan parçasının bağlantı yüzeyine en yakın olacak şekilde konumlandırılması gerekliliği, standardizasyon eksikliği nedeniyle çalışmaların karşılaştırılmasının zorluğu testin sınırlamaları arasında yer alır (179).

Mikromakaslama (Mikroshear) Bağlanma Dayanımı Testi

Konvansiyonel makaslama testine göre daha küçük bir alanda bağlanma dayanımını ölçebilen test yöntemidir (173). Test edilecek örneklere 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulanarak bağlantının kırıldığı andaki değer kaydedilmesiyle elde edilir. Makro testlere göre daha homojen kuvvetler ile bağlanma dayanımı ölçülebilmektedir (180,181). Mikro testler aynı zamanda daha küçük alanda ölçüm yapmaya olanak tanıdığından bir dişten birçok örnek elde edilebilmekte, dişin bölgesel farklılığında kaynaklanan hatalar elimine edilmektedir (171,182). Mikrogerilim testinde örneklerin kırıldıktan sonra kazıma ihtiyacı bu test yönteminde bulunmamaktadır. Bu da hem iş yükünü azaltıp zaman kazancı sağlamakta hem örneklerdeki mikro kırıkları önlemektedir (183). Çok sayıda örnek hazırlanması gereken durumlarda ve kırılğan materyaller kullanılacaksa bu test yönteminin kullanılması oldukça kolaylık sağlamaktadır (173).

2.7. Tam Seramiklerin Simantasyonu

Her materyalin yapısına, estetik özelliklerine göre kullanılan siman da farklı olmaktadır. Zirkon içerikli yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerde geleneksel simanlar kullanılabilirken, translusenliği fazla, yüksek retansiyon gerektiren (ör: laminate veneer) restorasyonlarda rezin simanların seçimi dikkat gerektirir. Önceden tam seramik restorasyonları yapıştırmak için çinkofosfat simanlar daha sonradan cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak seramik restorasyonda desimantasyon sorunları ve ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Bu sorunlar rezin siman ve dentin bonding ajanların gelişmesine neden olmuştur (184). Tam seramikleri kullanmamızdaki neden estetik ve doğala yakın materyaller olmalarıdır. Bu nedenle bu restorasyonların yapıştırılmasında ışık geçişine izin veren kompozit rezin esaslı simanların kullanılması kaçınılmazdır (185). Restorasyonlar rezin simanlar ile yapıştırıldığında retansiyonu artmakta, kenar uyumu artarak mikrosızıntı önlenmekte ve yapıştırılan diş ve restorasyonun kırılmaya karşı gösterdiği direnç artmaktadır (6,186). Tam seramiklerin klinik başarısı önemli ölçüde kompozit rezin simana ve simantasyon işlemine bağlıdır (187,188).

Rezin simanlar sertleşme mekanizmasına göre üç gruba ayrılmaktadır (189).

1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (otopolimerizan-self cure): İki ayrı tüpte pat şeklinde bulunurlar. Karıştırılmaya başladığı anda sertleşme reaksiyonu başlar. Bu tüplerin birinde bulunan amin grubu ile diğer tüpteki benzoil peroksit reaksiyona girerek polimerizasyon başlar (190). Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların çalışma süresinin kısıtlı olması, tam seramikler için yetersiz renk seçeneği ve translusensliğe sahip olması ve ağız içerisinde kimyasal yapılarının değişmesi önemli dezavantajlarıdır.

2. Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (dual cure): Bu simanlar da çift pat şeklinde kullanılmakta olup hem ışık ile hem de kimyasal olarak sertleşen rezin simanların özelliklerini birleştirmişlerdir. Tüplerin birinde ışığa duyarlı kamforokinon diğerinde benzoil peroksit bulunur. Polimerizasyon için ışığın ulaşamadığı ya da yetersiz kaldığı restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (14). Kimyasal polimerizasyon yaklaşık olarak 24 saat sonunda sona ermiş olur. Işık ile sertleşme sağlandığında polimerizasyon miktarında artış ve yüksek aşınma direnci

ve yüzey sertliği gösterdiği bildirilmiştir (191). Eğer ışık kullanılmaz ise, simanın mekanik özelliklerinde kayıp olduğu gözlenmiştir (6).

3. Işık ile sertleşen rezin simanlar (light cure): Firmalar tarafından tek pat şeklinde üretilmişlerdir ve polimerizasyonları görülebilir ışık veya ultraviyole ile başlayıp sona ermektedir. Polimerizasyon için 420-450 nm dalga boyunda mavi ışık kullanılmaktadır. Polimerizasyonu başlatıcı ajan olarak kamforokinon bulunmaktadır ve reaksiyonu hızlandıran alifatik aminler ile polimerizasyon devam etmektedir. Bu moleküllerin ışık ile teması olmadığı sürece polimerizasyon başlamadığından ışık ile sertleşen kompozit rezin simanların çalışma süreleri uzundur. Opasite ve renk seçeneği olarak geniş bir yelpazeye sahip olmakla birlikte renk stabiliteyi de dual ve otopolimerizan rezinlere göre daha yüksektir (192).

2.8. Termal Döngü Uygulaması

Yemek, içmek, nefes almak gibi çeşitli fizyolojik fonksiyonlar sonucunda ağız içerisinde ısı değişiklikleri meydana gelmekte olup ağız içerisinde restoratif materyaller de bu ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır (193,194). İn vitro olarak uygulanan bu yöntem materyallerin in-vivo kullanımlarına uygun olup olmadığını belirlemek için sıklıkla kullanılmaktadır. Isı değişiklikleri sonucu meydana gelen termal stresler restorasyonlarda marjinal boşluğa ve mikrosızıntı artışına neden olmaktadır (195). Adeziv materyallerin hayat boyu maruz kaldıkları bu ısı değişimlerini taklit eden termal döngü yöntemi ile restorasyonların başarısı test edilir (196).

ISO TR 11450 standardına göre 5 °C ve 55 °C sıcaklık arasında su banyolarına örneklerin daldırılmasıyla elde edilen yapay yaşlandırma yöntemidir. Termal döngünün etkisi iki şekilde olabilmektedir. İlki sıcak su kollajenlerin hidrolizini kolaylaştırabilir ve polimerize olmamış rezinlerin ortamdan uzaklaşmasına neden olabilir (197). İkincisi de restoratif materyallerin termal genişleme katsayısının mine ve dentinden daha yüksek olması diş ile adeziv ara yüzünde meydana gelen termal stresler sonucunda mikrosızıntıyı arttırabilir (195,198).

Rezin matris seramiklerin içerisindeki seramik ve kompozit miktarının değişen oranlarda olması hem pürüzlendirme işlemlerini hem de dişe olan bağlantılarını etkilemektedir. Bu materyallerden Lava Ultimate ve Cerasmart' ın

benzer mikro yapıda olması ve Enamic' in bu iki materyalden daha farklı mikroyapı sergilemesi düşünesiyle bu materyallerin dişe olan bağlanma dayanımlarını incelemek amaçlanmıştır.



3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamızın yürütülebilmesi için 169695557-1436 sayılı 24.07.2018 tarihli Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi etik kurulu kararı alınmıştır. Etik kurul onayı sonrasında çalışmalara başlanmıştır.

Çalışmamızda piyasada bulunan 3 farklı rezin matriks seramiğin farklı yüzey işlemleri yapılarak makaslama dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Makaslama testi için her grupta 28 tane olmak üzere Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart bloklardan toplamda 84 adet örnek üzerinde çalışmamız gerçekleştirilmiştir. Tablo 3.1. de çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal Tipi	Ticari ismi	Üretici Firma
Hibrit Seramik Blok	Enamic	Vita Zahnfabrik, Almanya
Güçlendirilmiş Hibrit Seramik Blok	Cerasmart	GC, Tokyo, Japonya
Rezin nanoseramik	Lava Ultimate	3M ESPE Dental Products, ABD
Dual cure estetik siman	Variolink	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Dişlerin Toplanması

Çalışmamızda 84 adet çürüksüz, alt-üst geniş labial yüzeye sahip keser, kanin ve molar insan dişleri kullanıldı. Dişlerin yüzeyinde çürük, çatlak ve kırık olmamasına dikkat edildi. Dişler çekim yapıldıktan sonra distile suda bekletildi. Her bir dişin kron ve kök kısımları birbirinden ayrılarak kron kısımlarının en geniş yüzeyleri üst kısımda kalacak şekilde otopolimerizan akril tozu ve likiti karıştırılarak çapı 25 mm yüksekliği 30 mm olan plastik kalıplara gömüldü (Şekil 3.1.). Su soğutması altında sırasıyla 600, 800 ve 1200 gridlik zımpara kağıdı ile Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) (Şekil 3.2.) ile su soğutması

altında düz yüzey elde edene kadar zımparalandı ve dişlerin düz yüzeyi kalıbın seviyesiyle eşit hale getirildi (Şekil 3.3.).



Şekil 3.1. Dişin kök kısmının kron kısmından ayrılması



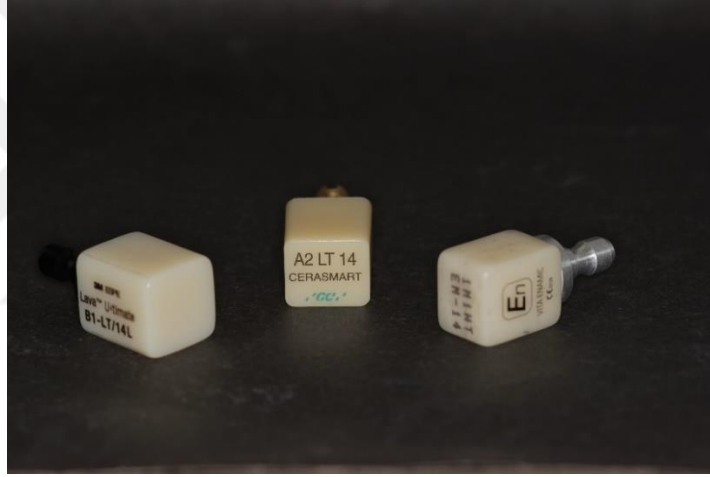
Şekil 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı



Şekil 3.3. Dişlerin yüzeyinin kalıbın üst seviyesiyle eşit hale getirilmesi

3.1.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması

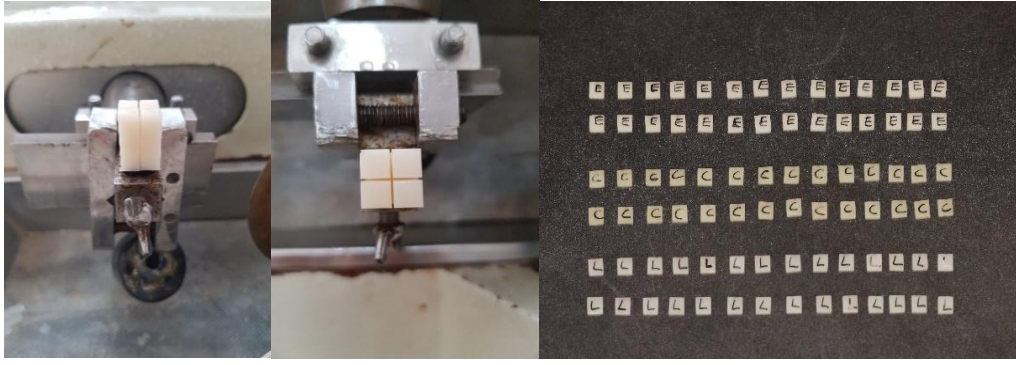
Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate bloklardan (Şekil 3.4.), Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan hassas testere cihazı (Metkon Microcut 201, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) (Şekil 3.5.) ile 5x5x2 mm lik kare prizma şeklinde toplam 84 adet örnek elde edildi (Şekil 3.6.). Örneklerin boyutları otomatik hassas bir kalınlık ölçer ile kontrol edildi (Şekil 3.7.). Uygun boyutlarda olmayan örnekler yine Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) (Şekil 3.2.) ile su soğutması altında uygun boyutlara getirildi.



