T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

CAD/CAM RESTORASYONLARIN TERMOMEKANİK YAŞLANDIRILMASININ KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Hazırlayan
Ceyda GÜLEÇ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Yrd. Doç. Dr. Işıl SARIKAYA

TOKAT – 2017

CAD/CAM RESTORASYONLARIN TERMOMEKANİK YAŞLANDIRILMASININ KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 14 / 09 / 2017

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)	İmzası
Başkan : Doç. Dr. Göknil ERGÜN KUNT	.....
Üye : Yrd. Doç. Dr. Işıl SARIKAYA	.....
Üye : Yrd. Doç. Dr. Yeliz HAYRAN	.....

Bu tez, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 21../..09./2017 tarih ve 24.02 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan V. : Prof. Dr. Mücahit Eğri

.....

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(14/09/2017)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Ceyda GÜLEÇ

İmzası

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince her konuda ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerileri ile bana yol gösteren ve beni cesaretlendirerek ufkumu açan çok değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç Dr. Işıl SARIKAYA'ya,

Değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşıp eğitimime katkıda bulunan anabilim dalımızın öğretim üyeleri sevgili hocalarım Yrd. Doç. Dr. Yeliz HAYRAN, Yrd. Doç. Dr. Bilal HOLOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Kaan YERLİYURT'a,

İstatistiksel analizlerde bana yardımcı olan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Osman DEMİR'e,

Eğitimim sırasında her zaman desteklerini hissettiğim, her türlü problemimde yanımda olan, bundan sonra da hayat boyu birlikte olacağım çok sevgili asistan arkadaşlarım ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum personelimize,

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, bana sonsuz sevgi, destek ve anlayış gösteren, varlıkları ile gurur duyduğum annem, babam, sevgili kardeşim ve halalarıma,

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2015/131 proje numarası ile desteklenmiştir.

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum...

ÖZET

CAD/CAM Restorasyonların Termomekanik Yaşlandırılmasının Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik kronlar ile hibrit seramik monolitik blokların kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılmasıdır.

Yöntem: Çekilmiş 60 adet molar diş üç grup oluşacak şekilde (n=20) bölünmüştür. Her test grubu için, Cerasmart (GC, Japonya), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) monolitik blokları ile tam kron restorasyonları üretildi. 20'şer örnekli gruplarda örneklerin (n=10) yarısına dual akslı çiğneme simülatörü ve termal siklus (5°C-55°C, 6000 siklus) ile yaşlandırma işlemi uygulanırken diğer örneklere (n=10) yaşlandırma uygulanmamıştır. Çiğneme simülatöründe (50N, 1.1 Hz, lateral hareket:1mm, ağız açıklığı:2mm) ile steatit antagonistler ile 5 yıllık yaşlandırmayı taklit etmek için distile su solüsyonu içerisinde 1.200.000 siklus uygulanacak şekilde yaşlandırma işlemi uygulandı. Daha sonra tüm örneklerin kırılma dayanıklılık değerleri üniversal test makinesinde değerlendirildi. İstatistiksel analiz ölçümlerinin gruplar yönünden farklılığı tekrarlı ölçümlerde Varyans analizi kullanılarak değerlendirildi ($p<0.05$).

Bulgular: En yüksek kırılma dayanıklılığı değeri yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD kronlarda görülürken (3098,4±667,09 N), en düşük kırılma dayanıklılık değeri ise yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic (1978,71±364,05 N) kronlarda

görülmüştür. Yaşlandırma işlemi sonrasında ise Vita Enamic kronlar kırılma dayanıklılığı değerlerine göre, IPS e.max CAD ve Cerasmart kronlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur. Yaşlandırma işleminin ise tüm gruplar içerisinde anlamlı bir farklılığa neden olmadığı belirlenmiştir.

Sonuçlar: Çalışmamızda kullanılan tüm CAD/CAM monolitik kron restorasyonlarının dayanıklılığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu ve 5 yıllık yaşlandırma işlemine karşı dayanıklı oldukları tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM, kırılma dayanıklılığı, çiğneme simülatörü, yorgunluk

ABSTRACT

Investigation of the Influence of Thermomechanical Aging on the Fracture Strength of CAD/CAM Restorations

Aim: The purpose of this study is to compare the fracture strength of hybrid ceramic monolithic blocks with glass ceramic crowns reinforced with lithium disilicate without and with thermomechanical aging.

Material and methods: Sixty extracted molar teeth were divided into three test group (n=20). For each test group, full crown restorations were fabricated from Cerasmart (GC, Japon), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Germany) and IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) monolithic blocks in our study. Aging was not applied to other specimens (n = 10), while dual axis chewing simulator and thermal cycle (5°C-55°C, 6000 cycles) were applied to half of the samples in 20 sample groups (n = 10). Aging was performed in a chewing simulator (50N, 1.1 Hz, lateral movement: 1 mm, mouth opening: 2 mm) to apply 1,200,000 cycles to mimic 5-years aging with steatite antagonists in distilled water solution. Then, fracture strength values of all samples were evaluated in an universal testing machine. Statistical analysis, the differences of the measures in terms of groups were evaluated using repeated measures of Variance analysis ($p < 0.05$).

Results: While the highest fracture strength value was appeared in IPS e.max CAD crowns (3098,4±667,09 N) without aging, the lowest fracture strength value was observed with aging Vita Enamic (1978,71±364,05 N) crowns. After the aging process, according to fracture strength values, Vita Enamic crowns were statistically significantly different from IPS e.max CAD and Cerasmart crowns. It was determined

that aging did not cause a significant difference in all groups.

Conclusions: The durability of all CAD/CAM monolithic crown restorations used in our work was found clinically acceptable limits and resistant to 5 years aging process.

Keywords: CAD/CAM, fracture strength, chewing simulator, fatigue

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME i

TEŞEKKÜR ii

İTHAF (ADAMA) iv

ÖZET v

ABSTRACT vii

İÇİNDEKİLER ix

TABLOLAR LİSTESİ xiii

ŞEKİLLER LİSTESİ xiv

KISALTMALAR LİSTESİ xvi

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 4

2.1. BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM (CAD/CAM) 6

2.1.1.Tarihçe 7

2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları 10

2.1.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları 11

2.2.CAD/CAM KOMPONENTLERİ 11

2.2.1. Veri toplanması 11

2.2.2. Restorasyonun tasarımının yapılması 13

2.2.3. Restorasyonun üretiminin yapılması 13

2.3. CAD/CAM ÜRETiM ŞEKiLLERi 15

2.3.1. Direkt klinikte kullanılan sistemler 15

2.3.2. Laboratuvarda kullanılan sistemler ……..……..16

2.3.3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri 16

2.4. CEREC CAD/CAM SİSTEMİ 16

2.5. DAİMİ RESTORASYONLARIN ÜRETİMİNDE KULLANILAN CAD/CAM MATERYALLERİ 19

2.5.1. Monolitik Materyaller 19

2.5.2. Cam Seramikler 20

2.5.2.1. Feldspatik cam seramikler 20

2.5.2.2. Lösitle güçlendirilen cam seramikler 22

2.5.2.3. Lityum disilikat cam seramikler 23

2.5.3. Zirkonyum Oksit Seramikler 26

2.5.4. Zirkonya ile Güçlendiren Seramikler 28

2.5.5. Rezin İçerikli CAD/ CAM Bloklar 29

2.5.5.1 Dağınık Doldurucular 31

2.5.5.2. Polimer İnfiltre Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN) 33

2.6. DENTAL SERAMİKLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ 35

2.6.1. Dayanıklılık 36

2.7. DİŞ YAPISININ MEKANİK ÖZELLİKLERİ 37

2.8. ÇİĞNEME KUVVETLERİ VE STRES 39

2.9. ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ 42

2.10. TERMAL YAŞLANDIRMA 43

3. YÖNTEM 45

3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 46

3.1.1. Destek Dişler 47

3.1.2. Yapay Periodontal Membran 47

3.1.3. Örneklerin Akrilik Rezin ile Polyester Kalıplar İçerisine Gömülmesi 49

3.1.4. Tam seramik kronlar için diş preparasyonu dizaynı 50

3.1.5. Kronların CAD/CAM Üretimi 51

3.1.6. Tam Seramik Kronların Adeziv Simantasyonu 55

3.1.7. Örneklerin Termal Siklus ile Yaşlandırılması 56

3.1.8. Örneklerin Çiğneme Simulatörü ile Yaşlandırılması 57

3.1.9. Kırılma Dayanıklılığının Tespiti 59

3.1.10. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri 62

3.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 63

4. BULGULAR VE YORUMLAR 64

4.1. GRUPLARDAKİ ÖRNEK DAĞILIMI 64

4.2. YAŞLANDIRMA UYGULANAN VE UYGULANMAYAN GRUPLARIN KIRILMA DAYANIKLILIKLARI ÖLÇÜM SONUÇLARI 64

4.3. KIRILMA DAYANIKLILIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI 66

4.3.1. Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus ile Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan Kronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması 66

4.3.2. Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus ile Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması 67

4.4. SEM GÖRÜNTÜLERİ 68

4.4.1. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD örnekler 68

4.4.2. Yaşlandırma işlemi uygulanan IPS e.max CAD örnekler 69

4.4.3. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Cerasmart örnekler 69

4.4.4. Yaşlandırma işlemi uygulanan Cerasmart örnekler 70

4.4.5. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Vita Enamic örnekler 70

4.4.6. Yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic örnekler 71

5. TARTIŞMA 72

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 91

7. KAYNAKLAR 92

8. ÖZGEÇMİŞ 107

9. EKLER 108

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Günümüzde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM sistemleri 9

Tablo 2.2. Rezin içerikli CAD/CAM bloklarının özellikleri 31

Tablo 2.3. Mine ve dentinin özellikleri..... 38

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM bloklar ve özellikleri 46

Tablo 3.2 Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler..... 58

Tablo 4.1. Çalışma örneklerinin genel dağılımı 64

Tablo 4.2. Örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri ölçüm sonuçları (N)..... 65

Tablo 4.3. Termomekanik yaşlandırma uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılığı sonuçlarının karşılaştırılması 67

Tablo 4.4. Termomekanik yaşlandırma uygulanan grupların kırılma dayanıklılığı sonuçlarının karşılaştırılması 68

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Dağınık dolduruculu ve PICN yapılı materyallerin mikroyapısı..... 34

Şekil 3.1. Kök yüzeyleri mum ile kaplanan diş 48

Şekil 3.2. Örneklerin silikon kalıplar içerisine yerleştirilmesi 49

Şekil 3.3. Örnek tutucu kalıplar 50

Şekil 3.4. Akrilik rezin içerisine gömülmüş diş ve prepare edilmiş hali 51

Şekil 3.5. Yansıtıcı toz ile kaplanan örneklerin taranması 52

Şekil 3.6. Restorasyon diş numarası, dizayn tipi ve bitim çizgisinin belirlenmesi..... 52

Şekil 3.7. Kron tasarımının oluşturulması 53

Şekil 3.8. Örneklerin frezeleme işlemi 53

Şekil 3.9. Glaze işleminden sonra IPS e.max CAD örnekler 54

Şekil 3.10 a-b. Polisaj uygulanan Cerasmart ve Vita Enamic örnekler..... 55

Şekil 3.11 a-b. Kronların simantasyonunda kullanılan rezin siman 56

Şekil 3.12. Örneklerin termal siklus işlemi ile yaşlandırılması 57

Şekil 3.13. Çiğneme simülatöründe örneklerin yaşlandırılması..... 59

Şekil 3.14. Kırılma deneyi sırasında örnekler..... 60

Şekil 3.15. Kırılma dayanıklılığı testinde kullanılan üniversal test cihazı 60

Şekil 3.16. Kırılma testi sonrası IPS e.max CAD kron 61

Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu..... 62

Şekil 4.1. Örneklerin yaşlandırma işlemi uygulanması öncesi ve sonrası kırılma dayanıklılığı değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği (N)..... 65

Şekil 4.2. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme..... 68

Şekil 4.3. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan IPS e.max CAD örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x100 büyütme..... 69

Şekil 4.4. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan Cerasmart örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x200 büyütme..... 69

Şekil 4.5. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan Cerasmart örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x25 büyütme..... 70

Şekil 4.6. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan Vita Enamic örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme..... 70

Şekil 4.7. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme..... 71

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CAD: Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

%: Yüzde

°C: Santigrat

cm^2: Santimetrekare

cm^3: Santimetreküp

N: Newton ($kg.m/s^2$)

GPa: Giga Pascal

MPa: Mega Pascal (N/mm^2)