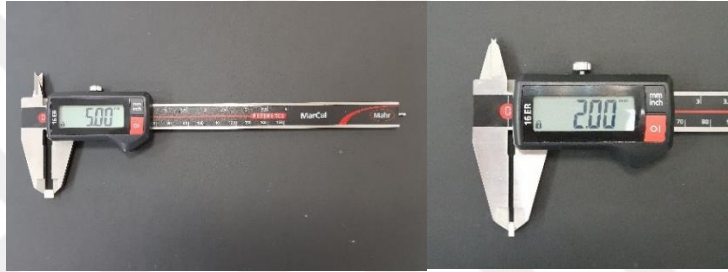
Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan resin matris seramik bloklar



Şekil 3.5. Hassas testere cihazı



Şekil 3.6. Her grupta 5x5x2 mm boyutlarındaki örneklerin elde edilmesi A ve B, blokların hassas testere cihazı ile eşit parçalara ayrılması; C, 84 adet zımparalanmış ve parlatılmış seramik örnekler



Şekil 3.7. Örnek boyutlarının otomatik hassas kalınlık ölçer ile ölçülmesi

3.1.3. Kumlama

Lava Ultimate bloklardan elde edilen örneklerin bağlantı yüzeyleri 50 μm Al_2O_3 partiküllerinden oluşan aşındırma materyali kullanılarak kumlama cihazı (Tecno-Gaz, Parma, İtalya) (Şekil 3.8.) ile 10 mm mesafeden 2.5 bar basınç altında 5 sn kumlandıktan sonra örnekler basınçlı buhar ile temizlendi.



Şekil 3.8. Al_2O_3 kumlama cihazı

3.1.4. Asitleme

Enamic ve GC Cerasmart bloklardan elde edilen örneklerin bağlantı yüzeyleri %10 luk HF asit (FGM Produtos Odontologicos, Brasil) ile 5 sn süre ile asitlenerek pürüzlendirildi (Şekil 3.9.). Hava su spreysi ile yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3.9. Enamic ve GC Cerasmart bloklardan elde edilen örneklerin bağlantı yüzeylerinin %10 luk HF asit ile pürüzlendirilmesi

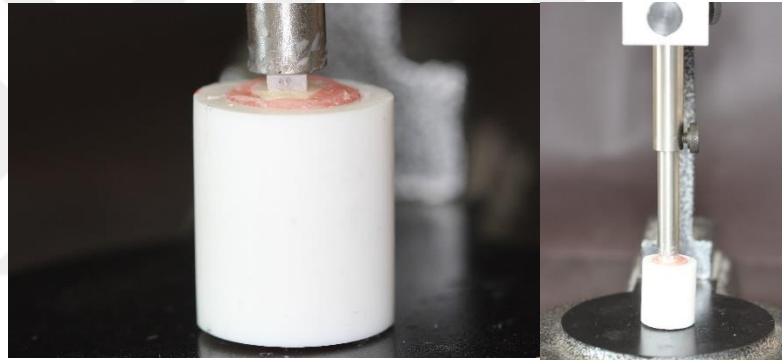
3.2. Örneklerin simantasyonu

Akrilik kalıplara gömülen diş örneklerinin yüzeyine %37' lik fosforik asit (Imicryl, Konya, Türkiye) 15 sn uygulandıktan sonra su ve hava spreysi ile yıkayıp kurutuldu (Şekil 3.10.). Daha sonra sırasıyla 15 sn Syntac Primer (Ivoclar vivadent, Liechtenstein) uygulandı ve 10 sn hafif hava tutuldu ardından Syntac Adeziv (Ivoclar vivadent, Liechtenstein) 10 sn uygulandı ve hafif hava ile yüzeye yayıldı. Diş yüzeyine son olarak Heliobond (Ivoclar vivadent, Liechtenstein) 10 sn uygulandı ve yüzeye yayılması için hava spreysi tutuldu. Yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanan seramik örneklerin bağlantı yüzeyine Monobond (Ivoclar vivadent, Liechtenstein) sürüldü ve 60 sn beklendi ve basınçlı hava ile kurutuldu. Ardından “Variolink Base” ve “Variolink Catalyst Low Viscosity” 1:1 oranında bir spatül yardımıyla 10 sn karıştırılarak diş yüzeyine uygulandı ve hazırlanan seramik örnekler 10 N luk kuvvet altında dişe yapıştırıldı (Şekil 3.11). Taşan siman artıkları temizlendi. Led ışık kaynağı (Cromalux LED, Almanya) ile her yönden 20 sn olacak şekilde polimerize edildi.

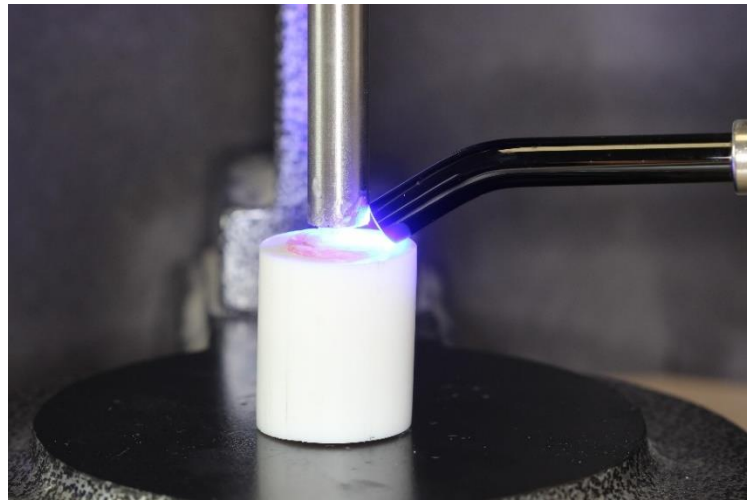
Örnekler çıkarıldıktan sonra 20 sn daha ışık tutularak polimerizasyon işlemi tamamlandı.



Şekil 3.10. Diş yüzeylerinin %37' lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi



Şekil 3.11. Örneklerin kuvvet altında diş yüzeyine yapıştırılması



Şekil 3.12. Seramik örneklerin LED ışık kaynağı ile dişe yapıştırılması

3.3. Termal döngü

Her üç gruptan (Enamic-GC Cerasmart-Lava Ultimate) 14 adet olmak üzere toplam 42 örnek, 24 saat süreyle 37 °C' lik distile suda bekletildi ve termal döngü cihazına (SD Mechatronic GMBH, Feldkirchen-Westerham, Germany) yerleştirildi. Örnekler, 5 °C-55 °C sıcaklık değişimleri arasında, 3000 devirlik termal döngüye tabi tutuldu (Şekil 3.13.).



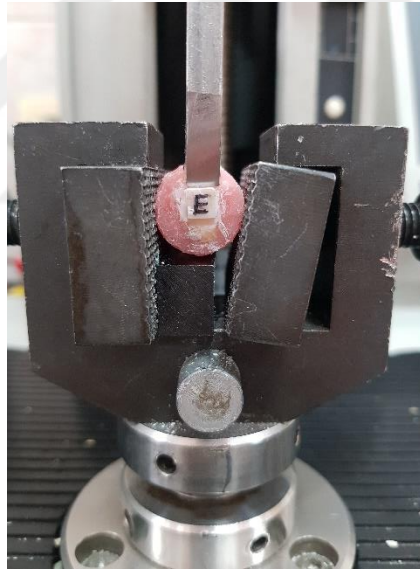
Şekil 3.13. Termal döngü cihazı

3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Bu çalışmada yer alan makaslama bağlanma dayanımı testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Kırılma sırasındaki maksimum yük değerleri bir universal mekanik test cihazı (Lloyd Instruments, Fareham, Hampshire, İngiltere) (Şekil 3.14.) ile ölçüldü. Cihazın hızı 1 mm/dakika olarak ayarlandı. Tüm örneklere kırılana kadar kuvvet uygulandı ve maksimum yük değerleri kaydedildi (Şekil 3.15.).



Şekil 3.14. Universal mekanik test cihazı



Şekil 3.15. Örneklere universal mekanik test cihazı ile kuvvet uygulanması

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS v.23 programı kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler için sayısal değişkenlerde ortalama, ortanca, standart sapma, minimum, maksimum değerleri kategorik değişkenlerde ise sayı ve yüzde değerleri

verildi. Kullanılacak hipotez testini belirlemede gerekli olan normallik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Shapiro Wilks testi ile incelendi. Üç grubu karşılaştırmada parametrik test varsayımları sağlandığında *tek yönlü varyans analizi*, varsayımlar sağlanmadığı durumda ise *Kruskal Wallis testi* kullanıldı. Gruplar arasında farklılık bulunduğu durumda farklılık yaratan grup/grupları belirlemede ikili karşılaştırmalar testi kullanıldı. Her bir grupta zamana göre değişimi incelemeye parametrik test varsayımları sağlandığında *iki eş arasındaki farkın önemlilik testi*, varsayımları sağlanmadığında ise *Wilcoxon testi* kullanıldı. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri İle İlgili Bulgular

Termal döngü ncesi Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate in ortalamaları, standart hataları, f değerleri ve p değerleri Tablo 4.1.' de gösterilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluk gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi ile incelendi. Termal döngü öncesi gruplar arası bağlanma dayanımı değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için ortalamalar arasındaki farklılık tek yönlü varyans analizi ile belirlendi. Varyans analizi sonucunda gruplara göre ortalama değerlerin gruplar arasında farklılık olduğu tespit edildi ($p < 0.001$).

Tablo 4.1. Termal döngü öncesi grupların bağlanma dayanımı testi sonuçları

Test	Materyal	n	Ortalama	Standart hata	F değeri	P değeri
Bağlanma dayanımı	Enamic	14	235.48	66.49	6.835	0.003
	Cerasmart	14	94.73	43.36		
	Lava	14	177.12	141.56		

F: Tek yönlü varyans analizi(ANOVA) test istatistiği

Test sonucuna göre Enamic grubunda ortalama değer 235,48, Cerasmart grubunda 94,73 ve Lava Ultimate grubunda ise 177,12 olarak hesaplandı. Ortalama değerlerin gruplara göre farklılık gösterdiği saptandıktan sonra bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını incelemek için çoklu karşılaştırmalar testi (Tukey HSD) kullanıldı (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. İkili karşılaştırma test sonuçları (Tukey HSD)

Grup (I)	Grup (J)	I-J	Standart hata	p
Cerasmart	Enamic	-140.75	38.25	0.02
	Lava Ultimate	-82.39		0.292
Lava Ultimate	Enamic	-58.36		0.095

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonucunda Cerasmart grubunun ortalama bağlantı değerinin Enamic grubundan daha düşük olduğu ve aralarındaki ortalama farklarının -140.75 olduğu belirlendi. Cerasmart ile Enamic grubu ortalama değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.02$).

Cerasmart grubu ile Lava Ultimate grubu ortalama değerleri arasındaki fark -82.39 olarak hesaplandı. Cerasmart grubunun ortalama değeri Lava Ultimate grubundan düşük bulunmasına karşın aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.095$).

Lava Ultimate grubu ile Enamic grubu ortalama değerleri arasındaki fark -58.36 olarak hesaplandı. Cerasmart grubunun ortalama değeri Lava Ultimate grubundan düşük bulunmasına karşın aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0.292$).

Termal döngü sonrası Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate' in ortalamaları, standart hataları, f değerleri ve p değerleri Tablo 4.4.' te gösterilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluk gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi ile incelendi. Termal döngü sonrası gruplar arası bağlantı dayanımı değerleri normal dağılıma uygunluk gösterdiği için ortalamalar arasındaki farklılık tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile belirlendi. Varyans analizi sonucunda gruplara göre ortalama değerlerin gruplar arasında farklılık olduğu tespit edildi ($p<0.001$).

Tablo 4.3. Termal döngü sonrası grupların bağlanma dayanımı testi sonuçları

Test	Materyal	n	Ortalama	Standart hata	F değeri	P değeri
Bağlanma dayanımı	Enamic	14	220.57	112.57	9.537	0.001
	Cerasmart	14	76.84	32.27		
	Lava	14	152.27	76.14		

F: Tek yönlü varyans analizi(ANOVA) test istatistiği

Test sonucuna göre Enamic grubunda ortalama değer 220.57, Cerasmart grubunda 76.84 ve Lava Ultimate grubunda ise 152.27 olarak hesaplandı. Ortalama değerlerin gruplara göre farklılık gösterdiği tespit edildikten sonra bu farklılığın hangi

gruplardan kaynaklandığını incelemek için çoklu karşılaştırmalar testi (Tukey HSD) kullanılmıştır (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. İkili karşılaştırma test sonuçları (Tukey HSD)

Grup (I)	Grup (J)	I-J	Standart hata	p
Cerasmart	Enamic	-143.73	32.92	<0.001
	Lava Ultimate	-75.43		0.111
Lava Ultimate	Enamic	-68.30		0.071

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonucunda termal döngü uygulanan gruplardan Cerasmart grubunun ortalama bağlantı değerinin Enamic grubundan daha düşük olduğu ve aralarındaki ortalama farklarının -143.73 olduğu belirlendi. Cerasmart ile Enamic grubu ortalama değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$).

Termal döngü uygulanan Cerasmart grubu ile Lava Ultimate grubu ortalama değerleri arasındaki fark -75.43 olarak hesaplandı. Cerasmart grubunun ortalama değeri Lava Ultimate grubundan düşük bulunmasına karşın aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p = 0.111$).

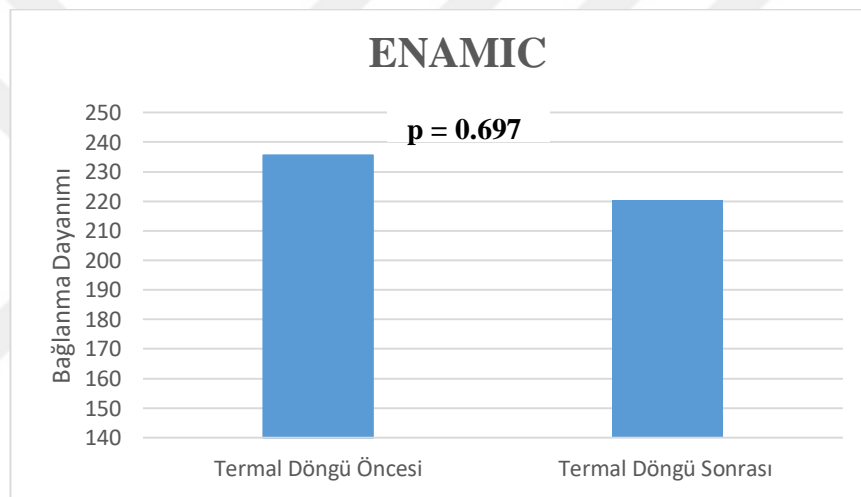
Termal döngü uygulanan Lava Ultimate grubu ile Enamic grubu ortalama değerleri arasındaki fark -68.30 olarak hesaplandı. Cerasmart grubunun ortalama değeri Lava Ultimate grubundan düşük bulunmasına karşın aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p < 0.071$).

Test edilen üç farklı rezin matris seramik materyaline uygulanan yüzey işlemleri, termal döngü öncesi ve sonrası bağlanma dayanımlarının ortalama değerleri ve p değerleri Tablo 4.5.' te gösterilmiştir.

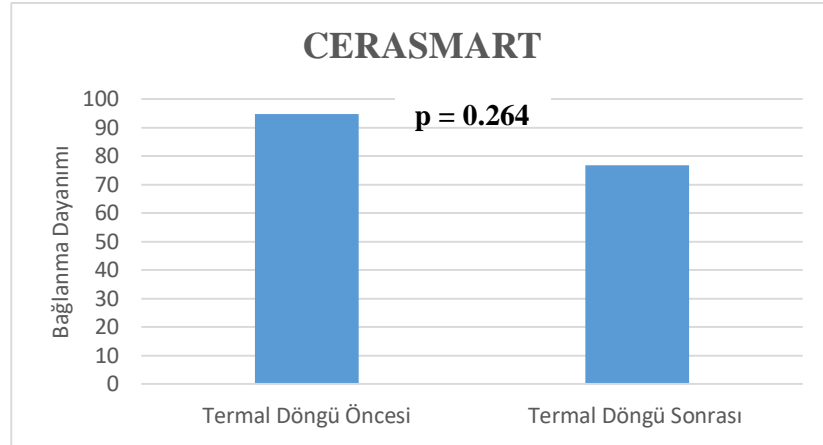
Tablo 4.5. Grupların termal döngü öncesi ve termal döngü sonrası bağlanma dayanımı

Materyal	n	Yüzey işlemleri	Termal döngü öncesi bağlanma dayanımı	Termal döngü sonrası bağlanma dayanımı	P değeri
Enamic	28	Asitleme	235.48	220.57	0.697
Cerasmart	28	Asitleme	94.73	76.84	0.267
Lava ultimate	28	Kumlama	177.12	152.27	0.598

Her grup kendi arasında termal döngü öncesi ve termal döngü sonrası değerlendirildi ve bağlanma dayanımları karşılaştırıldı (Şekil 4.1., 4.2. ve 4.3.).

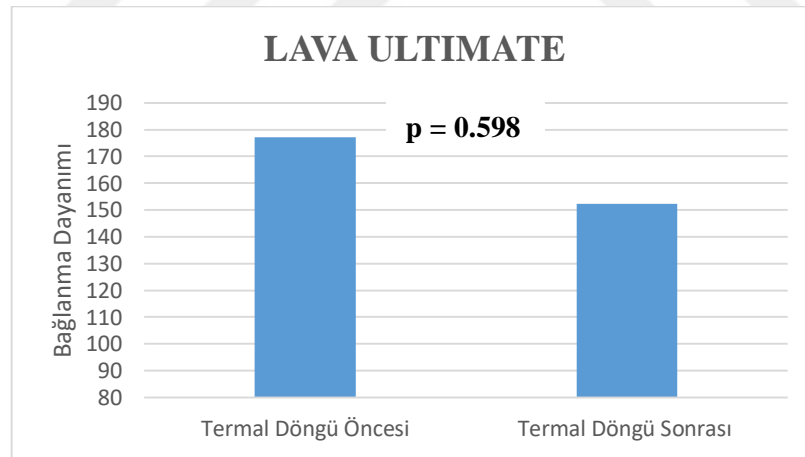
**Şekil 4.1.** Termal döngü öncesi ve sonrası Enamic materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri

Enamic grubunun termal döngü öncesi bağlanma dayanımı 235.48 iken termal döngü sonrası bu değer 220.57 olarak bulundu. Termal döngü sonrası bağlanma dayanımının azaldığı tespit edildi fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.697$).



Şekil 4.2. Termal döngü öncesi ve sonrası Cerasmart materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri

Cerasmart grubunun termal döngü öncesi bağlanma dayanımı 94.73 iken termal döngü sonrası bu değer 76.84 olarak bulundu. Termal döngü sonrası bağlanma dayanımının azaldığı tespit edildi fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.264$).

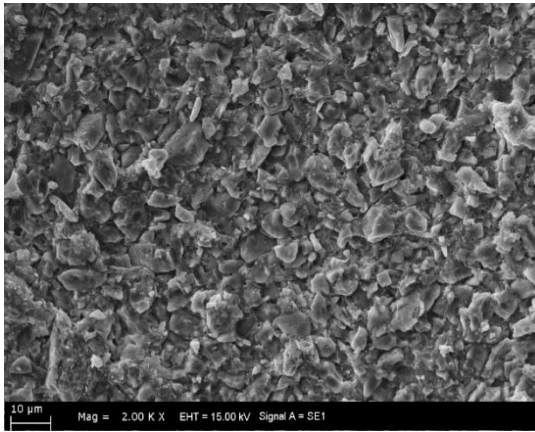


Şekil 4.3. Termal döngü öncesi ve sonrası Lava Ultimate materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri

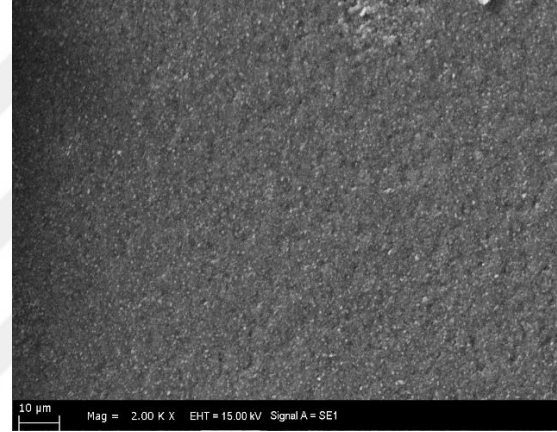
Lava Ultimate grubunun termal döngü öncesi bağlanma dayanımı 177.12 iken termal döngü sonrası bu değer 152.27 olarak bulundu. Termal döngü sonrası bağlanma dayanımının azaldığı tespit edildi fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.598$).

4.2. SEM İncelemesi Bulguları

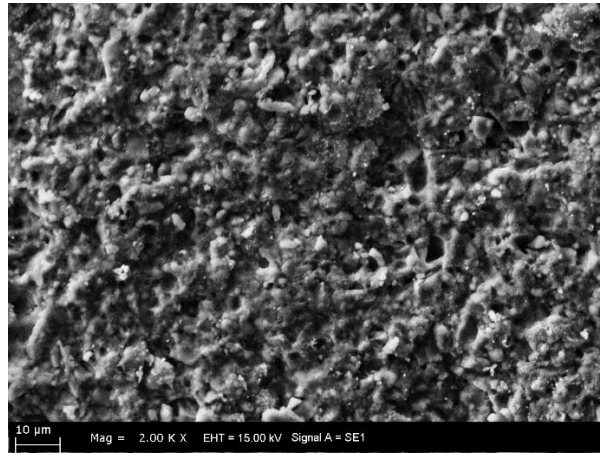
Makaslama testlerinin tamamlanmasının ardından her gruptan örnekler seçilerek x250, x500, x1500 ve x2000'lik büyütme altında taramalı elektron mikroskopunda (SEM) (Carl Zeiss AG, Almanya) analiz edildi. SEM incelemesi, makaslama testi sonrası termal döngü uygulanmadan önce ve termal döngü uygulandıktan sonra örneklerin kopma yüzeyleri ile ve her bir seramik için kumlama ve asitleme yüzey işlemleri uygulanmış seramik yüzeylerinde yapıldı (Şekil 4.4. ve Şekil 4.5.).