SS: Standart Sapma

p: İstatistiksel anlamlılık değeri

sn: Saniye

Hz: Hertz

n: Örnek Sayısı

3D: Üç boyutlu

CEREC: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

LED: Light-Emitting Diode

SEM: Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu

g: Gram

Kg: Kilogram

$Li_2Si_2O_5$: Lityum disilikat

Li_2SiO_3: Lityum meta-silikat

Al_2O_3: Alüminyum oksit

HT: Yüksek translusensi

LT: Düşük translusensi

MT: Orta translusensi

T: Translusent

MgO: Magnezyum oksit

CaO: Kalsiyum oksit

ZrO_2: zirkonyum dioksit

$K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$: Lösit kristali formu

Y_2O_3: Yitriyum oksit

Y-TZP: Yitrium stabilize zirkonya

PICN: Polimer infiltre seramik ağı

Bis-GMA: Bisfenol-A-glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

Au: Altın

Pt: Platin

r: Yarıçap

1. GİRİŞ

Fizyolojik veya patolojik abrazyon, atrizyon, erozyon gibi nedenlerle hasar görmüş doğal dişlerin fonksiyonlarını ve estetik görünümünü korumak için uzun süredir kron restorasyonları yapılmaktadır. Metal destekli seramik kronlar, yüksek dayanıklılık, hassas uyum, marjinal bütünlük ve uzun vadeli sağ kalım oranlarına bağlı olarak tam kron restorasyonların altın standardı olarak kabul görmüştür (Reitemeier, Hänsel, Kastner, Weber, & Walter, 2013; Sailer, Pjetursson, Zwahlen, & Hämmerle, 2007). Fakat, biyolojik olarak oluşabilecek komplikasyonlar (Pjetursson, Sailer, Zwahlen, & Hämmerle, 2007), seramikte chipping/desimantasyon (Marklund, Bergman, Hedlund, & Nilson, 2003) ve estetik doğal diş görünümün olmaması metal seramik restorasyonlarda dezavantaj olarak düşünülmektedir (Anusavice, 1993). Bu nedenle, metal içermeyen biyouyumlu restorasyonlara olan ilgi ve talep artışı, araştırmacıları materyal aramaya teşvik etmiştir. Bu ihtiyacı karşılamak için, yumuşak dokularla biyouyumluluk özelliği (Sjögren, Sletten, & Dahl, 2000), geliştirilmiş renk stabilitesi, geliştirilmiş aşınma direncinin yanı sıra ve mükemmel ışık geçirgenliği (Gallucci, Guex, Vinci, & Belser, 2007) avantajları ile tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir.

1965 yılında ön dişlerin restorasyonu için kullanılan alümina ile güçlendirilmiş, feldspatik kor seramiği McLean tarafından tanıtılmıştır (McLean, 1965). O zamandan beri bir çok sistem geliştirilerek piyasaya sürülmüştür. Daha sonraki yıllarda diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (computer aided design-CAD/computer aided manufacturing-CAM) teknolojileri tanıtılmaya başlanmıştır. CAD/CAM ile üretilen restorasyonların standartlaştırılmış üretim süreçleri, üniform materyal kalitesine, restorasyonların tekrarlanabilirliğine ve üretim

maliyetlerinin düşürülmesine imkan sağlanmıştır. Sonuç olarak, çift katmanlı ve monolitik uygulamalar için yeni nesil seramik ve kompozit malzemeler geliştirilmiştir.

Bununla birlikte, çift katmanlı tam seramik restorasyonlarındaki chipping ve monolitik tam seramik restorasyonlarda oluşan kopma halen en sık bildirilen laboratuvar ve klinik komplikasyonları temsil etmektedir (Al-Amleh, Lyons, & Swain, 2010; Bindl, Richter, & Mörmann, 2005; Coelho ve ark., 2009). Kullanılan restoratif materyalin belirlenmesindeki öncelikli kriter çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli mekanik özelliklere sahip olması ve kalan diş yapısını koruyabilmesidir.

Monolitik CAD/CAM polimer esaslı rezin kompozit materyalleri için, uzun süreli mekanik dayanım özellikleri konusunda sınırlı bilgi mevcuttur (Fasbinder, Dennison, Heys, & Lampe, 2005; Vanoorbeek, Vandamme, Lijnen, & Naert, 2010). Bununla birlikte, rezin içerikli yeni hibrit seramik materyalleri ile ilgili bir kron restorasyonunun yorulma davranışı ve kırılma direnci ile ilgili uzun süreli çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamızın amacı; lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn), ve hibrit seramik bloklardan Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) monolitik bloklarının çiğneme simülatörü ve termal siklus işlemi ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanıklılığı ile yaşlandırma uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılması ve kırılma tipinin incelenmesidir.

Hipotezlerimiz: 1) Monolitik CAD/CAM kron restorasyon materyalleri arasında yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası kırılma dayanıklılık değerlerine göre farklılık bulunmayacağı, 2) ağız içi koşullarını taklit etmek amacıyla termal siklus ve

çiğneme simülatörü ile uygulanan termomekanik yaşlandırma sonrası monolitik kron restorasyonlarının kırılma dayanıklılığında azalma görüleceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

Protetik diş tedavisinin temel amacı dokuların bütünlüğünün korunması, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin sağlanmasıdır. Artan estetik beklentiler ve kullanılan bazı alaşımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar, hekimleri metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımına yönlendirmiştir. Önceleri metal destekli seramik restorasyonlardan başka seçenek yokken artık günümüzde hem anterior hem posterior bölgelerde kullanıma olanak sağlayan metal desteksiz seramik restorasyonlar başarılı sonuçlar vermektedir (Akın, 1983; McCabe, 1999; Touati, Miara, & Nathanson, 1999). Estetik ve biyolojik üstünlüklerine rağmen, metal desteksiz seramikler kırılgan yapıdadır. Bu yüzden, bu sistemlerin kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır (Touati ve ark., 1999). Diş hekimliğinde kullanılan materyaller arasında önemli bir yere sahip olan seramikler; renk stabiliteleri ve aşınma dirençleri oldukça yüksek, inert, biyouyumlu ve estetik materyallerdir (Lawn ve ark., 2002; Von Steyern, Carlson, & Nilner, 2005). Sabit protezlerde en fazla kullanılan, estetik olarak doğal dişe en yakın olan bu materyalin su emiliminin az olması ve ağız dokuları tarafından kolay tolore edilişi önemli özelliklerindendir (Shillingburg, Hobo, Whitsett, Jacobi, & Brackett, 1997).

Dental seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur (O'Brien, 2008). Yapısı esas olarak camdan oluştuğu için baskı kuvvetlerine karşı yüksek direnç gösterirler ancak gerilim tipi kuvvetlere karşı dirençleri düşük, kırılma direncinden yoksun materyallerdir (Qualtrough & Piddock, 1997). Makaslama ve çekme streslerine karşı dayanıklılığının yetersiz olması sebebiyle metal bir alt yapı ile desteklenmesi gerekmektedir (Rosenblum & Schulman, 1997). Bu tür restorasyonlarda metal alt yapı dayanıklılık sağlarken, porselen ise estetik kaliteyi arttırmaktadır. Fakat

metal alt yapılı porselen sistemleri sağlamış oldukları yararların yanı sıra bazı dezavantajlara sahiptir. Metal yapının opak yapısı, ışık geçirgenliğini etkilemesi doğal dişin renginin yansımasını engellemektedir. Metal altyapının ışık geçirgenliğinin yetersiz olması ve estetik sakıncalar nedeniyle anterior bölgede metal destekli seramik restorasyonların kullanımı olumsuz sonuçlar vermektedir (Rosenstiel, Land, Fujimoto, & Lang, 2001). Ayrıca metal alt yapının korozyona uğraması, ilave bir kalınlığa sebep olması, alaşımların toksik ve alerjik etkileri başlıca dezavantajlardır. Metal desteksiz tam seramik sistemler anılan dezavantajların ortadan kaldırılması amacıyla geliştirilmiştir. Tam seramikler üstün estetik özellikleri, biyolojik uyumlulukları, renk stabiliteleri ve düşük ısı iletkenlikleri ile metal destekli seramik restorasyonlara iyi bir alternatif olmaktadır (Kheradmandan, Koutayas, Bernhard, & Strub, 2001; Oden, Andersson, Krystek-Ondracek, & Magnusson, 1998).

Tam seramiklerin çeşitli sınıflandırılmaları vardır ve bir çok araştırmacı daha dayanıklı tam seramik materyalleri elde edebilmek adına çeşitli kristalin maddeler kullanarak farklı üretim teknikleri geliştirmişlerdir. Kelly ve arkadaşları (Kelly, 2004) tam seramik restorasyonları; camsı materyaller, kısmi olarak cam doldurucu içeren materyaller ve polikristalin seramik materyaller olarak 3 ana gruba ayırmıştır. Bu üç materyalde de çeşitli doldurucularla birlikte ana fazı feldspatik cam meydana getirmektedir. Dolduruculara ek olarak polikristalin seramiklerde kütlesel olarak %17-25 oranında lösit kristalleri de bulunmaktadır (Kelly, 2004). Üretim teknikleri göz önüne alınarak günümüzde tam seramik materyalleri; sinterize seramikler, dökülebilir cam seramikler, frezelenebilir seramikler, ısı ile preslenebilir seramikler, refrakter day

üzerinde elde edilen seramikler olarak sınıflandırmak mümkündür (Datla, Alla, Alluri, Babu, & Konakanchi, 2015).

2.1. BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM (CAD/CAM)

CAD/CAM sistemi; bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar Destekli Üretim (CAM) olmak üzere iki bileşenden oluşur. Bilgisayar yazılımları ve bilgisayar kontrollü donanım yardımı ile iş parçalarını tasarlamak ve üretmek için bir süreçtir. Her iki unsur da esastır ve etkili bir üretim sistemi için elektronik veri alışverişi vasıtasıyla birbirine bağlanır. CAD, bir mühendislik çiziminin veya tasarımının oluşturulması, analizi, modifikasyonu ve optimizasyonu için bilgisayarların kullanımı olarak tanımlanır (Groover & Zimmers, 1983). Bu tasarım süreci, özel CAD yazılımı tarafından desteklenmektedir. Tasarım, materyal seçimi ve ürünün imalatı için kullanılan boyutsal düzenlenmeler ilgili özel bilgileri taşımaktadır. Ayrıca tasarım tolerans bilgisini de içermektedir. Daha sonra bu bilgiler imalattan önce baskı taslağı olarak ve analitik amaçlar için kullanılabilir. Final tasarım ise daha sonra CAM'a aktarılabilir. CAM, üretim süreçlerinde otomasyonu programlamak için bilgisayar yazılımının kullanımı olarak tanımlanmaktadır (Groover & Zimmers, 1983). CAD yazılımından tasarım özellikleri alındıktan sonra, CAM yazılımı kullanılarak ürün imalatı için planlanan stratejileri birleştirerek CAM işlevlerini yerine getirir. Stratejiler, ürün imalatı için gerekli üretim tesisini (Freze makinesi, üç boyutlu yazıcı vb.) çalıştırmak için kullanılan operasyonel protokollerdir. Üretim stratejileri, CAM ekipman yeteneklerine ve kullanılan CAM yöntemine bağlıdır.

2.1.1 Tarihçe

CAD ilk olarak 1960'ların başında Dr Ivan E. Sutherland tarafından şematik çizimlerde ve taslak oluşturma prosedürlerinde mühendislikte yardımcı olarak tanıtılmıştır (Higgins, 1999). CAD yazılımının önceki jenerasyonları yalnızca 2 boyutlu (2D) taslak oluşturma prosedürlerine uygundu ve 1960'ların sonuna kadar da Renault'dan Casteljau ve Beizier tarafından geliştirilene kadar da 3 boyutlu (3D) CAD yazılıma uygun değildi. Onların 3D eğrileri ve yüzey geometrisi üzerine yaptıkları çalışmalar, bugün 3D CAD yazılımının temelini oluşturmaya devam etmektedir. CAD'nin geliştirilmesi ile bağlantılı olarak, CAM yazılımı ancak 1970'lerde Dr. Patrick J. Hanratty tarafından piyasaya sürülmüştür. Ancak teknolojideki son gelişmeler, tasarımın oluşturulmasından ürünün imalatına kadar olan süreçlerde detaylı üç boyutlu (3D) tasarımın ve CAM'ın tüm mühendislik sürecinde CAD ile birleştirilmesini ortaya çıkarmıştır (Higgins, 1999).

Bununla birlikte, mini bilgisayarların ve geliştirilmiş yazılım yeteneklerinin kullanıma sunulması CAD/CAM'ın yaygınlaşmasına neden olmuştur. Geleneksel olarak CAD/CAM yöntemleri, freze stratejileri biçiminde eksiltici bir yöntem ile tekelleştirilmiştir (Groover & Zimmers, 1983). Bununla birlikte, teknolojideki ilerlemeler, ürünlerin imalatı için ilave edici yöntemi de (lazer eritme, lazer sinterleme gibi) gündeme getirmiştir. Şu anda, CAD/CAM kullanımı endüstriyel tasarım, tıp ve diş protezleri ile bilgisayar animasyonları gibi uygulamalar için kullanılmaktadır.

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğindeki ilk uygulaması 1970'lerin başında dental CAD/CAM teknolojisinin öncülerinden Duret ve Preston tarafından başlatılmıştır (Duret & Preston, 1991). Ticari olarak ilk dental CAD/CAM sistemi intraoral olarak

alınan optik ölçü ile fonksiyonel şekilli tek üye restorasyonlar Duret tarafından üretilmiştir. Daha sonra bu sistem geliştirilerek Sopha (Sopha, bioconcept, Fransa) sistemi olarak literatürde yer almıştır (Duret & Preston, 1991; Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009). Bu sistem karmaşıklığı ve maliyeti nedeniyle yaygınlaşamamıştır (Mantri & Bhasin, 2010). Duret sistemine dayanan yeni bir dental CAD/CAM sistemi geliştirme çalışmaları yetmişli ve seksenli yıllarda devam etmiştir (Rekow, 2006). Daha sonra ise Moermann ve elektrik mühendisi arkadaşı Brandestini ile birlikte CAD/CAM sistemini geliştirmek için çalışmalar yapmıştır. Klinikte hazırlanan inley kavite, ağız içi kameraları kullanılarak dijital olarak alınan ölçüden yapılan restorasyon tasarımı yapılmıştır. Seramik blokların frezelenmesi ile inley restorasyon hazırlanmıştır. Bu sayede tek seansta restorasyon hazırlamak mümkün hale gelmiştir (Miyazaki & Hotta, 2011; Mormann, 1989). Bu sistem bilgisayar destekli CERamic REConstruction olarak adlandırılmış ve şu an bilinen adıyla CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) sistemi oluşturulmuştur (Otto & De Nisco, 2002).

Diğer bir CAD/CAM sistemi ise Anderson tarafından geliştirilen Procera sistemidir (Andersson & Odén, 1993). 1980'li yıllarda titanyumun zor olan hassas dökümü nedeniyle spark erozyon ile titanyum kopinglerin üretilmesi ve CAD/CAM sisteminden restorasyonların hazırlanmasında faydalanılmıştır (Andersson, Carlsson, Persson, & Bergman, 1996). Daha sonra bu sistem tüm dünyada kullanılan ve internet aracılığıyla birbirine bağlı bir üretim merkezi haline gelmiştir.

Dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimi, teknolojinin gelişmesi ile halen devam etmektedir. Günümüzde piyasada çok fazla seçenek mevcut olmasına rağmen,

CAD/CAM sistemi için uluslararası kabul görmüş bir standart bulunmamaktadır (Tablo 2.1.). Bugüne kadar yayınlanan tek ISO standardı laboratuvara dayalı CAD/CAM tarayıcılarıyla ilgilidir (ISO 12836: 2015 Dentistry-indirekt dental restorasyonlar ve CAD/CAM sistemleri için dijital cihazlar- doğruluğu değerlendirmek için test yöntemleri)(ISO, 2015).

Tablo 2.1. Günümüzde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM sistemleri

YIL	**BİLİMADAMI / SİSTEMLER**	**YER / ŞİRKET**
1970ler	Duret ve Preston	Güney Kaliforniya Üni. ,ABD
1984	Sopha sistem	Sopha biokonsept, Fransa
1980ler	Mörmann ve Brandestini	Zürih Üniversitesi, İsviçre
1987	Cerec 1	Sirona Dental Sistem, Almanya
1989	Precident	DCS Dental, Almanya
1993	Procera	Nobel Biocare,ABD
1994	Cerec 2	Sirona Dental Sistem, Almanya
2000	Cerec 3	Sirona Dental Sistem, Almanya
2001	Cerec In Lab	Sirona Dental Sistem, Almanya
2001	Cercon	Degudent, Almanya
2002	Everest	Kavo Dental, ABD
2002	Lava	3M ESPE, ABD
2008	E4D	Planmeca, ABD

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını sahiptirler. Bu sistemler ayrıca çene yüz protezlerin hazırlanmasında, implant destekli protezlerde dayanak olarak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde

de kullanılmaktadır (Denissen, van der Zel, & van Waas, 1999; Fasbinder, 2006; Giordano, 2006; Kupeyan, Shaffner, & Armstrong, 2006; Marchack, 2007; Raigrodski, 2004; Strub, Rekow, & Witkowski, 2006; Williams, Bibb, & Rafik, 2004).

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Kronların ve köprü protezlerinin üretimi için CAD/CAM teknolojisinin avantajları; yeni materyallerin uygulanması, iş gücünün azaltılması, maliyet etkinliği ve kalite kontrolü olarak özetlenebilir (Miyazaki ve ark., 2009). CAD/CAM sistemleri kullanılarak çalışma yöntemlerinin basitleştirilmesinin yanı sıra daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılması olası hale gelmiştir (Hickel, Dasch, Mehl, & Kremers, 1997; Mehl & Hickel, 1999). Geleneksel ölçü alma yöntemleri elimine edilerek, doğal diş formunda ve daha uyumlu restorasyonların yapılabilmesine imkan sağlanmıştır. Hem hekim hem de hasta için zaman tasarrufu sağlanmıştır. Bu sayede daha iyi kenar uyumu ve mekanik direnç sağlayan, yüzey kalitesi daha iyi olan restorasyonların daha iyi estetik özellikler ile kısa sürede yapılmasına imkan sağlamıştır (Christensen, 2001). CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvar açısından bakıldığında da büyük avantajları vardır. CAD/CAM teknolojisi daha kısa sürede daha yüksek kalitede otomatik fabrikasyon üretimi sağlamaktadır. Dental CAD/CAM sistemleri teknik hataları minimuma indirmektedir. Ayrıca, indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon nedeniyle oluşacak enfeksiyon tehlikesini azaltmaktadır (Liu, 2005). Tek seansta yapılabilmesi zaman kazandırmasının yanında geçici restorasyon ihtiyacını da ortadan kaldırarak iş gücü tasarrufunun yanında maliyet etkinliği de sağlamaktadır (Feuerstein, 2004).

2.1.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM sistemleri bir çok yeni sistem geliştirilmesine rağmen hala ekonomik olarak tartışılan bir uygulama olması sistemin dezavantajıdır. Monokromatik bloklardaki renk çeşitliliğinin az olması nedeniyle beklenen estetik görünüme ulaşılamaması sorunu renk çeşitliliğindeki artış ile elimine edilmiştir. Diğer bir sorun ise subgingival basamaklardaki optik kameralardaki görüntü kaydetmedeki zorluklardır. Bu durum ise iyi bir retraksiyon yapılması zorunluluğu oluşturmaktadır (Christensen, 2001).

2.2. CAD/CAM KOMPONENTLERİ

Beuer ve arkadaşlarına göre tüm CAD/CAM sistemleri için 3 bileşen tanımlanabilir (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008). Sistem temel olarak 3 bileşenden oluşmaktadır:

- *Tarayıcı:* Preparasyonun intraoral veya ekstraoral olarak taranıp verilerin toplanmasını sağlar.
- *Veri işlenmesi ve tasarım:* Restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımı (CAD).
- *Üretim sistemi:* Sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesidir (CAM).

2.2.1. Veri toplanması

Sistemdeki bilgi toplayan kısımdır. Prepare edilen diş, okluzal ilişki ve komşu diş ilişkileri intraoral ve ekstraoral olarak taranır (Strub ve ark., 2006; Tinschert, Natt, Hassenpflug, & Spiekermann, 2004). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM

sistemlerinde veri toplama işlemi değişik tekniklerle çalışan cihazlar tarafından gerçekleştirilebilir. Optik ve mekanik tarayıcı olmak üzere 2 farklı görüntüleme seçeneği vardır. Triangulasyon prosedürü ile üç boyutlu olarak yapıların görüntüsü elde edilmektedir (Beuer ve ark., 2008; Strub ve ark., 2006).

Bazı CAD/CAM sistemlerinde veri toplama amacı ile geliştirilmiş, ağız içinden optik sensörler ya da lazer ışınları ile görüntü alabilen ağız içi kameralar bulunmaktadır. Geçmiş yıllarda bu cihazları kullanarak ölçü almak, sistemin hassasiyeti açısından sorgulansa da, günümüzde bu tekniğin güvenilirliği çalışmalar ile kanıtlanmaktadır (Syrek ve ark., 2010). Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri sağlayan optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır ve bu nedenle hastanın ufak hareketi bile hatalı verilerin oluşmasına neden olmaktadır (Strub ve ark., 2006).

Mekanik tarayıcılar ise pin, iğne ya da küre şeklindeki uç sayesinde alçı model üzerinde mekanik tarama yapmaktadır. Bu şekilde modelin üç boyutlu ölçümü yapılmaktadır. Bu ölçüm tekniği çok yüksek doğruluğa sahip olmasına rağmen karmaşık ve pahalıdır (Beuer ve ark., 2008).

Diğer bir grup CAD/CAM sistemi ise veri toplama işlemini, konvansiyonel tekniklerle yani ölçü alınması sonrası elde edilen alçı modellerin taranması işlemi ile gerçekleştirmektedir. Alçı modellerin taranması bazı CAD/CAM sisteminde mekanik tarayıcılarla, bazı CAD/CAM sistemlerinde ise optik sensörlü ya da lazer ışınları ile görüntü alan tarayıcılarla gerçekleştirilmektedir (Tinschert ve ark., 2004).

2.2.2. Restorasyonun tasarımının yapılması

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde, tarama ve üç boyutlu veri toplama işlemleri bittikten sonra, restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Restorasyonun tasarımı için her CAD/CAM sisteminin kendine özgü bir yazılımı vardır. Bu özel yazılımlar ile, alınan görüntü tüm yönlerden üç boyutlu olarak incelenir. Restorasyonun kenar sınırları belirlenir ve oluşturulan restorasyonun ekvator bölgesi, restorasyonun pozisyonu, eğimi gibi çeşitli özellikleri bu yazılımlar ile düzenlenmektedir. Böylece kişiselleştirilen restorasyon, üretim aşaması için hazır hale getirilmektedir.

2.2.3. Restorasyonun üretiminin yapılması

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde, restorasyonun üretiminin teknikleri için genelde iki metot önem taşımaktadır. Bunların ilki geçmişten günümüze kullanılan, prefabrike blokların frez ve diskler ile aşındırılması ile oluşturulan geleneksel aşındırma metodudur. Bu üretim metoduna "eksiltme yöntemi" de denilmektedir. Bu metotla restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun büyük bir kısmı kullanılmadan atılmaktadır (Witkowski, 2005). Milleme eksenine göre üç kategoride freze cihazı mevcuttur (Beuer ve ark., 2008).

- 3 eksenli frezeleme cihazında üç uzaysal düzlemde (X-, Y- ve Z- değerleri) hareket derecelerine sahiptir. Dolayısıyla hesaplama durumu minimaldir. Alt bölümlerin frezelemesi, eksende yakınlaşma ve uzaklaşmalar mümkün değildir. Dental bölgede bu cihazlar iç ve dış işleme esnasında bileşeni 180 derece döndürebilir. Kısa frezeleme süresi ve üç eksen nedeniyle basitleştirilmiş kontrol avantajlarına sahiptirler. Örnekler: Inlab (Sirona, Almanya), Lava (3M ESPE, Almanya), Cercon brain (DeguDent, ABD)

- 4 eksenli frezeleme cihazında üç uzaysal eksen ve bir rotasyonel gerilim köprüsü bulunur. Bu cihaz ile, geniş bir dikey yükseklik mesafesi olan köprüler normal kalıp boyutlarına ayarlanabilir ve böylece malzeme ve frezeleme süresinden tasarruf sağlanabilir.

  Örnek: Zeno (Wieland-Imes, Almanya)
- 5 eksenli frezeleme cihazı üç uzaysal eksen, rotasyonel gerilim köprüsü ve frezeleme milinin rotasyonuna sahiptir. Bu cihazla karmaşık yapıların alt bölümlerinin frezelenmesi ve yakınlaşmalar mümkündür. Örnek: Everest Engine (KaVo, Almanya).

Milling işleminin iki çeşidi vardır:

- Kuru işlem: Düşük ön sinterleme derecesine sahip zirkonyum oksit blokları için kullanılır.
- Islak işlem: Milleme frezleri özellikle tüm metalleri ve cam seramik materyalleri ısı hasarına karşı korumak için soğuk sıvı spreyi ile kullanılmaktadır (Beuer ve ark., 2008).

CAD/CAM malzemesi farklı yoğunluk aşamasında işlenebilir:

- Yeşil durum işlemi: Blok ısıl işleme tabi tutulmamış ve ön sinterleme işleminin gerçekleşmediği durumda gerçekleşir. Materyal yumuşaktır ve karbit frezler ile işlenmesi kolaydır ve soğutma gerekmez. Yeşil durum işlemindeki problem, materyalin düşük kararlılığı ve fırınlama sonrası %5 lineer büzülmeye neden olan açık gözenekli durumudur. Zirkonyum oksit için yeşil durum işlemi uygulanmaz.

- Beyaz durum işleminde ise blok ısıyla muamele edildiğinde ve önceden sinterlenmiş olduğunda gerçekleşir. Bu nedenle daha fazla kararlılık sergilemektedir ve büzülmenin %5'i önceden sinterleme nedeniyle gerçekleşmiştir. CAD/CAM materyalleri karbit frezlerle soğutma olmadan ve elmas frezlerle ise soğutmalı olarak frezelenebilir (Beuer ve ark., 2008).