A, Enamic

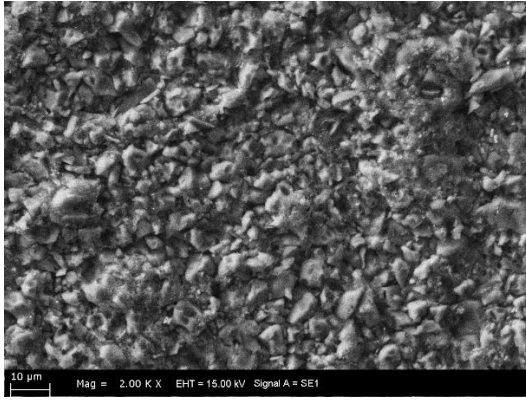


B, Cerasmart

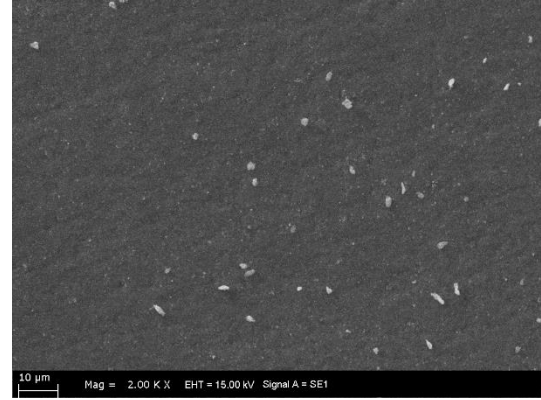


C, Lava Ultimate

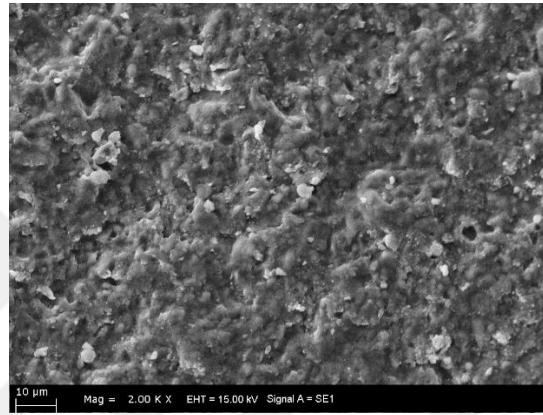
Şekil 4.4. Makaslama testi öncesi, termal döngü öncesi materyallerin x2000 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Cerasmart C, Lava Ultimate



A, Enamic

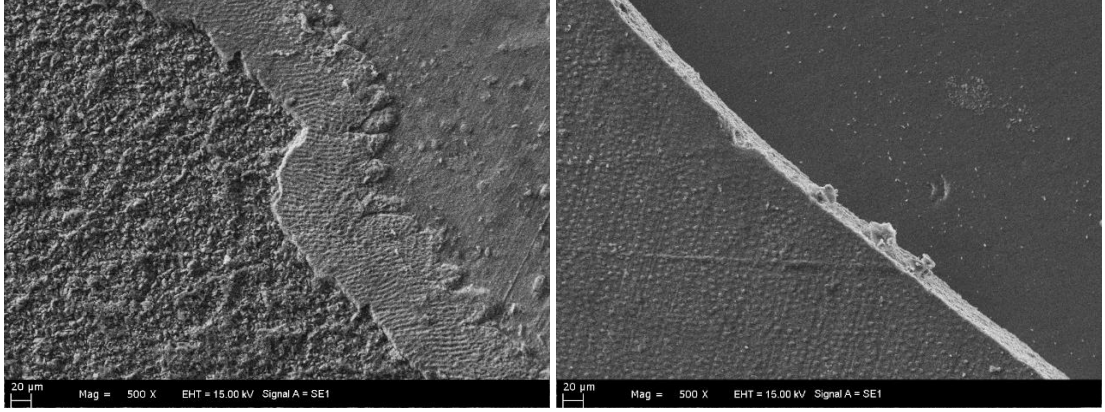


B, Cerasmart



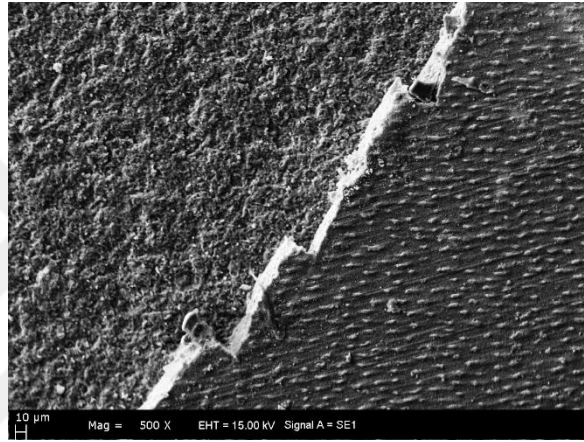
C, Lava Ultimate

Şekil 4.5. Makaslama testi sonrası termal döngü sonrası materyallerin x2000 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Cerasmart C, Lava Ultimate



A, Enamic

B, Cerasmart

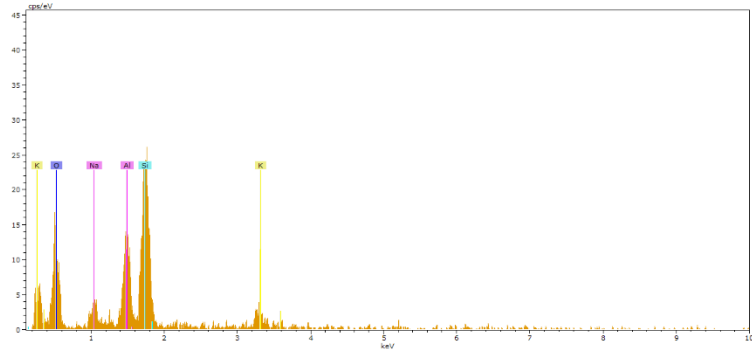


C, Lava Ultimate

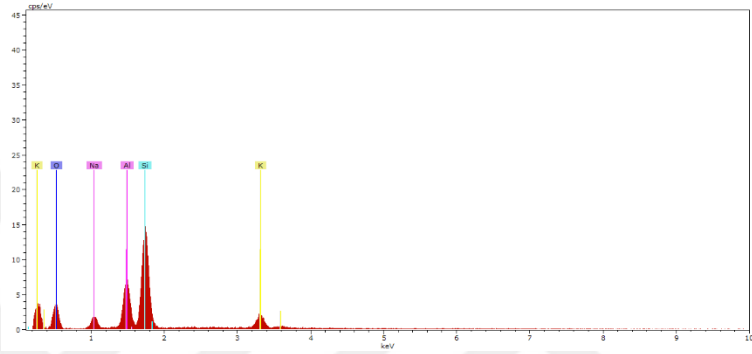
Şekil 4.6. A, Enamic B, Cerasmart C, Lava Ultimate' in x500 büyütmedeki karışık kırık SEM görüntüsü

4.3. Enerji Dağılım Spektroskopisi (EDS) Analizi

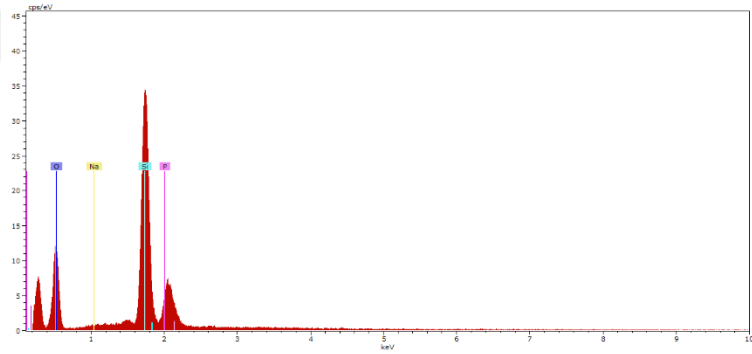
Enerji Dağılım Spektroskopisi (EDS) analizi materyallerin yapısında bulunan elementlerin kompozisyonunu tanımlamak için yapıldı. EDS analizi, materyal üzerine taramalı elektron demeti gönderilerek yapılmaktadır.



A, Enamic



B, Cerasmart



C, Lava Ultimate

Şekil 4.7. A, Enamic; B, Cerasmart; C, Lava Utimate' in EDS analizi

EDS analizine göre Lava Ultimate ve Cerasmart rezin matriks ve seramik dolgu olmak üzere iki tip bileşen içermektedir. Bu materyaller eşit oranda seramik (inorganik) bileşen içermektedir.

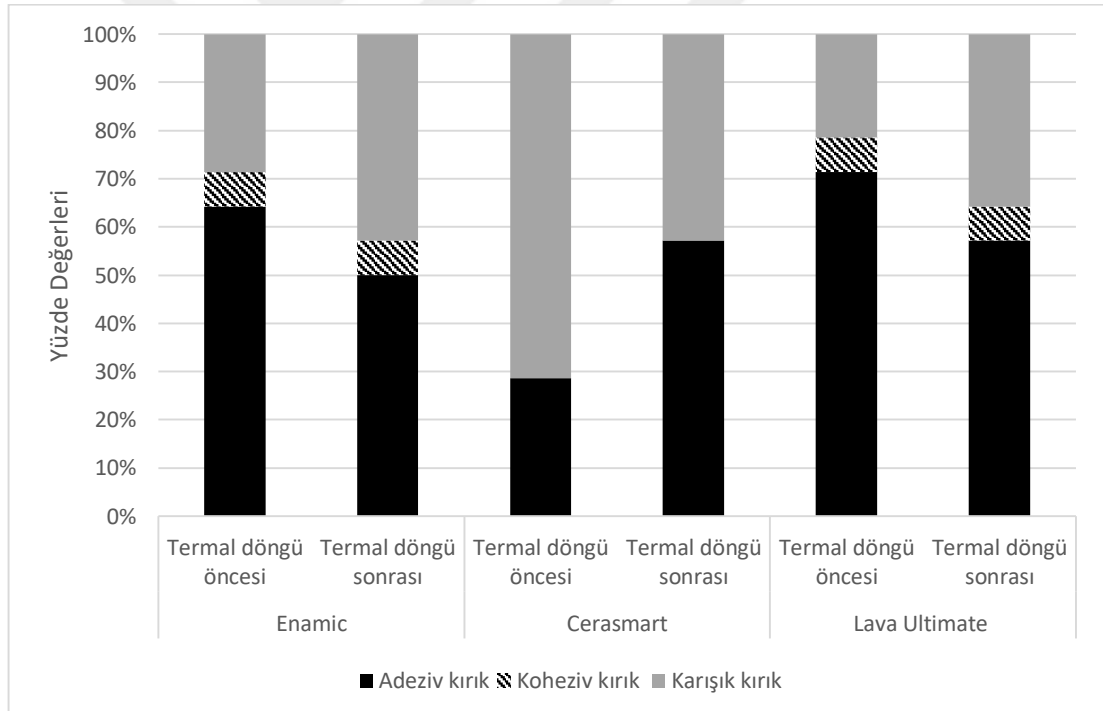
Lava Ultimate ZrO_2 içerirken, Enamic' in inorganik ağında Al_2O_3 , Na_2O ve K_2O bulunmaktadır. Her iki materyalde benzer SiO_2 oranları vardır.

4.4. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Tüm örnek yüzeyleri makaslama testini takiben incelendi ve yüzeydeki başarısızlıkların tipi belirlendi. Tablo 4.6.' da makaslama testi sonucunda örneklerdeki başarısızlıklar özetlenmiştir.