CAM üretiminden sonra manuel olarak yapılabilecek düzeltmeler cila, renklendirme ve polisaj aşamaları ise teknisyen tarafından yapılmaktadır. (Strub ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2004)

Diğer bir restorasyon üretim metodu ise eksiltme yöntemi ile gerçekleşen materyal kaybını önlemek için geliştirilen günümüzde hızlı prototipleme olarak da adlandırılan "ekleme yöntemi" diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerine de uyarlanmıştır. Bu yöntem için tasarlanmış özel cihazlarda, seramik ya da metal tozları, restorasyonun şeklini oluşturacak şekilde üst üste tabakalanmakta ve sinterlenmektedir. Yöntemin en büyük avantajları herhangi bir kesici alete ihtiyaç duymaması ve materyal israfının önlenmesidir (Noorani, 2006).

2.3. CAD/CAM ÜRETİM ŞEKİLLERİ

CAD/CAM sistemleri üretim şekillerine göre 3 gruba ayrılırlar (Scotti, Cardelli, Baldissara, & Monaco, 2011):

2.3.1. Direkt klinikte kullanılan sistemler (Chair-side production); Bu tip üretim sisteminde tüm sistem bileşenleri diş hekimi kliniğinde mevcuttur. İntra oral olarak gerçekleştirilen tarama, verilerin işlenmesi ve üretim aşaması klinikte gerçekleşir. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ve E4D Dentist sistemleridir.

2.3.2. Laboratuvarda kullanılan sistemler (Lab-side production); Bu tipteki sistemde iş akışı, diş hekimiyle laboratuvar arasındaki geleneksel iletişim yöntemlerine benzerdir. Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Protez tasarımı ve üretimi için tüm CAD/CAM ekipmanı laboratuvarda bulunur. Ana döküm taraması, protezin 3D tasarımı ve ürünlerin frezelenmesi uzaktan gerçekleştirilir. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest, Zeno Tec sistemleri bu gruptadır.

2.3.3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri; Bu tür üretimlerde tarayıcı ve yazılım diş hekimliği kliniğindedir. Görüntüleme ve restorasyon tasarımı diş hekiminin kontrolü altındadır. Veriler, CAD/CAM üretim için internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanır. Tam ark restorasyonların üretilmesi için merkezi CAD/CAM sistemleri kullanılabilir. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (Liu, 2005).

2.4. CEREC CAD/CAM SİSTEMİ

Cerec sistemi ticari olarak kullanılabilen ilk CAD/CAM sistemidir. Kavitenin doğrudan hasta ağzında taranması kompakt bir ağız içi kamera kullanılarak gerçekleşmektedir. Toplanan veriler sonucunda indirekt diş restorasyonunun (seramik inley) tasarımı ve üretimi chair-side konsepti ile tek seansta gerçekleştirilmiştir. İlk diş hekimliği yazılımı, yazılım mühendisi Alain Ferru tarafından Mörmann ile birlikte tasarlanmıştır. 1985 yılında Cerec 1'in (Sirona Dental systems GmbH, Bensheim, Almanya) tanıtımı sonrasında Cerec sistemi tek dişe yönelik restoratif diş hekimliği

klinik uygulamalarının başlangıcını oluşturmuştur. 1985'te Zürih Üniversitesinde üretilen bir Cerec restorasyonu ilk kez bir hastaya uygulanmıştır (Mormann, 2006). Cerec 1'de 3 eksende aşındırma yapılmaktadır. Aşındırma cihazına yerleştirilen feldspatik bloklar, mesio distal yönde, tek bir elmas disk ile aşındırılmıştır. Cerec 1 sisteminin patenti Siemens firması tarafından satın alınmış ve tecrübeli bilim adamları sayesinde Cerec sistemi her geçen gün gelişmeye başlamıştır (Mörmann & Brandestini, 2006; Otto & De Nisco, 2002). 1994 yılında, aşındırma ünitesinde bulunan elmas diskin yanına aşındırıcı bir diğer eleman olarak silindir bir elmas frez eklenmiş ve bu şekilde geliştirilen yeni sisteme Cerec 2 adı verilmiştir. Cerec 1 sistemi Cerec 2 sistemiyle aynı olarak verilerin 2 boyutlu olarak görüntülenmesini sağlamaktadır. Cerec 2 sisteminde aşındırma cihazı 6 eksende aşındırma yapabilmekte ve bu şekilde inley, onley restorasyonları, tam ve parsiyel kron protezleri ve tam seramik kron protezlerinin alt yapıları üretebilmektedir. Aşındırma cihazının silindirik frez ve elmas diskten oluşan aşındırıcı üniteleri, 2000 yılında yenilenmiş, elmas disk çıkarılmış, yerine diğer bir elmas silindirik frez sisteme eklenmiştir. Bu yenilik Cerec için yeni bir jenerasyon olarak belirlenmiş ve bu yeni aşındırma ünitesine ait sistem Cerec 3 olarak adlandırılmıştır. Sistemde yapılan bu yenilik ile, sistemin endikasyonlarına üç üyeli tam seramik köprü protezlerinin alt yapılarının üretimi de katılmıştır (Mehl & Hickel, 1999; Mormann, 2006). Farklı materyallerin (dentin, amalgam, rezinler, dişeti gibi) ışığı farklı şekilde yansıtması sonucunda triangulasyon tekniğinin uniform bir yansıtıcı yüzey gerektirmesi sistemin bir dezavantajı olarak sayılabilir. Sonuç olarak, kaydedilecek yüzeylerin yansıtma özelliğini sağlamak için taramadan önce dişleri yansıtıcı opak tozlarla (titanyum oksit/silisyum oksit) kaplamak gereklidir. Cerec AC Bluecam sürümü mavi ışık yayan diyotları (LED'ler) kullanmaktadır. Mavi LED'lerin yansıttığı daha kısa

dalga boylu yoğun mavi ışık sayesinde modelin daha hassas olmasını sağlamaktadır. Periferal dokuların görüntülerinde bozulma oluşturmaz. Bu nedenle tam kadranın görüntüsü gibi çoklu görüntülerde de büyük doğruluk sağlanmaktadır. CEREC AC Bluecam, görüntü sabitleme sistemleri sunmaktadır. Bu durum sabit bir odağı elde etmek için kameranın bir dişin üzerinde sabitlenmesi gerekmediği anlamına gelir. Bu nedenle önceki CEREC 3D sistemdeki gibi kameranın ağızda sabit tutulurken ayak pedalı ile görüntünün alınmasını gerektirmez. Ayrıca tam kadranın taranması yapılabilmektedir (Brandestini & Moermann, 1989; Schmidt, 2010; Schwotzer, 2010; Thiel, Pfeiffer, & Fornoff, 2011). Üreticinin verilerine göre, daha kısa dalga boylu yoğun mavi ışık çekilen optik görüntüde daha yüksek hassasiyet sağlamaktadır. Bununla birlikte, arzu edilen alanı düzgün bir şekilde görüntüleyebilmek için bir optik toz maddesinin kullanılmasına ihtiyaç duyulmaya devam etmektedir. Son zamanlarda CEREC AC Omnicam tarayıcı (Sirona dental sistem, Bensheim, Almanya) piyasaya sürülmüştür. Bu sistem, doğal renkte hassas 3D görüntüleme ve tozsuz tarama avantajlarını sağlamıştır.

Cerec klinik sistemlerinden sonra 2004 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya*)* adıyla laboratuvar kısmı tanıtılmıştır (Kurbad & Reichel, 2005). Geleneksel yöntemlerle model elde edildikten sonra ağız dışı tarayıcı (inEOS Blue) ile görüntüsü alınarak bilgisayara aktarılarak inLab yazılımı ile restorasyonun tasarımı yapılabilmektedir. Cerec klinik sistemlerinden farklı olarak indirekt optik ölçü inLab sistemi ile tanıtılmıştır. Ayrıca sistemdeki inLab MC XL frezeleme cihazı ile yontulması ve inLab Fire sistemi ile alt yapıların yüksek ısıda sinterizasyon aşamalarını içermektedir. Bu yazılımdaki biyojenerik özelliği sayesinde kişiye özel bireysel restorasyonlar yapılabilmektedir (Kurbad, 2001). CEREC inLab® MC XL cihazı ile

frezelenme süresi 4 dakikaya kadar düşmüş olup, ±25 mikron hassasiyetle çalışmakta ve aynı zamanda 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. CEREC sistemleri, konfokal mikroskopinin temel prensiplerine ve triangulasyon tekniğine göre çalışan ölçüm cihazları olarak tanımlanabilir (Brandestini & Moermann, 1989; Schmidt, 2010; Schwotzer, 2010; Thiel ve ark., 2011). Cerec inLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü alt yapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze edebilmektedir ve bu iki parçanın birleştirilmesi sağlanmaktadır. Bu şekilde alt yapıya uyumlu olacak şekilde üst yapı üretimi de CAD sistemiyle yapılarak geleneksel porselen yığım sürecinin yerine geçmiştir (Rekow ve ark., 2011).

CEREC sistemiyle kullanılabilen bloklar feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nanoseramikler ve geçici amacıyla kullanılan blokları da içermektedir. CEREC inLab sistemi için Sirona, Vident, Ivoclar Vivadent ve 3M Espe firmalarının ürettiği çeşitli bloklar mevcuttur. Tek seansta işlemin gerçekleştirilmesi sistemin avantajı olup hastanın beklentileri yüksek ölçüde sağlanırken, dezavantaj oluşturan durum yüksek maliyettir.

2.5. DAİMİ RESTORASYONLARIN ÜRETİMİNDE KULLANILAN CAD/CAM MATERYALLERİ

2.5.1. Monolitik Materyaller

Geleneksel olarak üretilen restorasyonlarda kırılgan dental seramikler güçlü bir metal alt yapıyla desteklenmiştir. CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak monolitik restorasyonlar diş hekimliğine sunulmuştur (Fischer & Marx, 2002). Üretici firmalar farklı yapısal ve fiziksel özelliklere sahip blok materyallerini

restorasyon tipi ve konumuna, hasta beklentisi ve hastanın sosyo ekonomik durumu ile hekimin tercihi doğrultusunda geliştirmeye çalışmışlardır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan çeşitli blok materyalleri aşağıda belirtilmiştir.

2.5.2. Cam Seramikler

2.5.2.1. Feldspatik cam seramikler

Feldspatik seramik, feldspatın 1150°C' de fırınlanmasıyla oluşturulan hacimce yaklaşık %5-25 oranında düşük veya orta derecede kristalin lösit doldurucu ($K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$) içeren silika esaslı seramiklerdir (Denry, Mackert, Holloway, & Rosenstiel, 1996; Giordano & McLaren, 2010). Feldspatik seramikteki yüksek cam içeriği, doğal diş yapısını andıran mükemmel estetik özelliklere neden olmaktadır (Pjetursson, Sailer, Zwahlen, & Hammerle, 2007). Lösit parçacıkları, yüksek translusent özellik sağlamak ve termal genleşme katsayısını değiştirmek ve aynı zamanda çatlak yayılımını önleyerek malzeme dayanıklılığını arttırmak için kullanılır. Bununla birlikte, orijinal feldspatik seramikler, rastgele dağılım gösteren ve büyük boyutlu lösit parçacıklarına sahiptir ve bu da malzemenin 70 ila 100 MPa arasında değişen düşük kırılma direncine neden olmaktadır (Fischer, Stawarczyk, & Hammerle, 2008). Bu yüzden, toz/sıvı formunun metal-seramik restorasyonlar için veneer materyali olarak kullanımı yaygındır (Giordano & McLaren, 2010).

1985 yılında ilk Vita Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) Sirona CAD/CAM sistemi (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya) için geliştirilmiştir. Bu malzeme, yaklaşık 120 MPa'lık bükülme dayanımına sahiptir (Giordano, Cima, & Pober, 1995) ve inley, onley ve veneerlerin üretiminde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.

1991'de Vita Mark II blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olarak hacimce %30 oranında ince taneli (10 μm ile 20 μm) ve homojen dağılımlı parçacıklar içeren yeni bloklar geliştirilmiştir (Giordano & McLaren, 2010; Tinschert, Zwez, Marx, & Anusavice, 2000). Vita Mark II dental restorasyonlar, ince kristal mikro yapısı ve CAD/CAM üretim tekniği ile mineye benzer aşınma özelliği göstermiştir (Krejci, Lutz, & Reimer, 1994). Üreticinin verilerine göre, Vita Mark II'nin bükülme dayanımı yaklaşık 150 MPa'dır. Bu nedenle inley, onley, monolitik anterior kronlar ve veneerler için uygundur (Fradeani, Redemagni, & Corrado, 2005; Posselt & Kerschbaum, 2003). Bu materyal aynı zamanda adeziv simantasyon için mikro mekanik tutuculuk oluşturmak için hidroflorik asitle asitlenebilmektedir (Fasbinder, 2002; Otto, 2004). Vitablocks materyalleri monolitik restorasyonların üretimi için tasarlanmış olmasına rağmen Vita VM 9 (VITA, BadSäckingen, Almanya) veneer materyali ile kişiselleştirilebilmektedir ("Vitablocs. Product Information," 2015).

Monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere farklı renk seçenekleri sunan feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların tek renk olması estetik açıdan bir dezavantajdır. Bu nedenle dikromatik ve polikromatik bloklar (TriLuxe, TriLuxe Forte) geliştirilmiştir (Fasbinder, 2010). Vitablocs Triluxe (Vita, BadSäckingen, Almanya) blokları ise her tabakası farklı yoğunluğa sahip üç tabakadan oluşmuştur. Doğal diş yapısına uygun olarak yüksek kroma ve düşük translusensiye sahip kole kısmı, düşük kroma ve yüksek translusensiye sahip mine tabakalarından oluşmaktadır. Estetik beklentileri karşılayacak uygun bir restorasyon yapılabilmektedir. Ayrıca dört farklı tabaka içeren Vitablocs Triluxe forte (Vita, BadSäckingen, Almanya) blokları da mevcuttur. Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle Vitablocs RealLife (Vita, BadSäckingen,

Almanya) blokları da anterior bölgedeki estetik restorasyonlar için doğal dişleri taklit edebilme özelliği ile kullanılmaktadır ("Vitablocs. Product Information," 2015).

CerecBlocs C In (Sirona, NY, ABD) blokları ise CEREC CAD/CAM sisteminde işlenebilen silikat seramik bloklardır. Blok düşük yoğunlukta, yüksek translusenside mine tabakası ile daha az translusenside ve yoğun pigmentasyonlu dentin tabakası olmak üzere iki tabakadan oluşmaktadır. 120 MPa civarındaki düşük dayanıklılığı nedeniyle köprü restorasyonlarında kullanımı endike değildir ("Sirona Product İnformation," 2017).

2.5.2.2. Lösitle güçlendirilen cam seramikler

Lösitle güçlendirilmiş seramikteki cam matriks, alüminyum silikat cam temeline dayanmaktadır. Lösit kristali hacmi %35 ila %45 arasında değişen yüksek bir oranda cam seramiğini güçlendirmek ve biyomekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılır (Deany, 1996). Ek lösit doldurucu ilavesi, 105-120 MPa'yı elde etmek için cam seramiğinin bükülme direncini artırabilir (Campbell, 1989; Seghi, Crispin, & Mito, 1990). Lösitle güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlar son derece translusenttir (Heffernan ve ark., 2002). Lösitle güçlendirilmiş seramik 1968 yılında, metal-seramik veneer malzemesi olarak toz/sıvı formda VITA VMK 68 seramiği (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ticari ismiyle tanıtılmıştır (Guess ve ark., 2011).

Mikro pörözite ve büzülme gibi toz/sıvı seramiğindeki dezavantajların üstesinden gelmek için, IPS Empress seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1990 yılında piyasaya sürülmüştür ve en yaygın kullanılan lösitle güçlendirilmiş preslenebilen seramik olarak literatüre geçmiştir (Giordano & McLaren, 2010). Üretici

tarafından çeşitli tonlarda üretilen seramik ingotlar ısı (1050-1080°C) ve basınç altında (0.3-0.4 MPa) preslenebilir (Gonzaga ve ark., 2008; Hussain, 2008). Üretilen seramik mikroyapısı, 1-5 μm boyut aralığında, camsı bir matriste düzgün dağılan lösit kristallerinden oluşur (Et, 2008). İnce lösit kristalleri ve ısıyla presleme teknikleri, 160-180 MPa'lık artan malzeme bükülme dayanımına katkıda bulunmuştur (Dong, Luthy, Wohlwend, & Scharer, 1992; Groten & Probster, 1997). Bu seramik malzeme, inley, onley, veneer veya anterior dişlerde kron restorasyonları için endikedir (Fradeani & Redemagni, 2002).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS Empress seramiklerinin CAD/CAM'de işlenebilir sürümüdür. 160 MPa'lık bükülme dayanımı ile 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. Veneer, inley, onley ve anterior kron üretimi için klinikte veya laboratuvarda CEREC sistemlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Giordano & McLaren, 2010). IPS Empress CAD bloklarında yüksek ve düşük translüsensi olmak üzere iki seçeneği vardır. Ayrıca bu blokların polikromatik olanları da vardır (IPS Empress CAD Multiblocs). Bu bloklarda doğal renk tonu ve insizal alanda floresans geçişine sahiptir. Lityum disilikat cam seramiklerin gelişmesinden bu yana kullanımındaki düşüş nedeniyle, IPS Empress CAD' ın klinik sonuçları ile ilgili az sayıda veri literatürde rapor edilmiştir.

2.5.2.3. Lityumdisikat cam seramikler

Anterior üç üyeli tam seramik köprü restorasyonlarını yapabilmek için lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) esaslı bir cam seramik geliştirilmiştir ve kısmi kristalize durumdadır. 4 μm'lik bir uzunluk ve 0,5 μm'lik bir çapa sahip hacimce %70 oranında yoğun biçimde düzenlenmiş lityum disilikat kristalleri cam bir matriste düzgün şekilde dağıtılır

(Guazzato, Albakry, Ringer, & Swain, 2004). Birbiri içine geçen kenetlenmiş yapı, çatlağın yayılmasını engeller ve lityum disilikat seramiğin bükülme direncini 300-400 MPa'ya yükselterek lösit ilaveli cam seramiğin iki katından daha fazla dayanıklılık göstermesini sağlar (Denry & Holloway, 2010; Holand, Schweiger, Frank, & Rheinberger, 2000). Lityum disilikat kristalleri cam matrisi ile karşılaştırılabilir bir kırılma indisine sahiptir, bu da yüksek kristal içeriği olan bu seramik tipinin translusent özelliklerini vermektedir (Giordano & McLaren, 2010). Ivoclar Vivadent, 1998 yılında yaklaşık 920°C'de presleme tekniği ile kullanılacak olan ingot formunda ilk lityum disilikat seramiğini (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) piyasaya sürmüştür.

IPS e.max Press'in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Stappert, Att, Gerds, & Strub, 2006) tanıtımı ile birlikte lityum disilikat seramik camın fiziksel özelliklerinde ve translusent özelliğinde daha da gelişme sağlanmıştır. Preslenebilir ingotlar yüksek opasite, orta opasite, düşük translusensi ve yüksek translusensi gibi çeşitli opasitelerde bulunurlar. Bu materyalin kullanımı, monolitik inley, onleyler, posterior kronların üretiminde ve anterior üç üyeli sabit protezler için kor olarak önerilmektedir (Holand ve ark., 2000). Restorasyonlarının CAD/CAM üretimi yaygın hale geldiğinden, lityum disilikat cam seramiğinden üretim yapmak için 2005 yılında IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) bloklar geliştirilmiştir. CAD/CAM işlemi, zamandan ve masraftan tasarruf sağlamanın yanı sıra ve restorasyonun tekrarlanabilirliğini arttırma avantajlarını sağlamaktadır. IPS e.max CAD bloğu, %40 lityum meta-silikat (Li_2SiO_3) kristallerinden oluşan ve kristal boyutları yaklaşık 0,5 µm olan kısmen kristalize bir blok olup, malzemenin kolayca öğütülmesine olanak tanımaktadır. Seramik bu fazda ilave renklendiricilerin miktarına bağlı olarak da mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonun amacı frezeleme işleminin kolay olmasını sağlamanın

yanında çatlak oluşumunu engelleyerek seramiğe yeterli direnci sağlamaktır (Harrer, Danzer, & Morrell, 2012). Materyalin bu aşamadaki dayanımı 130-150 MPa'dır. Mavi fazdaki bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine maruz kalırlar. İki aşamalı kristalizasyon ilk adımda lityum meta-silikat kristallerinin çökeldiği kontrollü çift nükleasyon aşamasından oluşur. Mavi bloğu arzu edilen diş restorasyonu şeklinde işledikten sonra lityum meta-silikatın lityum disilikat kristallerine dönüştüğü 850°C'de 25 dakika süreyle yeniden kristalleştirme işlemi yapılır. Bu dönüşüm, son mekanik ve estetik özellikleriyle restorasyonun hazırlanmasını sağlamaktadır. Üreticinin verilerine göre, tamamen kristalleşmiş IPS e.max CAD'nin bükülme dayanımı yaklaşık 360 MPa'dır (Reich & Schierz, 2013). Lityum disilikat seramiklerde %0,2 oranında görülen büzülme marjinal, proksimal ve okluzal uyumu etkilememektedir (Tysowsky, 2009). Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde lityum disilikat kristalleri içerir (Ritzberger, Apel, Höland, Peschke, & Rheinberger, 2010). Estetik açıdan lityum disilikat endikasyon alanlarına göre farklı translusensiye sahiptir. Yüksek translusensili bloklar (HT), çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukelemun efekti) sahiptir. Düşük translusensili (LT) bloklar çeşitli renk seçenekleri ile tam anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Orta translusensi gösteren MT bloklar ise daha çok renklenmiş dişlerde tercih edilir. Materyalin kullanım alanı; sadece monolitik inleyler, onleyler, tek kronlar ve anterior sabit dental köprü protezleri yapmak için değil, aynı zamanda konvansiyonel veya adeziv simantasyon ile kısa boşluklu posterior sabit protezler (Höland, Schweiger, Watzke, Peschke, & Kappert, 2008) için de tanımlanmıştır (Bindl, Lüthy, & Mörmann, 2006).

2.5.3. Zirkonyum Oksit Seramikler

Saf zirkon polimorfiktir ve farklı sıcaklıklarda üç kristalografik faz sergilemektedir: kübik faz (c) 2680°C'den 2370°C'ye sabittir, tetragonal faz (t) 2370°C ila 1170°C arasında kararlıdır, ve monoklinik faz (m) 1170°C'den oda sıcaklığına kadar stabildir (Denry & Kelly, 2008). Bu dönüşüm önemli bir hacim artışıyla (%4) ilişkilidir ve şiddetli çatlamaya neden olabilecek yüksek iç strese neden olmaktadır (Guazzato, Quach, Albakry, & Swain, 2005). Saf zirkonyaya magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) veya yitriyum oksit (Y_2O_3) gibi minör bileşenlerin eklenmesi, oda sıcaklığında kısmen stabilize zirkonya olarak bilinen çok fazlı materyallerin oluşmasını sağlamaktadır (Piconi & Maccauro, 1999). İnce tanecikli mikroyapıları (0.2-0.5 μm) ve biyouyumluluk özelliği nedeniyle (Cattani-Lorente, Scherrer, Ammann, Jobin, & Wiskott, 2011; Piconi & Maccauro, 1999), biyomedikal uygulamalar için zirkonyanın en yaygın ve en çok kullanılan formu yttrium-stabilize zirkonya (Y-TZP)'dir (Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011).

Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar 3 grupta incelenir:

- *Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar*; zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterlenme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilirler. Yumuşak yapıda oldukları için kolayca frezlenebilirler ve sonrasında üretilen restorasyonlar sinterlenir (Beuer ve ark., 2008).
- *Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar*; zirkonyum tozunun yapı içerisine bağlayıcı madde konularak preslenip blok haline getirilmesi ile elde edilirler. Üretici firma tarafından zirkonyum dioksit tozları ısı uygulamadan basınçla

sıkıştırılır ve 1350-1550°C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulur ve yaklaşık %20-25'lik bir büzülmeyi telafi etmek için CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tasarlanmış ve üretilmiştir (Denry & Kelly, 2008).

- *Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar*; tam sinterlenmiş bloklar ilk olarak yaklaşık 1300°C' de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra frezleme yapılır. Ne yazık ki, tamamen sinterlenmiş zirkonya, özel frezeleme ekipmanı ve uzun işleme süreleri gerektirmektedir (Beuer ve ark., 2008).