Tablo 4.6. Gruplara göre yapıştırıcı siman ve örneklerde görülen başarısızlık tipleri

Materyal	Termal döngü öncesi			Termal döngü sonrası		
	Adeziv	Koheziv	Karışık	Adeziv	Koheziv	Karışık
Enamic	9	1	4	7	1	6
Cerasmart	4	0	10	8	0	6
Lava Ultimate	10	1	3	8	1	5



Şekil 4.8. Gruplara göre yapıştırıcı siman ve örneklerde görülen başarısızlık tipleri

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış rezin matriks seramiklerin rezin siman ile dişe bağlanma dayanımları incelendi.

Seramik materyallerin performanslarının, mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilebilmesi için in-vivo ve in-vitro çalışmalar yapılmaktadır. İn-vivo çalışmalar bir materyalin güvenilirliğini değerlendirmede oldukça güvenilir bir yöntem olmasına rağmen bu çalışmaların standardizasyonunu ve hasta takibini sağlamak zordur. Bunun yanı sıra maliyetlerinin yüksek olması, verilerin elde edilebilmesi için uzun süre gerektirmesi ve başarısızlığa neden olan etkenin tam olarak belirlenememesinden dolayı in-vitro testler daha yaygın kullanılmaktadır. Bu testlerin uygulanabilirliği kolay, ucuz ve hızlıdır (7). Mason ve ark. (199) in-vitro çalışmaların sonuçlarının güvenilir sonuçlar verdiğini in-vivo çalışmalarla arasında belirgin fark olmadığını bildirmişlerdir. Günümüzde bağlantı dayanıklılığını değerlendirmede en etkin yöntem in-vitro bağlantı testleridir ve klinik uygulamalardan önce performanslarının belirlenebilmesi ve bu özelliklerinin geliştirilebilmesi için vazgeçilemez yöntemler olarak kullanılmaktadır (200). Bu nedenle biz de çalışmamızda klinik uygulamalara rehberlik etmesi ve karşılaştırılabilir olması açısından çalışmamızı in-vitro koşullarda yürüttük.

Alt yapı üzerine veneerleme şeklinde üretilen restorasyonlarda porselen ile alt yapı arasında iki farklı materyalin genleşme katsayısı farklılığından dolayı kopmalar sıklıkla görülmektedir. Oluşan stres bağlantıyı doğrudan etkilemekte ve çatlak ya da kırık oluşumunu tetiklemektedir (201,202). Estetik ve doğal görünümlü restorasyonlar elde edebilmek için tam seramik sistemleri kullanılmakta, tam seramiklerin artan fiziksel, mekanik, biyolojik ve estetik özellikleri ile metal destekli restorasyonların önüne geçmektedir ve bu materyallerin kullanımları oldukça yaygınlaşmıştır (203). Giderek daha geniş kullanıma sahip olan CAD/CAM sistemleri geçmişten günümüze büyük bir gelişim göstermiştir ve bu gelişim beraberinde artan materyal seçeneği, daha hızlı ve yüksek kalitede estetik restorasyon üretimi olanağı tanımıştır (2). Ayrıca CAD/CAM ile üretilen restorasyonların yapısal dayanıklılıkları geleneksel yöntemlere göre daha üstün bulunmuştur (45). Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda daha estetik, homojen yapıda ve standartlaştırılmaya uygun CAD/CAM materyalleri kullanılmıştır (138).

İlk üretildiği günden itibaren sürekli gelişmekte olan CAD/CAM sistemleri ile kullanılacak olan ve hastaların estetik beklentisini ve taleplerini karşılamak için yeni materyal arayışına gidilmiştir (204). İlk üretilen materyallerden biri olan feldspatik seramikler arka bölgelerde kullanılacak yeterli dayanıklılığa sahip değildir ve camsı yapılarından dolayı oldukça kırılabilir bir yapıya sahiptir. Bu sorunun önüne geçmek için seramik yapının güçlendirilme yoluna gidilmiş ve camsı faza lösit ve lityum disilikat ilave edilmiştir ve böylece baskı dayanımı daha yüksek materyaller üretilmiştir (205). Oluşan problemlerin önüne geçmek için ikinci bir yol olan zirkonya, alumina gibi oldukça yüksek dayanıma sahip polikristalin yapıda materyaller kullanılmaktadır. Ancak dentinin elastik modülünden oldukça yüksek elastik modüle sahip bu materyaller karşıt dişte fazla miktarda aşınmaya neden olmaktadır. Bu soruna çözüm olarak daha esnek materyal olan geleneksel kompozit kullanılmış ancak düşük aşınma dirençleri, polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması, mikrosızıntı ve yetersiz mekanik özellikleri ile ideal materyal anlayışından uzaklaşmıştır (206).

Bu bilgiler ışığında uyumlaması kolay, dentine yakın elastik modüle sahip, CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilen, fırınlama işlemine gerek duymayan, mekanik özellikleri cam infiltre seramiklere benzer rezin matriks seramikler üretilmiştir (1). Güncel ve üzerinde çok sayıda çalışma yapılmamış olan bu materyallerden popüler olan Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate çalışmamıza dahil edilmiştir.

He ve Swain (206,207) polimer infiltre seramiklerin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında bu materyallerin dentine yakın mekanik özellikler sergilediklerini göstermişlerdir. Doğal diş dokusuna benzer özellik sergilenmesi her dental restoratif materyalde aranan en temel özelliktir.

Naumova ve ark. (208)' nin Enamic, Lava Ultimate ve Vita Suprinty ile çiğneme simülasyonunda doğal antagonist diş aşınma davranışını değerlendirdikleri çalışmalarında Lava Ultimate ve Enamic grubunda anlamlı derecede farklılık bulunmuştur. Karşıt dişte aşınma miktarında ve kron hacminde en fazla değişiklik Enamic grubunda gözlenirken en az değişiklik Lava Ultimate grubunda gözlenmiştir. En fazla yüzey pürüzlülüğü ise Lava Ultimate grubunda bulunmuştur. Enamic, invitro olarak kabul edilebilir antagonist diş aşınmasına yol açtığı bildirilen cam seramiklere benzer aşınma direncine sahiptir (209).

Ağız içerisinde hidrolitik yıkıma ve çeşitli kuvvetlere maruz kalacak restoratif materyallerin uzun süre hizmet etmesi istenmektedir. Çalışmamızda Enamic grubundaki termal döngü sonrası bağlanma dayanımındaki azalma daha az görülürken GC Cerasmart grubunda daha fazla görülmektedir fakat bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,5$). Cerasmart grubundaki bağlanma dayanımındaki bu azalmanın Enamic grubuna göre fazla olması, Cerasmart'ın yüksek rezin içeriğinden dolayı olduğu düşünülmektedir.

Isırma kuvveti bruksizm olan hastalarda 1000-1400 N' a kadar ulaşabilir (210). El Zhawi ve ark. (211) Enamic kron dan yapılmış restorasyonların kırılma dayanımı ve aşınma davranışını değerlendirdikleri çalışmalarında sadece üç örnekte 1700 N altında diğer örneklerde 2000 N üzerinde kırık meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu kırılma yaratacak kuvvet değeri bruksizmi olan hastaların ısırma kuvvetinden bile büyüktür. Lava ultimate'tan yapılmış molar kronları benzer şekilde kayan temaslı yorulma testinde, "sliding-contact mouth-motion fatigue test", %100 sağ kalım göstermiştir (212).

Seramik ile diş dokusu arasındaki bağlantıyı ve restorasyonun bağlantı yüzeyinde simanın mikro mekanik retansiyonunu artırmak amacıyla çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu uygulamalar materyalin yüzey enerjisini, yüzey alanını ve ıslanabilirliği arttırarak simanın seramik yüzeye mekanik retansiyonunu arttırmaktadır (6,213,214). Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için elmas frez, Al_2O_3 tozları ile kumlama, çeşitli asitler (ortofosforik, nitrik, sülfürik, hidroflorik), lazer uygulaması kullanılmaktadır (215-217).

Subaşı ve Alp (218) Lava Ultimate' a uyguladıkları çeşitli yüzey işlemlerinin pürüzlülüğe ve yaşlandırma öncesi ile sonrası bağlantıya etkisini inceledikleri çalışmalarında en yüksek bağlantı değerlerini Al_2O_3 ile pürüzlendirilen grupta bulmuşlardır. CAD/CAM rezin nanoseramiklerin bağlanma dayanımları yüzey pürüzlendirme işlemleri ve adeziv kullanımıyla arttırılabilir (219).

Al_2O_3 tozu ve HF asit ile pürüzlendirme en sık kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemleridir. HF asit diğer kimyasal yöntemlerle karşılaştırıldığında derin kanallar oluşturur ve yüzeyi daha fazla pürüzlendirir (220,221). Çalışmamızda yer alan materyallerden Lava Ultimate üretici firma önerileri doğrultusunda 50 μm ' lik Al_2O_3

partikülleri, Enamic ve Cerasmart da yine üretici firma önerilerine göre HF asit ile pürüzlendirildi.

Lava Ultimate' ın inorganik kısmındaki yüksek ZrO₂ içeriğinden dolayı asitle pürüzlendirme yapılamamakta ve bağlantı için diğer pürüzlendirme yöntemleri kullanılması önerilmektedir. Lava Ultimate' ın bağlantı değerlerinin Enamic grubundan daha düşük bulunması mikroyapısındaki yüksek seramik içeriğe bağlı olduğu düşünülmektedir.

Çelik ve ark. (222) çalışmamızda da kullanmış olduğumuz üç farklı rezin matris seramiğe tribokimyasal silika kaplama ve lazer ile pürüzlendirme yaptıktan sonra makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve yüzey pürüzlendirme işlemleri ile makaslama bağlanma dayanımlarında artış saptamışlardır. Çalışmamızda yapmış olduğumuz Al₂O₃ partikülleri ile kuşlama ve HF asitle pürüzlendirme işlemleri rezin matris seramiklere uygulanan ve üretici firmanın da önerdiği yüzey pürüzlendirme yöntemleridir.

Geleneksel simanların zamanla çözünürlüklerinin artması, dişe ve restorasyona adezyonlarının yetersiz olması, estetik restorasyonlarda optik özellikleri etkilemesinden dolayı tam seramik restorasyonlarda rezin simanlar tercih edilmektedir (223,224). Resin simanlar estetik restorasyonların simantasyonunda kullanılarak hem dentin ve minenin hem de restorasyonun kırılma direncini artırmaktadır. Tam seramiklerin klinik başarısı seramik-siman-diş arasındaki bağlantının başarısına bağlıdır (142). Literatürde resin siman kullanımı ile zayıflamış diş dokusunun önemli ölçüde güçlendiğini gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (124,225-227). Resin simanlar yüksek elastik modüle sahip olmaları sonucu restorasyonların başarısını artırmakta önemli role sahiptir (228).

Işık ile polimerize olan resin simanların çalışma sürelerinin uzun olması, polimerizasyonlarının kontrol edilebilmesi, renk stabiliteilerinin diğer simanlardan daha iyi olması büyük avantaj sağlamaktadır ancak restrasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiği durumlarda dual resin simanların kullanılması önerilmektedir. Hem ışık hem de kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin bir kombinasyonu olan dual simanlar ışığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyonun devam etmesiyle, yarı sertleşmiş rezinden kaynaklı mikrosızıntı ihtimalini ortadan kaldırmaktadır (229). Dual sertleşen resin simanlar dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanıldıklarında, hem dişe tutuculukları

artmakta hem de restorasyon ve rezin siman arasında stres kırıcı olarak görev üstlenmektedir (230,231). Shade ve ark. (232) dual cure rezin simanlar ile dentine adezyonun self cure rezin simanlara göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda diğer rezin simanlara göre üstün özellikleri kanıtlanmış MDP içeren bonding ve silan ajanı bulunan dual sertleşen kompozit siman (Variolink II) kullanıldı.