Yarı sinterlenmiş zirkonya'nın işlenmesi için en sık kullanılan CAD/CAM sistemleri CERCON (Dentsply Friadent, Mannheim, Almanya), CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve PROCERA (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)'dır. Son zamanlarda, cam-seramik veneerler gibi chipping hatalarını önlemek için, yüksek stres gelen posterior dişlerde kullanılmak üzere monolitik, tam anatomik zirkonya seramik restorasyonları piyasaya sürülmüştür. Lava all-Zirconia (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Zircon Zahn (Zirconzahn GMBH, Bruneck, İtalya), Incoris TZI ve BruxZir Solid Zirconia (Gildewell laboratuvarları, California, ABD) piyasaya tam zirkonya monolitik restorasyonlar olarak tanıtılmıştır. Üreticilere göre, parafonksiyonel alışkanlıklar veya sınırlı oklüzal alanlı hastalarda posterior kron restorasyonların üretimi için tam zirkonya monolitik restorasyonlar endikedir. Bununla birlikte, zirkonya yüksek değerli beyaz opak bir materyal olduğundan, istenildiği gibi şekillendirilen restorasyon, sinterlemeden önce boyanarak oluşturulur. Monolitik zirkonya'nın düşük estetik özelliklerinden dolayı, uygulaması estetik açıdan sınırlı posterior alanlarla sınırlıdır (Holt & Boksman, 2012). Monolitik zirkonya

seramiklerinin yüksek sertlik özelliklerinden dolayı, antagonistlerin aşınması, in vitro koşullar altında kapsamlı bir şekilde incelenmiştir (Preis, Weiser, Handel, & Rosentritt, 2013). Altyapı materyali olarak kullanılabilen bu bloklar ayrıca üstyapı porseleni kullanılmaksızın tek parça olarak da uygulanabilir. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0,3 mm'ye kadar inceltilerek kullanılabilmektedir (Kelly, 2006). Dayanımı sinterleme sonrası 900 MPa'dır. Ancak bu restorasyonlarda sinterlemeden sonra aşındırma işlemlerinden kaçınmak gerekir. Yüzey şartları materyalin dayanıklılığını etkilemektedir.

Bununla birlikte, monolitik zirkonya diş restorasyonlarının uzun dönem başarısı ile ilgili literatürde yeterince klinik araştırma bulunmamaktadır.

2.5.4. Zirkonya ile Güçlendiren Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilen seramikler, cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın olumlu mekanik özelliklerinin birleştirilmesi ile elde edilen bir materyaldir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya ve Celtra Duo, Dentsply, ABD). Zirkonya ile güçlendirilen seramik (Vita Suprinity), içeriğinde %8-12 oranında ZrO_2 bulunan lityum silikat seramik sistemidir. Lityum silikat ve zirkonyum içeren cam seramik kombinasyonu yeni bir materyaldir. Mükemmel malzeme kalitesi, yüksek yük kapasitesi, kolay frezeleme ve polisajlanabilme garantisi vermektedir. CAD/CAM üretim süreci için bu yaklaşımı temel alan yeni bir ürün olan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tanıtılmıştır. Vita Suprinity prekristalize formda bulunmaktadır. Tamamen kristalize olmuş formu da üretilmiştir (VitaSuprinity FC). HT ve T (translusent) çeşitleri olan bu materyal tamamen kristalize olmasına rağmen

kolaylıkla frezelenebilmektedir ("Vita-Suprinity. Product Information," 2013).

Cetra Duo (Dentsplay, ABD) ise %10 oranında zirkonyum dioksit içeren lityum disilikat bloklardır. Zirkonyum oksit içeren blokların opak özelliğine rağmen bu materyal yüksek translusentliğe sahiptir. HT bloklarının inley, LT bloklarının ise kron yapımında kullanılan iki seçeneği vardır ("Celtra Duo. Product İnformation," 2017).

İnce kristalin yapı yaklaşık 0,5 μm boyutlarında ve homojen olarak dağılmıştır. Frezeleme sonrası 210 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahipken ve boyanma ve glaze fırınlanması sonrası malzemenin bükülme dayanıklılığını 420 MPa'ya çıkarabilmektedir (Gueth ve ark., 2013). Bu monolitik CAD/CAM materyeli inley, onley, veneer ve anterior ve posterior kron üretiminde endikedir. Celtra Duo restorasyonları adeziv olacak şekilde simante edilebilmektedir.

2.5.5. Rezin İçerikli CAD/CAM Bloklar

Günümüzde dental kompozitlerin özelliklerindeki gelişmeler ile birlikte materyallerdeki çeşitlilik de artmıştır. CAD/CAM bloklar ile ilgili son gelişmeler özellikle polimerizasyon şekli, yeni mikro yapısı ve farklı içeriklerle ilişkilidir (Awada & Nathanson, 2015). Güncel materyallere örneğin rezin nano seramik, hibrit seramik, rezin matriks seramik, çift ağ materyaller, seramik destekli ara penetre fazlı kompozitler veya polimer infiltre seramik ağı (PICN) şeklinde farklı adlandırmalar yapılmaktadır (Denry & Kelly, 2014; Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015). Günümüzde indirekt kompozit materyallerinin temel özellikleri ve farklılaşan en önemli karakteristikleri; üretim sürecinin tipi (indirekt veya CAD/CAM bloklar), mikroyapısı

(dağılmış doldurucular veya PICN), polimerizasyon şekli (ışık, yüksek sıcaklık, veya yüksek sıcaklık ve basınç), rezin matriks içeriği, doldurucu boyutu ve hacim içeriği ile ilişkilidir (Mainjot, Dupont, Oudkerk, Dewael, & Sadoun, 2016). CAD/CAM blokların gelişmesiyle birlikte indirekt kompozitlerin kullanım oranı zamanla azalmıştır. İndirekt üretilen materyaller ile karşılaştırıldığında CAD/CAM blokların üretiminde kullanılan bilgisayar destekli süreçler materyallerin homojenitesini arttırmış, porözitesini azaltmış ve bu sayede doldurucu hacim içeriğinin artışına neden olmuştur (Giordano, 2006). Son zamanlardaki CAD/CAM bloklarının hiç biri bisfeneol a glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermemektedir ve uzun süreli ışık ile polimerizasyon süreci görülmemektedir. Polimerizasyon, yüksek sıcaklık (>100°C) ve yüksek basınç (>150 MPa) uygulaması ile oluşturulmaktadır (Tablo 2.2) (Nguyen, Migonney, Ruse, & Sadoun, 2012).

Tablo 2.2. Rezin içerikli CAD/CAM bloklarının özellikleri

Üretim süreci	**Mikroyapı**	**Polimerizasyon şekli**	**Materyal**	**Üretici**	**Doldurucular**	**Matriks**
Endüstriyel	Dağılmış doldurucular	Işık	Paradigm MZ100 Blok	3M ESPE	Silika (0.6 µm) + zirkonya (0.6 µm) (85hacim%)	BİSGMA+TEGDMA
		Yüksek basınç	Cerasmart	GC	Silika esaslı cam + silika (20-300nm) (ağırlıkça %71)	UDMA+diğer DMA
			Lava Ultimate	3M ESPE	Silika (20 nm) +zirkonya (4-11 nm) + zirkonya-silika clusters (0.6-10 µm) (ağırlıkça %79)	UDMA
			Shofu Blok HC	Shofu	Silika esaslı cam+silika (ağırlıkça %61)	UDMA+TEGDMA
	PICN	Yüksek sıcaklık/Yüksek basınç	VITA Enamic	Vita Zahnfabrik	Sinterlenmiş cam-seramik ağı (ağırlıkça %86, hacimce %75)	UDMA+TEGDMA

Kompozit, CAD/CAM blokların sınıflaması mikro yapısına göre 2 alt sınıfa ayrılmıştır; ***dağınık doldurucular*** ve ***polimer infiltre seramik ağ materyalleri (PICN)*** olarak adlandırılmaktadır (Mainjot ve ark., 2016).

2.5.5.1 Dağınık Doldurucular

Paradigm MZ100 (3M ESPE, Almanya) 2010 yılında bulunan ve ilk piyasaya sürülen CAD/CAM kompozit blok materyalidir. Bis-GMA (Bisfenol-A-glisidil

metakrilat) ve TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) matriks içerisinde hacimce %85 zirkon-silika doldurucular içermektedir ve içeriği aynı firmanın Z100 direkt kompoziti ile benzerdir (Nguyen, Migonney, Ruse, & Sadoun, 2013). Ardından nano seramik olarak adlandırılan Lava Ultimate (3M ESPE, Almanya) tanıtılmıştır. Lava Ultimate %79 ağırlığında dağınık veya birleşik partiküller ile birlikte zirkon-silika doldurucular içermektedir. Matrix içerisindeki önemli gelişmeler ise foto polimerizasyondan ziyade ısı ile polimerizasyon ve matriksteki UDMA (Üretan Dimetakrilat) monomer içeriğinden kaynaklanmaktadır. UDMA, Bis-GMA'dan farklı olarak çift bağlı yüksek konsantrasyona sahip, çapraz bağlar ve yüksek dönüşüm derecesi gösteren bir monomerdir (Sideridou, Tserki, & Papanastasiou, 2002). Işıkla aktive olan UDMA, Bis-GMA ya göre daha az çözünürlük ve daha az su emme eğilimi göstermekte ve bu sayede materyallerinin özelliklerinin değişimi önlenmektedir (Sideridou & Karabela, 2011). Bu blokla elde edilen restorasyonlara metakrilat esaslı ışıkla sertleşen materyaller ile ağız içinde ve dışında ekleme, tamir yapılabilmektedir.

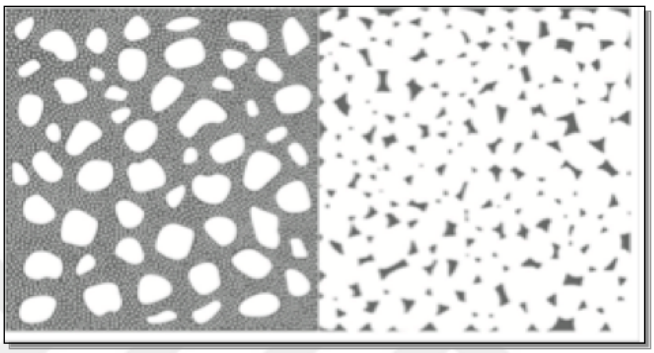
Son zamanlarda, GC (GC Corp., Tokyo, Japonya) ve Shofu (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) sırasıyla Cerasmart ve Shofu Block HC materyallerini hibrit seramik grubunun bir parçası olarak piyasaya sunmuştur. Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) materyali kütlece %61 oranında doldurucu içeren hibrit seramiklerdir (Lauvahutanon ve ark., 2014). İnley, onley, lamine veneer, anterior ve posterior tam kronlar ve implant üstü kronların yapımı için uygundur. Yüksek ve düşük olmak üzere iki translusensi ile küçük ve orta olmak üzere iki boyut seçeneği mevcuttur ("Shofu Blocks. Product İnformation," 2017).

Cerasmart blokları (GC Corp., Tokyo, Japonya) ise hacimce %71 oranında doldurucu içeren (20 nm boyutunda silica ve 300 nm boyutunda baryum cam) nanoseramiklerdir (Lauvahutanon ve ark., 2014). Bükülme dayanıklılığı 231 MPa, esneme dayanımı ise 7,5 GPa'dır. Cerec sistemi ile uyumlu olup; inley, onley, lamine veneer, kron ve implant üstü kron üretiminde kullanılabilmektedir. Glazeleme ve fırınlanmasına gerek yoktur. Manuel olarak kolaylıkla cilalanabilir ve karakterize edilebilir. Yüksek ve düşük translusent özellikleri ile birlikte beş renk seçeneği vardır ("Cerasmart Blocks Product İnformation," 2017). Hibrit seramik adı, materyalin gerçek özelliklerini yansıtmayan kafa karıştırıcı bir tanımlamaya neden olmuştur. Gerçekte, doldurucu boyutu ve içeriği tam olarak aynı olmasa bile, bu yeni kompozit bloklarda HT polimerizasyon ve UDMA destekli matriks ile tüm dağınık doldurucu materyaller vardır ve bu durum mekanik açıdan seramik ve PICN CAD/CAM bloklar ile karşılaştırıldığında aynı ailenin üyesi olarak kabul edilebilmektedir (Awada & Nathanson, 2015).

2.5.5.2. Polimer İnfiltre Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN)

1980'lerde Vita tarafından üretilen cam infiltre seramiklerden esinlenerek Giordano PICN elde etmek için polimer ve cam yer değiştirme fikrini ortaya atmıştır. Bu materyal sekonder polimerleştirilmiş bir monomer ile cam seramik yapının ön sinterlenmiş cam seramik iskelete infiltrasyonu sonucu oluşmuştur. PICN materyalleri klasik olarak birleşmiş dağınık dolduruculu kompozit materyallerinden önemli derecede farklıdır. Aslında, seramik ağ, dağılmış fazın aksine birbirine bağlı partiküller yapısı ile 3 boyutlu ağ oluşturmaktadır. Bu gerçek bir iskeleti oluşturur ve tüm yönlerde stresleri etkili olarak dağıtmaktadır ve kırığa karşı direnç sağlamaktadır (Swain, Coldea,

Bilkhair, & Guess, 2016). Vita, ilk olarak PICN yapılı materyel olarak Enamic'i (Vita Zahnfabrik, Almanya) 2012 yılında piyasaya çıkarmıştır. Amaç seramik ağ üzerindeki polimerizasyon, büzülme stres etkilerinin azaltılmasıdır (Swain ve ark., 2016). Bu problem M, J Sadoun'un patentini aldığı yüksek sıcaklık ve yüksek basınç polimerizasyonu kullanılarak çözülmüştür (>150 MPa).