Chen ve ark. (102)'nin değişik kalınlıklardaki Lava Ultimate'ın rezin siman ile yapıştırarak kırılma direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında yüzey işlemi yapılmamış Lava Ultimate gruplarında ve kalınlığın 1 mm nin altındaki değerler oldukça düşük kırılma dayanımı göstermiştir. 1 ile 2 mm arasındaki restoratif materyal kalınlığı olduğunda yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmış Lava Ultimate grubunda farklılık olmadığı gösterilmiştir. Çalışmamızda her gruptaki 2 mm lik materyal kalınlığı ve yüzey işlemi uygulaması yüksek makaslama bağlanma dayanımı için uygundur. 2 mm den fazla materyal kalınlığı olduğunda ise restorasyonlarda mikroçatlak ve kopmalar gözlenebilmektedir.

LED ışık kaynakları polimerizasyon için gerekli olan 440-490 nm dalga boyuna sahip, 750-1500 mW/cm² lik yüksek ışık gücüyle halojen ışık cihazlarından daha başarılı sonuçlar vermektedir (233). Yapılan bir çalışmada LED ve QTH (Quartz-Tungsten-Halojen) ışık kaynağının ışık geçirgenliği test edilmiş ve LED ışık kaynağı tüm seramik gruplarında daha fazla ışık geçirgenliği göstermiştir (234). Bu nedenle çalışmamızda Variolink II rezin simanın polimerizasyonunda LED ışık kaynağı kullanılmış olup her kullanımdan önce ışık gücünün kontrolü yapılmıştır.

Çalışmamızda periodontal veya ortodontik nedenle çekilmiş keser, kanin ve molar insan dişleri kullanıldı. Birçok çalışmada, diş çekimini takiben dentinde meydana gelen değişiklikler adezyon sorunlarına neden olacağından çekim yapıldıktan sonra dişlerin solüsyonda saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaçla formalin, etanol, timol, distile su, serum fizyolojik gibi solüsyonlar kullanılmıştır. Ancak ISO, farklı kimyasalların dentin yapısına girerek değişikliğe neden olabileceğini bu nedenle bağlanma ölçümü yapılacak dişlerin distile suda bekletilmesi gerektiğini bildirmiştir. (235,236). Çalışmamızda çekimi yapılan dişler kalıplara gömülüp test edilene kadar kadar distile suda bekletildi.

Laboratuvar ortamında materyalleri çeşitli testlere tabi tutmadan önce ağız ortamındaki hidrolitik yıkımı taklit etmek için yaşlandırma testleri uygulanmaktadır.

Bunun için materyaller kısa veya uzun süreli suda bekletme ya da hızlandırılmış yaşlandırma testi olan termal döngü işlemine tabi tutulur (237). Özellikle adeziv materyallerin performansının incelendiği diş hekimliği çalışmalarında sıklıkla uygulanmakta, döngü sayıları kısa, orta ve uzun dönem sonuçları verecek şekilde farklılık göstermekte ve genellikle 5°-55°C arasında uygulanmaktadır (238). Attia ve arkadaşlarının (239) CAD/CAM materyalleri ve kompozitlerle yapmış olduğu bir çalışmada yaşlandırma işleminin materyallerin kırılma dayanımını etkilediğini bildirmişlerdir.

Restoratif materyaller ile diş arasındaki termal genişleme katsayısı farkı ya da termal döngünün sıcaklık farkı ile kollajenlerin hidrolitik yıkımını arttırarak ilerde ağız içerisinde yaşanabilecek sorunlar, termal döngü uygulamaları ile taklit edilmektedir (197).

Yapılan çalışmaların bazılarında termal döngü öncesi ve sonrası bağlantı dayanımına bakıldığında ciddi düşüşler gözlenmekte, bazılarında ise hiçbir azalma gözlenmediği bildirilmiştir. Aradaki bu fark in-vitro çalışmalardaki deney düzeneğindeki farklılık ile açıklanabilir (151,240).

Çalışmamızdaki örnekler simantasyon işlemi yapıldıktan sonra 37 °C 24 saat suda bekletildi. Her gruptan 14 adet olmak üzere banyo sıcaklığı 5°-55 °C, kalma süresi 25 sn transfer zamanı 10 sn olmak üzere 6 aya denk gelecek termal döngü işlemi uygulanmıştır.

Sönmez ve ark. (241) 5 farklı CAD/CAM materyalinin mikroyapısını ve mekanik özelliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirdiği in vitro çalışmada Lava Ultimate ve Enamic' in 10000 döngülü termal döngü uygulamasından sonra diğer CAD/CAM seramiklerinden daha fazla etkilendiklerini bildirmişlerdir. Termal döngü rezin içerikli materyallerin kırılma dayanıklılığını olumsuz yönde etkilemektedir.

Hampe ve ark. (242) yaşlandırmanın çeşitli CAD/CAM materyalleri üzerindeki kırılma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında 9 farklı CAD/CAM materyalini karşılaştırmışlardır. Termal döngü sonrası en yüksek değerleri IPS e.max CAD ve Enamic, en düşük değerleri ise Cerasmart ve Lava Ultimate göstermiştir. Organik yapı içeren rezin matris seramiklerin kırılma yüzeyinin mikro pürüzlülüğü materyalin mikroyapısına bağlı olarak değişmiştir. Enamic' in kırılma yüzeyinde homojen olmayan mikroyapısal çatlaklar tespit edilmiştir.

Bizim çalışmamızda, termal döngü öncesi bağlanma dayanımı değerlerinde en yüksek değeri 235.48 ile Enamic en düşük değeri ise 94.73 ile Cerasmart göstermiştir. Gruplar arasında fark anlamlı bulunmuştur. Termal yaşlandırma yapıldıktan sonra her materyalde bağlanma dayanımı değerlerinde düşüş gözlenmiş olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.5$).

Rezin simanların etkinliğini değerlendiren invitro çalışmalarda genellikle rezin siman ile seramik arasındaki bağlanma dayanıklılığı incelenmektedir. Ancak seramikler diş dokularından mine veya dentine bağlandığı durumlarda bağlantı bölgesine gelen kuvvetler oldukça karmaşık yapıdadır ve tek yönlü değildir. Bu durumda maruz kalınan kuvvetler basma, çekme ve kesme kuvvetleridir (243).

Adeziv materyallerin dişe ya da seramik materyallere olan bağlantısını test eden çalışmalarda sıklıkla gerilim, mikrogerilim ve makaslama testleri kullanılmıştır (177,244). Bu testlerin ideal ölçümler verdiğini hatta gerilim bağlanma dayanımı testlerinin makaslama testlerinden daha uygun ölçümler sağladığı bildirilmiştir. Ancak mikrogerilim testleri oldukça hassas ve kuvvet uygulandığında sonuçları etkileyebilecek streslere neden olabileceğinden makaslama bağlanma dayanımı testleri daha uygun, etkili ve basit bir yöntemdir ve klinik durumla örtüşen sonuçlar vermektedir (245). Çalışmamızda rezin matriks seramiklerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi kullanıldı.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış nanoseramik ve hibrit seramiklerin dişe bağlanma dayanımının yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlanma dayanımına etkisini incelediğimiz çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

1. Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate'in bağlanma dayanımları arasında fark vardır. Enamic en yüksek bağlanma dayanımı gösterirken, Cerasmart en düşük bağlanma dayanımı göstermiştir.
2. Termal döngü ile yaşlandırma sonrası Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate'in bağlanma dayanımlarında azalma olduğu bulunmuştur. Ancak gruplar arasında istatistiksel bir fark yoktur.
3. Bu materyallerin değişen miktarlarda rezin seramik içeriklerinden dolayı dişe bağlantıları değişmektedir. Ayrıca rezin içeriğinin fazla olması materyalin dayanıklılığını azaltmakta ancak elastik modülünü artırmaktadır. Bu materyallerle daha fazla in-vitro ve klinik çalışma yapılarak elde edilen sonuçlar desteklenmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., Bonfante, E.A. (2015) A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28 (3).
2. Poticny, D.J., Klim, J. (2010) CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 5S-9S.
3. Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Chatzistavrou, X., Kavouras, P., Zorba, T. ve diğ erleri. (2008) Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal–ceramic restorations. *dental materials*, 24 (10), 1362-1373.
4. Mihali, S., Bortun, C., Bratu, E. (2013) Nano-ceramic Particle Reinforced Coposite-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Women*, 1 (3), 1-27.
5. Dirxen, C., Blunck, U., Preissner, S. (2013) Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7, 118.
6. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (3), 268-274.
7. Heintze, S. (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22 (8), 712-734.
8. Akın, E. (1999) Diş hekimliğinde porselen. *Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayın lan* (43), 2.
9. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences.
10. Nayır, E. (1999) Dişhekimliği maddeler bilgisi. *Dişhekimliği fak. Yayın* (4019), 120-150.
11. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005) Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22 (1), 41-48.
12. McLean, J. (1979). The Science and Art of Dental Ceramic, Volume I: the Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use (c. 1): Chicago: Quintessence Publishing Co.
13. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2013). Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences.
14. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004) Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 24.
15. Preston, J.D. (1988). Perspectives in dental ceramics: proceedings of the Fourth International Symposium on Ceramics: Quintessence Pub Co.
16. O'Brien, W.J. (1989). Dental materials: properties and selection: Quintessence Publishing Company.

17. Scherrer, S.S., De Rijk, W.G., Belser, U.C. (1996) Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 9 (6).
18. Van Noort, R. (2014). Introduction to Dental Materials-E-Book: Elsevier Health Sciences.
19. Coşkun, A. (2002) Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Profitez Anabilim Dah. Doktora tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi*.
20. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Wilson, E.L., Cain, J.R., Mitchell, D.L., Blanco, L.J. ve diğerleri. (2012). Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company.
21. Naylor, W.P., King, A.H. (2009). Introduction to metal-ceramic technology: Quintessence Publishing Company.
22. Yamamoto, M. (1985). Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto: Quintessence Publishing Company.
23. Barnfather, K., Brunton, P. (2007) Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British dental journal*, 202 (12), 731.
24. Oh, S.-C., Dong, J.-K., Lüthy, H., Schärer, P. (2000) Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*, 13 (6).
25. Richards, L. (2015) High-strength ceramics: Interdisciplinary perspectives [Book Review]. *Australian Orthodontic Journal*, 31 (1), 116.
26. Ferencz, J.L., Silva, N.R., Navarro, J.M. (2014). High-strength ceramics: Quintessence Publishing Co., Inc.
27. Helvey, G. (2014) Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 35 (1), 38-43.
28. Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., Silva, N.R. (2011) All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55 (2), 333-352.
29. Giordano, R., McLaren, E.A. (2010) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (9), 682-684.
30. Shenoy, A., Shenoy, N. (2010) Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13 (4), 195.
31. Martin, M.P. (2012) Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 33 (special number 6), 2-5.
32. ADA Dental Ürün Rehberi: Restoratif Malzemeler ve Aksesuarlar. (2019). Ağ Sitesi: <https://www.ada.org/en/publications/ada-dental-product-guide/product-category?catid=100>

33. IPS Empress Restorasyonlar. (2019). Ağ Sitesi: <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/tum/urunler/ful-seramikler/ips-empress-sistem-dishekimi/ips-empress-restorasyonlar>
34. Zahnfabrik, V. (2019). Vita Blocs, Ağ Sitesi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS>
35. Fasbinder, D.J. (2012) Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33 (1), 50, 52-58.
36. Conrad, H.J., Seong, W.-J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98 (5), 389-404.
37. Zahnfabrik, V. (2019). RealLife, Ağ Sitesi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-RealLife-25120.html>
38. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75 (1), 18-32.
39. Mak, M., Qualtrough, A., Burke, F. (1997) The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence International*, 28 (3).
40. Myers, M.L., Ergle, J.W., Fairhurst, C.W., Ringle, R.D. (1994) Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 7 (6).
41. Rosenblum, M.A., Schulman, A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128 (3), 297-307.
42. Denissen, H., Wijnhoff, G., Veldhuis, A., Kalk, W. (1993) Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 69 (5), 464-468.
43. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (1), 10-15.
44. Azer, S.S., Drummond, J.L., Campbell, S.D., Zaki, A.E.M. (2001) Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86 (6), 624-631.
45. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., Anusavice, K. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, 28 (7), 529-535.
46. Wassell, R., Walls, A., Steele, J. (2002) Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *British dental journal*, 192 (4), 199.
47. Raigrodski, A.J. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92 (6), 557-562.