Şekil 2.1. Dağınık dolduruculu ve PICN yapılı materyallerin mikroyapısı

Üstteki şekilde solda dağınık dolduruculu kompozitler, sağda ise PICN yapılı materyallerin mikroyapıları şematize edilerek gösterilmektedir. Sağ tarafta beyaz olarak gösterilen seramik ağlar üç boyutlu gerçek iskeleti oluşturmaktadır (Şekil 2.1.).

Yüksek sıcaklık zincirlerin hareketliliğini ve polimerizasyonunu arttırırken HP ise defekt boyutunu ve sayısını azaltmakta büzülmeyi telafi etmektedir (Nguyen ve ark., 2012). Enamic materyali, TEDGMA ve UDMA karışımı ile infiltre olmuş seramik ağ materyalidir. Seramik hacim oranı yüksek olmasına rağmen Vita bu materyali ilk tanımlarken hibrit seramik ismi nedeniyle karışıklığa neden olmuştur. PICN'ler de sık sık çift ağ materyaller, seramik esaslı interpenetre faz materyalleri, veya interpenetre faz seramik rezin kompozitler olarak adlandırılmaktadır (Mainjot ve ark., 2016). Özellikle seramik ağ, yüksek sıcaklık-yüksek basınç (180°C, 300 MPa) polimerizasyonu

kullanılarak başlatıcı ve TEDGMA olmadan yalnızca saf UDMA polimer matriks içeriği ile slip-casting olarak oluşturulmuştur (Nguyen, Ruse, Phan, & Sadoun, 2014). Materyalin polimer ağ yapısı intraoral stresleri absorbe eder ve bu özelliği ile minimum invaziv restorasyonlar için gerekli olan elastisiteyi sağlamaktadır. Prepare edilecek materyal yapısı azaldığından sağlıklı diş dokusu da korunmuş olur. Polimer ağ yapısı olası bir çatlak ilerlemesini engellemektedir. 30 GPa değerindeki elastisitesi ile de doğal dentine oldukça yakındır. HT ve T olmak üzere iki seçeneği mevcuttur ("Vita-Enamic. Product Information," 2017). İnley, onley, veneer, kron restorasyonlarının yapımı için uygun olmasının yanı sıra yüksek çiğneme kuvvetlerinin oluştuğu büyük azı bölgesinde minimal preparasyon yapılarak da kullanılması uygundur. PICN üzerinde devam eden çalışmalar ve bu materyallerdeki gelişmeler biyolojik ve mekanik olarak umut vericidir (Nguyen ve ark., 2013; Nguyen ve ark., 2014).

2.6. DENTAL SERAMİKLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Tam seramiklere artan ilgi sonucu estetik ve uzun dönemdeki başarılı sonuçları ile tanıtılan yeni materyaller, tedavi seçenekleri arasına girmiştir (Schweiger, Höland, Frank, Drescher, & Rheinberger, 1999). Yeni seramik çeşitleri için, dayanıklılık, uzun süreli performans, çeşitli fiziksel ve biyolojik özellikler gibi bazı kriterler aranmaktadır. Buna ilişkin olarak, tam seramik materyalinin kırılmaya direnci, estetik özelliği, pulpal ve periodontal dokulara etkisi ve kenar uyumu araştırılmalıdır (Burke & Watts, 1998).

2.6.1. Dayanıklılık

Seramik materyaller kırılgandır, çekme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür ve zamanla oluşan streslere karşı dayanıklılıklarını yitirebilirler (Yoshinari & Dérand, 1994). Bir materyalin dayanımı, kırılmadan önce dayanabileceği maksimum veya kritik stres olarak tanımlanabilir (Sakaguchi & Powers, 2012). Dental materyalin dayanıklılığı, dental restorasyonlarının klinik performansını ve sağ kalım oranını belirleyen en önemli mekanik özelliklerden biridir (Rekow & Thompson, 2007; Zeng, Odén, & Rowcliffe, 1998). Kırılgan bir özellik sergilemesi seramiğin mikro yapısal olarak cam matriks ve kristal doldurucular içermesi nedeniyledir (O'Brien, 2008). Genellikle bu kırılgan davranış, yüzey defektleri, boşluklar veya diğer kusurlar ile birleşince, dental seramiklerinin dayanımını önemli ölçüde düşürebilir (Kelly, 1995; Shenoy & Shenoy, 2010). Polikristal fazların eklenmesi (McLean, 1965), kor desteği, glazeleme ve/veya polisaj (Brackett, Leary, Turner, & Jordan, 1989; O'Brien, 2000) ve siman materyali seçimi (Sobrinho, Cattell, & Knowles, 1998) gibi dental seramiklerinin güçlendirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Camsı matriste yer alan polikristal fazlar seramiklerdeki çatlakların yayılmasını engellemektedir. Yüksek dayanıklı seramik korların kullanılması destek sağlamaktadır. Glaze ve polisajdan oluşan yüzey işlemleri de yüzey kusurlarının azalmasına neden olmaktadır (Heintze, Albrecht, Cavalleri, & Steiner, 2011). Bu sistemlere olan ilginin artmasıyla birlikte, özellikle klinik ortamı simüle ederek yapılan, materyallerin kırılmaya karşı dirençlerinin incelendiği çalışmalara olan ilgiyi arttırmıştır ve tam seramiklerin kırılma dayanıklılığı birçok araştırmanın ilgi odağı haline gelmiştir. Kırılma dayanıklılığı, tam seramik

restorasyonların uzun dönemdeki prognozunu belirlemesi nedeni ile önem kazanmaktadır. (DeLong & Douglas, 1983; Kappert, Knode, & Schultheiss, 1991; Sorensen, 1999).

Üniversal test makineleri kullanılarak tam anatomik kronların kırılma testlerinde uygulanan tek yük, materyal dayanıklılığı arasında ayrım yapmak, değerleri klinik olarak kanıtlanmış materyallerle karşılaştırmak ve test edilen dental seramik materyallerinin başarısızlık ihtimalini tahmin etmek için yararlıdır (Heintze ve ark., 2011). Birçok in vitro çalışmada, dental seramik materyallerinin kırılma yükü doğal diş kullanımında (Attia, Abdelaziz, Freitag, & Kern, 2006; Amr Shebl Kassem, Osama Atta, & Omar El-Mowafy, 2011; Seydler, Rues, Müller, & Schmitter, 2014), metal daylar üzerinde (Åkesson, Sundh, & Sjögren, 2009; AL-Makramani, Razak, & Abu-Hassan, 2008) ve rezin bazlı kompozit kalıplar kullanılarak (Bindl ve ark., 2006; Petra C Guess ve ark., 2010; Zahran, El-Mowafy, Tam, Watson, & Finer, 2008) değerlendirilmiştir. Ancak yeni geliştirilen CAD/CAM sistemleri ile birlikte materyallerin özellikle yorulmayı izleyen klinik ortamın taklit edilmeye çalışıldığı in vitro çalışmalar ilgi çekmektedir.

2.7. DİŞ YAPISININ MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Küçük bir hacme sahip olması ve mekanik özelliklerinin belirlenme güçlüğü nedeniyle yapılan bir çok araştırmada diş yapısı için farklı değerler belirlenmiştir. Aşağıdaki tabloda mine ve dentin için önemli özellikler belirtilmiştir (Tablo 2.3) (Sakaguchi & Powers, 2012). Literatürde belirlenen geniş aralıktaki değerler dikkat çekicidir.

Tablo 2.3. Mine ve dentinin özellikleri

Özellik	Mine	Dentin
Yoğunluk	2.96 g/cm^3	2.1 gr/cm^3
Basınç		
Elastisite modülü	60-120 GPa	18-24 GPa
Orantısal limit	70-353 MPa	100-190 MPa
Dayanıklılık	95-450 MPa	230-370 MPa
Gerilim		
Elastisite modülü		11-19 GPa
Dayanıklılık	8-35 MPa	30-65 MPa
Makaslama dayanımı	90 MPa	138 MPa
Bükülme dayanımı	60-90 MPa	245-280 MPa
Sertlik	3-6 GPa	0.13-.51 GPa

Dentindeki değişken yapı, dentinin yapısal elementlerinde belirgin değişiklikler oluşturmakta ve dentindeki özelliklerin konuma göre farklılık göstereceğini göstermektedir. Kırılma olmadan deformasyona karşı direnme işlevi gösteren dişlerin çiğneme sırasında karşılaştığı kuvvetlerin bilinmesi kullanılan yeni sistem restorasyonların dayanıklılıklarının belirlenmesi için de önem taşımaktadır. Ölçümler, tüberkül tepesindeki 0.039 cm^2 lik alanda oluşan yaklaşık 77 kg değeri belirtmiştir. Bu da yaklaşık 200 MPa'lık bir gerilime işaret etmektedir (Sakaguchi & Powers, 2012). Bu özelliklerin bilinmesi, araştırmalarda diş yapısına benzer materyallerin seçilmesi açısından oldukça önemlidir.

2.8. ÇİĞNEME KUVVETLERİ ve STRES

Dental restorasyon üzerine, okluzyonun ve çiğneme kuvvetlerinin belirgin bir etkisi vardır (Parker, 1993). Çiğneme kuvvetlerinin dinamik doğasına bağlı olarak, çiğneme sırasında bu değerlerin ölçülmesi oldukça güçtür. Çiğneme kuvvetlerinin tespiti için birçok araştırma yapılmıştır (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Çiğneme kuvvetleri, kişiden kişiye ve bir bölgeden diğerine değiştiği gibi cinsiyete göre ve yaşa göre de değişiklikler gösterebilmektedir. Isırma kuvveti genel olarak, erkeklerde kadınlardan fazla iken genç erişkinlerde de çocuklara göre fazladır. Büyük azılar bölgesi için ortalama çiğneme kuvveti, 400 ile 890 N arasında iken bu değer küçük azılar bölgesi için 222 ile 445 N arasındadır. Kaninler için 133-334 N iken kesiciler bölgesinde ise 89 ile 111 N arasında çiğneme kuvveti değerleri belirlenmiştir (Anusavice ve ark., 2013).

Cam ve seramik gibi kırılgan materyaller, yapımları esnasında bulunan kusurlar içermektedir ve bu kusurlar çatlakların gelişimi esnasında çekirdek görevi görmektedir. Bu çatlakların boyutu ve uygulanan streslerin miktarına göre materyalin kırılma dayanıklılığı belirlenirken, kırılma kuvvetini aşan streslerde katostrofik başarısızlık oluştuğundan daha az kuvvet değerleri çatlakların korunması ile sonuçlanabilmektedir (Baran, Boberick, & McCool, 2001). Çoğu materyal belli bir süre strese maruz kaldığında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum meydana gelmektedir. Yorulma, tekrarlanan yük altında ilerleyen bir kırık olarak tanımlanır (Sakaguchi & Powers, 2012) ve çatlakların nükleasyonu, çoğalması ve çatlakların birleşmesini içermektedir (Baran ve ark., 2001). Yorulma, çevresel faktörlerden etkilenmekte ve kırılma, verimsizlik ya da aşınma olarak kendini göstermektedir (Baran ve ark., 2001). Nemli ortamlarda

çiğneme siklusu boyunca tekrar eden yüksek kuvvet altında, seramikteki önceden var olan çatlaklar kademeli olarak zamanla büyür ve seramik restorasyonlarında yorulma başarısızlıklarına neden olmaktadır (Lawn, Deng, & Thompson, 2001). Stres oluşumu, statik (zaman ile sabit kalan), dinamik (belli sabit oranda uygulanan) ya da döngüsel (zaman ile değişen stres değerleri ile) olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde olan *stress* ya da *strain* değerine bağlıdır. Silika içeren cam materyaller da statik bir yorulmaya maruz kalmakta ve çatlaklar daha stabil bir şekilde de oluşabilmektedir Döngüsel yorulma etkileri ise çeşitli kristalin seramiklerde gözlenmektedir ki materyal her ne kadar plastik özellik göstermese de, döngüsel stres uygulaması sırasındaki başarısızlık süreçleri, benzer stres değerlerinde statik yorulmaya göre daha kısa olmaktadır (Baran ve ark., 2001).

Örneğin, seramik ortodontik braketler ve içlerinden geçen aktive edilmiş teller, klinikte statik yorulma başarısızlığına neden olurken, periyodik olarak kuvvete maruz kalan bir büyük azı dişe ait seramik kron, dinamik yorulma başarısızlığına neden olabilmektedir. Dolayısıyla, dental restoratif materyaller statik ya da dinamik olarak yorulma başarısızlığı sergileyebilirler. Bu durum yüklemenin ya da artık stresin doğasına bağlı olarak değişecektir. Ancak her iki durumda da, başarısızlık, katastrofik kırılmanın oluşumuna kadar devam eden bir çatlak olarak başlamaktadır (Anusavice ve ark., 2013).