48. Quinn, J., Sundar, V., Lloyd, I.K. (2003) Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 19 (7), 603-611.
49. Nakamura, T., Ohyama, T., Imanishi, A., Nakamura, T., Ishigaki, S. (2002) Fracture resistance of pressable glass–ceramic fixed partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 29 (10), 951-955.
50. Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S., Kern, M. (2009) Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass–ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental materials*, 25 (9), e63-e71.
51. Fasbinder, D.J. (2010) Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (9), 702-704.
52. Giordano, R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
53. Celtra Duo for Cerec and Inlab. (2019). Ağ Sitesi: https://www.dentsplysirona.com/content/dentsply-sirona/en_US-Global/products/prosthetics/cad-cam/materials.dir.html/Prosthetics/CAD---CAM/Materials/ZLS---High-Strength-Glass/Celtra-DUO/p/DEG-5365411215/c/1000792.html
54. Zahnfabrik, V. (2019). SUPRINITY, Ağ Sitesi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>
55. Fonzar, R.F. (2016). A Study Into Mechanical, Aesthetic and Adhesive Aspects of Lithia Silica-based Glass Ceramics.
56. D'arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G.D., De Angelis, F. (2016) Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115 (3), 350-355.
57. Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M. (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*, 32 (7), 908-914.
58. Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H., Mörmann, W. (2001) Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dental materials*, 17 (3), 260-267.
59. Seghi, R., Denry, I., Rosenstiel, S. (1995) Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74 (2), 145-150.
60. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2002) Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15 (4).
61. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (1), 4-9.
62. Sundh, A., Sjögren, G. (2004) A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31 (7), 682-688.

63. Craig, R. (2002) Biocompatibility of dental materials. *Restorative dental materials*.
64. Kelly, J.R., Benetti, P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.
65. Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., Tagami, J. (2014) Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*, 33 (1), 79-85.
66. Holst, S., Blatz, M.B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., Eitner, S. (2005) Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63 (9), 89-96.
67. Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
68. Denry, I., Kelly, J.R. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24 (3), 299-307.
69. Lin, J.-D., Duh, J.-G. (2003) Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*, 78 (1), 253-261.
70. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., Swain, M.V. (2004) Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25 (11), 2153-2160.
71. Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1992) Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68 (2), 322-326.
72. Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G., Piconi, C. ve diğ erleri. (1999) In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20 (4), 371-376.
73. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torriceni, P. (2002) Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17 (6).
74. Hannink, R.H., Kelly, P.M., Muddle, B.C. (2000) Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83 (3), 461-487.
75. Luthardt, R.G., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999) Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 7 (4), 113-119.
76. Malkoç, M. (2009) Sevimay M. *Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. SÜ Diş Hek Fak Derg*, 18, 208-216.
77. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A.V., Clarke, D.R. (2009) The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92 (9), 1901-1920.

78. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., Peille, C. (1989) Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*, 23 (1), 45-61.
79. Meyenberg, K.H., LÜTHY, H., SCHÄRER, P. (1995) Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7 (2), 73-80.
80. Edelhoff, D., Beuer, F., Weber, V., Johnen, C. (2008) HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence international*, 39 (6).
81. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R.E., Hämmerle, C.H.F. (2009) Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research*, 20 (8), 802-808.
82. Wenz, H.J., Bartsch, J., Wolfart, S., Kern, M. (2008) Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 21 (1).
83. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 20 (5), 449-456.
84. Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M., Pezzotti, G. (2009) On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30 (29), 5279-5282.
85. Roualdes, O., Duclos, M.-E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J., Hartmann, D.J. (2010) In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31 (8), 2043-2054.
86. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M. ve diğeri. (2002) Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of biomedical materials research*, 63 (3), 262-270.
87. Ban, S. (2008) Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44 (1), 3-21.
88. Kern, F., Palmero, P. (2013) Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International*, 39 (1), 673-682.
89. Naglieri, V., Palmero, P., Montanaro, L., Chevalier, J. (2013) Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. *Materials*, 6 (5), 2090-2102.
90. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M., Sakurai, K. (2012) Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of dental research*, 91 (8), 800-804.
91. Ryou, H., Amin, N., Ross, A., Eidelman, N., Wang, D., Romberg, E. ve diğeri. (2011) Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22 (5), 1127-1135.

92. Ahlberg, J.P., Kovero, O.A., Hurmerinta, K.A., Zepa, I., Nissinen, M.J., Könönen, M.H. (2003) Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *CRANIO®*, 21 (4), 248-252.
93. Spitznagel, F.A., Horvath, S.D., Guess, P.C., Blatz, M.B. (2014) Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26 (6), 382-393.
94. Hamouda, I.M. (2012) Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *Journal of biomedical research*, 26 (3), 143-151.
95. Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134 (10), 1382-1390.
96. Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., Edelhoff, D. (2013) Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*, 32 (6), 865-871.
97. Horvath, S. (2016) Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 37 (9), 638-643.
98. CEREN, N., TURP, V., EMİR, F., AKGÜNGÖR, G., AYYILDIZ, S., ŞEN, D. (2016) NANOCERAMICS AND HYBRID MATERIALS USED IN CAD/CAM SYSTEMS.
99. Matinlinna, J.P., Lassila, L.V., Özcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. (2004) An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17 (2)
100. LAUVAHUTANON, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., ASAKAWA, Y., Oki, M. ve diğerleri. (2014) Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33 (5), 705-710.
101. Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., Francis, J. (2015) Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*, 6 (11), 7414-7417.
102. Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2014) The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials*, 30 (9), 954-962.
103. CERASMART - Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block. (2019). Ağ Sitesi: <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
104. Wegner, L., Gibson, L. (2001) The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites. *International journal of mechanical sciences*, 43 (8), 1771-1791.
105. Prielipp, H., Knechtel, M., Claussen, N., Streiffer, S., Müllejans, H., Rühle, M. ve diğerleri. (1995) Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks. *Materials Science and Engineering: A*, 197 (1), 19-30.

106. Della Bona, A., Corazza, P.H.,Zhang, Y. (2014) Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30 (5), 564-569.
107. Nguyen, J., Ruse, D., Phan, A.,Sadoun, M. (2014) High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93 (1), 62-67.
108. Coldea, A., Swain, M.V.,Thiel, N. (2013) Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29 (4), 419-426.
109. Coldea, A., Swain, M.V.,Thiel, N. (2014) Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 34, 124-133.
110. Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C.L.,Watts, D.C. (2004) Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*, 20 (9), 862-872.
111. Coldea, A., Swain, M.V.,Thiel, N. (2013) In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 34-42.
112. Mörmann, W.H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T.,Mehl, A. (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-125.
113. Zahnfabrik, V. (2019). ENAMIC, Ağ Sitesi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>
114. Schepke, U., Meijer, H.J., Vermeulen, K.M., Raghoobar, G.M.,Cune, M.S. (2016) Clinical Bonding of Resin and Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial. *Clinical implant dentistry and related research*, 18 (5), 984-992.
115. Ruse, N.,Sadoun, M. (2014) Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93 (12), 1232-1234.
116. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M.,Rheinberger, V. (2000) A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53 (4), 297-303.
117. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S.,Spiekermann, H. (2004) Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*, 7 (1), 25-45.
118. Davidowitz, G.,Kotick, P.G. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55 (3), 559-570.
119. Duret, F., Blouin, J.-L.,Duret, B. (1988) CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117 (6), 715-720.

120. Mörmann, W., Brandestini, M., Lutz, F. (1987) The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Die Quintessenz*, 38 (3), 457-470.
121. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28 (1), 44-56.
122. Freedman, M., Quinn, F., O'Sullivan, M. (2007) Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *Journal of the Irish Dental Association*, 53 (1).
123. Liu, P.-R. (2005) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26 (7), 507-513.
124. Palin, W., Burke, F. (2005) Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental update*, 32 (10), 566-572.
125. Duret, F., Preston, J. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1 (2), 150-154.
126. Feuerstein, P. (2004) Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association*, 135, 11S-16S.
127. Strub, J.R., Rekow, E.D., Witkowski, S. (2006) Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137 (9), 1289-1296.
128. Williams, R., Bibb, R., Rafik, T. (2004) A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (1), 85-88.
129. Marchack, C.B. (2007) CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97 (6), 389-394.
130. Alghazzawi, T.F. (2016) Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60 (2), 72-84.
131. Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W., Reich, S. (2015) Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*, 18 (2), 101-129.
132. Ting-shu, S., Jian, S. (2015) Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24 (4), 313-321.
133. Quaas, S., Rudolph, H., Luthardt, R.G. (2007) Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of dentistry*, 35 (12), 903-908.
134. Witkowski, S. (2005) (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 28, 169-184.
135. Att, W., Girard, M. (2014) Digital workflow in reconstructive dentistry. *Ferencz JL, Silva N, Navarro JM, eds. High-Strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives. Chicago, IL: Quintessence Publishing*, 260-277.

136. Van Noort, R. (2012) The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28 (1), 3-12.
137. Ersu, B., Yüzügüllü, B., Canay, Ş. (2008) Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32 (2), 58-72.
138. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204 (9), 505.
139. Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., Attal, J.-P. (2016) Understanding dental CAD/CAM for restorations-dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *International journal of computerized dentistry*, 19 (1), 45-62.
140. Correia, A., Sampaio Fernandes, J., Cardoso, J., Leal-Da-Silva, C. (2006) CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*, 35 (2), 183-189.
141. Matinlinna, J., Vallittu, P. (2007) Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of oral rehabilitation*, 34 (8), 622-630.
142. Dérand, P., Dérand, T. (2000) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 13 (2).
143. Jain, S., Parkash, H., Gupta, S., Bhargava, A. (2013) To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13 (3), 315-320.
144. Thompson, J.Y., Stoner, B.R., Piascik, J.R., Smith, R. (2011) Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 27 (1), 71-82.
145. Özcan, M., Niedermeier, W. (2002) Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*, 15 (3).
146. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M.A., Valandro, L.F. (2006) Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22 (3), 283-290.
147. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V. (2004) Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 32 (2), 91-99.
148. Madani, M., Chu, F.C., McDonald, A.V., Smales, R.J. (2000) Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83 (6), 644-647.
149. Della Bona, A., Shen, C., Anusavice, K.J. (2004) Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20 (4), 338-344.

150. Zogheib, L.V., Bona, A.D., Kimpara, E.T., McCabe, J.F. (2011) Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian dental journal*, 22 (1), 45-50.
151. Özcan, M., Vallittu, P.K. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19 (8), 725-731.
152. Luo, X.-P., Silikas, N., Allaf, M., Wilson, N., Watts, D. (2001) AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2™ dental ceramic. *Surface Science*, 491 (3), 388-394.
153. Bona, A.D., Anusavice, K.J. (2002) Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 15 (2).
154. Atsu, S.S., Kilicarslan, M.A., Kucukesmen, H.C., Aka, P.S. (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95 (6), 430-436.
155. Blatz, M.B., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A. (2007) Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence International*, 38 (9).
156. Sulewski, J.G. (2011). Einstein's "Splendid Light": Origins and Dental Applications. *Principles and Practice of Laser Dentistry* (s. 1-11): Elsevier
157. Dunn, W.J., Davis, J.T., Bush, A.C. (2005) Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, 21 (7), 616-624.
158. Paranhos, M.P.G., Burnett Jr, L.H., Magne, P. (2011) Effect of Nd: YAG laser and CO₂ laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence international*, 42 (1).
159. Akhavan Zanjani, V., Ahmadi, H., Nateghifard, A., Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Abdoh Tabrizi, M. ve diğ erleri. (2015) Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 6 (4), 294-300.
160. Foxton, R.M., Cavalcanti, A.N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L. ve diğ erleri. (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20 (2), 84-92.
161. Matinlinna, J., Lassila, L., Vallittu, P. (2006) The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *journal of dentistry*, 34 (7), 436-443.
162. Lung, C.Y.K., Kukk, E., Matinlinna, J.P. (2012) Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70 (5), 405-413.
163. Matinlinna, J.P., Lassila, L.V. (2011) Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *dental materials*, 27 (3), 273-280.

164. Özcan, M. (2002) The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87 (5), 469-472.
165. Oh, W.-s., Shen, C. (2003) Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (3), 241-246.
166. Kitasako, Y., Burrow, M., Katahira, N., Nikaido, T., Tagami, J. (2001) Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *Journal of dentistry*, 29 (2), 139-144.
167. Burke, F., Hussain, A., Nolan, L., Fleming, G. (2008) Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength.
168. Oilo, G. (1993) Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*, 43 (5), 492-498.
169. Della Bona, A., Van Noort, R. (1995) Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 74 (9), 1591-1596.
170. Özyöney, G. (2008) Aşırı madde kayıplı dişlerde IPS empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi.
171. Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. ve diğerleri. (1999) The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1 (4).
172. El Zohairy, A., De Gee, A., De Jager, N., Van Ruijven, L., Feilzer, A. (2004) The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of dental research*, 83 (5), 420-424.
173. Shimada, Y., Yamaguchi, S., Tagami, J. (2002) Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental materials*, 18 (5), 380-388.
174. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2008) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of prosthodontics*, 17 (1), 9-13.
175. Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (2004) Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (4), 349-355.
176. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2006) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental materials*, 22 (9), 857-863.
177. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve diğerleri. (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26 (2), e100-e121.
178. Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B., Matsumura, H. (2010) A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104 (4), 247-257.

179. Oliveira, A.C.C., Oshima, H.M.S., Mota, E.G., Grossi, M.L. (2009) Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *Revista Odonto Ciência*, 24 (1), 19-21.
180. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğerleri. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10 (4), 236-240.
181. Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11 (2), 117-125.
182. Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W., Pashley, D.H. (1994) Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of dental research*, 73 (6), 1205-1211.
183. Placido, E., Meira, J.B., Lima, R.G., Muench, A., de Souza, R.M., Ballester, R.Y. (2007) Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *dental materials*, 23 (9), 1086-1092.
184. Crispin, B.J. (1994). Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals: Quintessence Pub Co.
185. McLaren, E.A. (1998) All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium*, 19 (3), 307-325.
186. Blatz, M.B., Sadan, A., Arch Jr, G.H., Lang, B.R. (2003) In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (4), 381-387.
187. Lia, Z.C., White, S.N. (1999) Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81 (5), 597-609.
188. Kumbuloglu, O., Lassila, L., User, A., Toksavul, S., Vallittu, P. (2005) Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, 32 (2), 128-133.
189. Uludamar, A., Akalin, B., Ozkan, Y.K. (2011) Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14 (2), 140-153.
190. Manso, A.P., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A., Carvalho, R.M. (2011) Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*, 55 (2), 311-332.
191. Rueggeberg, F., Caughman, W.F. (1993) The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 18 (2), 48-55.
192. Zaimoğlu, A., Can, G. Luting cements and cementation. *Sabit Protezler*, 1, 239-270.
193. Geis-Gerstorfer, J. (1994) In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of Dentistry*, 22 (4), 247-251.
194. Gale, M., Darvell, B. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27 (2), 89-99.

195. Versluis, A., Douglas, W.H., Sakaguchi, R.L. (1996) Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental materials*, 12 (5-6), 290-294.
196. Barclay, C., Boyle, E., Williams, R., Marquis, P. (2002) The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *Journal of oral rehabilitation*, 29 (6), 546-552.
197. Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H., Oguchi, H. (2000) In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, 79 (6), 1385-1391.
198. McCabe, J.F., Walls, A.W. (2013). *Applied dental materials*: John Wiley & Sons.
199. Mason, P., Ferrari, M., Cagidiaco, M., Davidson, C. (1996) Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry*, 24 (3), 217-222.
200. Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S. ve diğeri. (2002) Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental materials*, 18 (3), 269-275.
201. Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004) Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (6), 561-569.
202. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Lüthy, H., Gauckler, L.J. (2007) Mechanical and fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *dental materials*, 23 (1), 115-123.
203. Saygili, G., Şahmali, S. (2003) Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of oral rehabilitation*, 30 (7), 758-764.
204. Andreatta Filho, O.D., Bottino, M.A., Nishioka, R.S., Valandro, L.F., Leite, F.P.P. (2003) Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal of Applied Oral Science*, 11 (1), 61-67.
205. Guess, P.C., Selz, C.F., Steinhart, Y.-N., Stampf, S., Strub, J.R. (2013) Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics*, 26 (1).
206. He, L.-H., Swain, M. (2011) A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *dental materials*, 27 (6), 527-534.
207. He, L.-H., Purton, D., Swain, M. (2011) A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22
208. Naumova, E., Schneider, S., Arnold, W., Piwowarczyk, A. (2017) Wear behavior of ceramic CAD/CAM crowns and natural antagonists. *Materials*, 10 (3), 244.
209. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., Güth, J.-F. (2016) Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative

- CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 1-11.
210. Cosme, D.C., Baldisserotto, S.M., Canabarro, S.d.A., Shinkai, R.S. (2005) Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *International Journal of Prosthodontics*, 18 (4).
 211. El Zhawi, H., Kaizer, M.R., Chughtai, A., Moraes, R.R., Zhang, Y. (2016) Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, 32 (11), 1352-1361.
 212. Shembish, F.A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M.N., Thompson, V.P., Opdam, N.J. ve diğerleri. (2016) Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*, 32 (4), 499-509.
 213. Borges, G.A., Sophr, A.M., De Goes, M.F., Sobrinho, L.C., Chan, D.C. (2003) Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (5), 479-488.
 214. Osorio, E., Toledano, M., da Silveira, B.L., Osorio, R. (2010) Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *Journal of dentistry*, 38 (2), 118-122.
 215. Ersu, B., Yuzugullu, B., Yazici, A.R., Canay, S. (2009) Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of dentistry*, 37 (11), 848-856.
 216. Bailey, L., Bennett, R. (1988) DICOR® surface treatments for enhanced bonding. *Journal of Dental Research*, 67 (6), 925-931.
 217. Kara, H.B., Dilber, E., Koc, O., Ozturk, A.N., Bulbul, M. (2012) Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers in medical science*, 27 (2), 267-272.
 218. Subaşı, M.G., Alp, G. (2017) Repair bond strengths of non-aged and aged resin nanoceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 9 (5), 364-370.
 219. Stawarczyk, B., Krawczuk, A., Ilie, N. (2015) Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical oral investigations*, 19 (2), 299-308.
 220. Akova, T., Yoldas, O., Toroglu, M.S., Uysal, H. (2005) Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128 (5), 630-637.
 221. Akyıl, M.Ş., Yilmaz, A., Karaalioğlu, O.F., Duymuş, Z.Y. (2010) Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomedicine and laser surgery*, 28 (4), 539-545.
 222. Çelik, E., Sahin, S.C., Dede, D.Ö. (2018) Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite to the Resin Matrix Ceramics After Different Surface Treatments. *Photomedicine and laser surgery*, 36 (8), 424-430.

223. Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T. ve diğ erleri. (2007) Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23 (1), 71-80.
224. Blatz, M.B., Phark, J.-H., Ozer, F., Mante, F.K., Saleh, N., Bergler, M. ve diğ erleri. (2010) In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical Oral Investigations*, 14 (2), 187-192.
225. Bremer, B.,Geurtsen, W. (2001) Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American journal of dentistry*, 14 (4), 216-220.
226. Shor, A., Nicholls, J.I., Phillips, K.M.,Libman, W.J. (2003) Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *International Journal of Prosthodontics*, 16 (1).
227. Cura, C., Saraçoğlu, A.,Çöttert, H.S. (2003) Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (4), 394-399.
228. Boushell, L.W.,Ritter, A.V. (2009) Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21 (2), 77-87.
229. Zaimoğlu, A.,Can, G. (2011) Fixed Prosthodontics. *Ankara: Ankara University Publishing*, 139-159.
230. Milleding, P., Örtengren, U.,Karlsson, S. (1995) Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22 (8), 571-580.
231. Krejci, I., Lutz, F.,Reimer, M. (1993) Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. *Journal of Dentistry*, 21 (1), 39-46.
232. Shade, A., Wajdowicz, M., Bailey, C.,Vandewalle, K. (2014) The effect of simplified adhesives on the bond strength to dentin of dual-cure resin cements. *Operative dentistry*, 39 (6), 627-636.
233. Eskimez, Ş. (2008) Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. *Quintessence yayıncılık ltd şirketi*.
234. Ceylan, Ö. (2007). Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
235. Retief, D. (1991) Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*, 4 (5), 231-236.
236. GÖKAY, O., YILMAZ, F.,AKIN, S. (1998) Saklama SolusyonlarınınKompozit Rezinlerin Mikrosızıntısı Üzerine Etkileri. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 4 (1), 41-47.
237. Addison, O., Fleming, G.J.,Marquis, P.M. (2003) The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental Materials*, 19 (4), 291-297.

238. Şengün, A., Öztürk, B., Ülker, M., Dişcioğlu, F., Özer, F. (2005) Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22 (3), 163-168.
239. Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S., Kern, M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95 (2), 117-123.
240. Lu, Y.C., Tseng, H., Shih, Y.H., Lee, S.Y. (2001) Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. *Journal of oral rehabilitation*, 28 (9), 805-813.
241. Sonmez, N., Gultekin, P., Turp, V., Akgungor, G., Sen, D., Mijiritsky, E. (2018) Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC oral health*, 18 (1), 5.
242. Hampe, R., Theelke, B., Lümke, N., Eichberger, M., Stawarczyk, B. (2019) Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Operative dentistry*.
243. William, J., O'Brien, W. (1997) Dental materials and their selection. *Quintessence book*, 16.
244. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26 (2), e38-e49.
245. Cardoso, P.E., Braga, R.R., Carrilho, M.R. (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14 (6), 394-398.

8. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Ankara’ da doğdum. İlkokulu Ahiler İlköğretim Okulu’nda okudum. Orta öğretimimi Ankara Atatürk Anadolu Lisesi’ nde 2009 yılında tamamladım. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde lisans eğitimi aldım ve 2014 yılında mezun oldum. Diş Hekimliği Uzmanlık sınavına girerek, 2016 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimimi almaya hak kazandım ve halen araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.