Yorulma dayanıklılığı, restoratif materyallerin uzun dönemli başarıları açısından son derece önemlidir. Özellikle çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental restorasyonların, yorulmaya ait özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Tam protezler, implantlar, kron ve köprüler, hareketli bölümlü protezlerin kroşeleri, tekrarlayan

kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bununla birlikte, materyalin bulundugu ortam da yorulma özelliklerinin belirlenmesinde oldukça önemlidir. Nem, sulu ortam, biyolojik maddeler ve pH değişimleri yorulma özelliklerini etkileyebilmektedir. Dolayısıyla, restoratif materyaller, bu özelliklerin oluşturulabildiği ortamlarda in vitro olarak test edilirse, yorulmaya ait veriler daha anlamlı olacaktır (Sakaguchi & Powers, 2012). Dental seramiklerin yorulma özelliklerinin araştırıldığı çeşitli araştırmalar vardır. Yeni çıkan materyallerin yorulma sonrası dayanıklılıklarının tespiti, bu materyallerin uzun dönemde klinik başarıları açısından çok önemlidir. Bu nedenle araştırmalar materyallerin dayanıklılık özelliklerini belirleyebilmek için laboratuvarda yapılan yorulma testleri üzerine odaklanmıştır. Fonksiyon sırasında iken monolitik ve çift katmanlı seramik restorasyonlar için gözlenen chipping ve kütlesel kırılma gibi başarısızlık tiplerini (Al-Amleh ve ark., 2010; Bindl & Mormann, 2004) belirleyip materyallerin güçlendirilmesine yönelik verilerin sağlanması amaçlanmıştır (Baran ve ark., 2001). Metal destekli seramiklerden tam seramiklere geçiş süresinde farklı içeriklere ait tam seramik restorasyonlar, uzun dönemli başarıları açısından dolayısıyla yorulmaya karşı kırılma dayanıklılıkları açısından test edilmişlerdir. Bu amaçla, ağız ortamının en iyi yansıtıldığı ortamların kullanılmasına özen gösterilmiştir. Ağız ortamını laboratuvar ortamında aynen yansıtabilmek için dual akslı çiğneme simülatörü geliştirilmiştir (Güngör & Nemli, 2017; Kheradmandan ve ark., 2001; Seydler ve ark., 2014; Sieper, Wille, & Kern, 2017). Uygulanan çeşitli test parametreleri; geniş aralığa sahip yükleme kuvvetlerini, periyot sayısını, yükleme frekansını, antagonist materyali, periodontal ligament taklidini, ıslak/kuru yorgunluğu, termal siklusu, dayanak materyalini ve vertikal ve lateral hareketleri içermektedir (DeLong, 2006).

2.9. ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ

Dual akslı çiğneme simülatörü, dikey ve yatay yönde olmak üzere ve çift yönde kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, araştırmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket miktarları belirlendikten sonra çiğneme siklusu yerine getirilir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçlar kullanılmaktadır (Wassell, McCabe, & Walls, 1994). Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmada kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir (Anusavice ve ark., 2013; Beschnidt & Strub, 1999; Sakaguchi & Powers, 2012). Güngör ve Nemli, monolitik seramik ve veneerlenmiş zirkonya kronlardan oluşan örneklere uygulanan termomekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisini incelemiştir (Güngör & Nemli, 2017). Seydler ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre, farklı kalınlıklarda hazırlanan IPS e.max CAD kronlarına çiğneme simülatörü ile uygulanan 1.200.000 siklus ile birlikte termal siklusda 10000 siklus gerçekleştirilmiştir. Daha sonra kırılma olana kadar örnekler üniversal test makinesi ile yüklenmiştir (Seydler ve ark., 2014).

Sieper ve arkadaşları ise PICN, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disikat ve lityum disikat kronların çiğneme simulatörü ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmıştır (Sieper ve ark., 2017). Kheradmandan ve arkadaşları, yaptıları bir çalışmada, 4 farklı tipteki In-Ceram, IPS-Empress ve metal destekli anterior köprülerin kırılma dayanıklılığı, dual akslı çiğneme simülatörü yardımıyla test etmişlerdir (Kheradmandan ve ark., 2001).

Bizim yaptığımız çalışmada, alt 1. büyük azı dişe yapılan 3 farklı tam seramik kronun yorulmaya bağlı kırılma dayanıklılıklarının incelenmesi amaçlanmıştır.

2.10. TERMAL YAŞLANDIRMA

Protetik restorasyonlarda kullanılan materyallerin ağız ortamındaki davranışlarını öğrenmek için birtakım yöntemler kullanılmaktadır. İn vitro şartlarda restorasyonları yaşlandırmak için kullanılan yöntemlerin başında da termal siklus uygulaması gelmektedir (Türkün & Ergücü, 2004). Materyallerin sıcak ve soğuk uygulanması durumlarında meydana gelen ısı değişikliklerine tepkileri incelenmektedir. Bu test yöntemi ile restoratif materyallerin bağlanma dayanımları, marjinal aralanmaları ve ısı değişikliklerinin materyallere etkileri incelenmektedir (Gale & Darvell, 1999).

Yapılan çalışmalarda farklı termal siklus protokolleri önerilmiştir (Amsberry, Von Fraunhofer, Hoots, & Rodgers, 1984; Chan & Swift, 1994; Gale & Darvell, 1999). Birçok çalışma ISO standartlarına göre belirlenen termal siklus sıcaklık değişimlerini (5°C-55°C) kullanmaktadır. Termal siklus sayısı, suda bekleme süresi, duraklama süresi oldukça değişkenlik göstermektedir. Normal olarak termal siklus mekanik yüklemeyle birlikte uygulanmaktadır. Bu nedenle termal siklusun sayısı mekanik testin uzunluğuna ve termal siklus ünitesi üzerinde belirlenen bekleme ve duraklama zamanına bağlıdır (Gale & Darvell, 1999).

Restoratif materyalleri yaşlandırmak amacıyla uygulanan termal siklus sayısı 1 ile 1.000.000 arasında değişmektedir. 500 ile 10.000 siklus arası uygulamanın anlamlı olduğu kabul edilmektedir. Termal siklus uygulaması ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan siklus sayısı, banyo sıcaklıkları, bekletme süreleri ve geçiş zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir (Litkowski & Swierczewski, 1990; Rossomando & Wendt,

1995; Vasquez ve ark., 2008; Von Steyern, Ebbesson, Holmgren, Haag, & Nilner, 2006). Ağız içerisinde ısı değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin veri olmaması nedeniyle çalışmamızda örnekler için 6000 döngü uygulanmıştır.

3. YÖNTEM

Bu çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD, ve hibrit seramik bloklardan Vita Enamic ve Cerasmart monolitik blokları ile mandibular 1. büyük azı kron restorasyonları yapıldı. Her gruptan 20 adet olacak şekilde üç grup oluşturuldu. 20'şer örnekli gruplar 10'ar örnek olacak şekilde alt gruplara ayrılmıştır. Örneklerin yarısına (n=10) dual akslı çiğneme simülatörü ve termalsiklus ile yaşlandırma işlemi uygulanırken diğer örneklere (n=10) yaşlandırma uygulanmamıştır. Preparasyonda standart oluşturabilmek için santral fossada 1,5 mm tüberkül tepesine ise 2 mm olacak şekilde kalınlıklarda kalınlıkta restorasyonların üretilmesi amaçlandı. Örneklerin üretimi Cerec CAD/CAM sistemi ile tek aşamada gerçekleştirildi. Çalışmamızda kronların termal siklus ve çiğneme simülatöründe 5 yıllık yaşlandırma sürecini içeren; 1.200.000 siklus ve 50 N yüklemesi sonrası, örneklerin üniversal test makinesinde kırılma dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Çalışmamızda yer alan CAD/CAM blok sistemleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.1).

Çalışmamız Gaziosmanpaşa Üniversitesi BAP birimi tarafından 2015/131 no'lu proje ile desteklenmiştir. Kron restorasyonları Adana Mesa Dental Laboratuvarında Cerec InLab CAD/CAM sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya), termal siklus cihazı (SD Mechatronik Termocycler THE-1100 Willytech, Münih, Almanya) ve üniversal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) kullanılarak çalışmamız gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan çekilmiş insan dişleri için gerekli etik kurul raporu da üniversitemiz etik

kurulunun 15-KAEK-170 no'lu toplantısındaki 29.09.2015 tarihli kararında yer almaktadır.

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM bloklar ve özellikleri

Kullanılan CAD/CAM Bloklar	**Üretici**	**İçerik**	**Renk**	**Lot no.**
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	Cam matriks içine gömülü yaklaşık %70 lityum disilikat kristalleri ($Li_2Si_2O_5$)	A2	U55932
Cerasmart	GC	Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartikülleri içeren kompozit rezin materyali	A2-HT	1509052
Vita ENAMİC	Vita Zahnfabrik	Polimer infiltre seramik ağ (%20-30 Al_2O_3 ile ağırlıkça %86 inorganik kısım) ve %14 organik polimer kısım	2M2-HT	59881

3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmada uygulanan aşamalar:

1. Araştırmada periodontal nedenlerle yeni çekilmiş 60 adet, çürüksüz mandibular 1. büyük azı insan dişinin fizyolojik diş mobilitesini taklit etmesi için periodontal membranın oluşturulması

2. Örneklerin akrilik rezin ile polyester kalıplar içerisinine gömülmesi

3. Dişlerin preparasyonunun yapılması

3. Cerec inLab CAD/CAM sistemiyle kronların üretilmesi ve polisaj işlemi

4. Kronların prepare edilmiş dişler üzerine simante edilmesi

5. Örneklerin termal siklus ile yaşlandırılması

6. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırılması

7. Kırılma testi ölçümlerinin yapılması

8. SEM de kırılma yüzeylerinin incelenmesi

3.1.1. Destek Dişler

Araştırmada 60 adet yeni çekilmiş, çürüksüz mandibular 1. büyük azı insan dişi kullanıldı. Dişler çekildikten sonra, restorasyonların hazırlanmasına kadar dişler %0.1'lik timol solüsyonu içerisinde saklandı (Seydler ve ark., 2014). Diş taşları ve periodontal dokular kretuar ile dişler üzerinden uzaklaştırıldı (Sparrius & Grossman, 1989). Daha sonra ise dişler deney süresinde 37°C'de distile su içerisinde bekletildi (Johnson, Versluis, Tantbirojn, & Ahuja, 2014). Araştırmada kullanılan dişler, olabildiğince aynı form ve boyutta olanlardan seçildi. Kullanılan dişlerin ortalama boyutları meziodistal olarak 11 ± 1 mm, labiolingual olarak 10 ± 1 mm, servikookluzal olarak ise 7 ± 1 mm' dir.

3.1.2. Yapay Periodontal Membran

Fizyolojik diş mobilitesini taklit etmek için, öncelikle çekilmiş dişlerin tüm kök

yüzeyleri mine sement sınırının 2 mm apikaline kadar akışkan haldeki muma batırılarak kaplandı (Şekil 3.1) ve mumla kaplanmış kök yüzeyleri kalıplar içerisine C tipi silikon (Alphasil Perfect Putty Soft, Almanya) ölçü maddesine gömüldü. Daha sonra gömülen dişler silikon ölçü maddesinin içinden çıkarılarak kök yüzeyini kaplayan mum eritildi. Kök yüzeyine polieter adezivi uygulandı ve alınan kök ölçüsü kalıbının içine polieter (Impregum Soft, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulanarak diş tekrar silikon ölçü içerisine yerleştirildi (Şekil 3.2). Polieter sertleştikten sonra diş ölçü kalıbının içerisinden uzaklaştırıldı ve fazlalıklar bistüri ile düzeltildi. Böylece çekilmiş dişler periodontal membranı yansıtabilmesi için polieter ile kaplanmış oldu (Preis, Behr, Hahnel, & Rosentritt, 2015; Rosentritt, Behr, Scharnagl, Handel, & Kolbeck, 2011).



Şekil 3.1. Kök yüzeyleri mum ile kaplanan diş



Şekil 3.2 Örneklerin silikon kalıplar içerisine yerleştirilmesi

3.1.3. Örneklerin Akrilik Rezin ile Polyester Kalıplar İçerisinine Gömülmesi

Doğal dişler desteklenmesi amacıyla dual akslı çiğneme simülatörüne ait örnek tutucu kalıpları içerisine yerleştirildi (Şekil 3.3). Öncelikle örnek kalıpları, reaksiyonun tamamlanmasından sonra, polyester rezinin örnek kalıbından rahat çıkabilmesi amacıyla vazelinlendi. Toz ve likitle oluşturulan akrilik karışım kalıplara yerleştirildi.

Dişler, testler sırasında desteklenebilmesi amacıyla akrilik rezin içerisine gömüldü. Kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelendiği çalışmalarda kron-kök oranının da sonuçları etkilediği belirtilmiştir (Kelly, 1995). Bu nedenle, dişlerin gömülme seviyesi mine-sement bileşiminin 2 mm altından olacak şekildedir. Böylece, biyolojik kök ve kron boyutları elde edildi (Chitmongkolsuk, Heydecke, Stappert, & Strub, 2002; Kern, Douglas, Fechtig, Strub, & DeLong, 1993). Yükleme sırasında klinik ortamın en iyi yansıtılabilmesi ve kuvvetlerin, kronların uzun aksına dik olarak uygulanabilmesi için, dişler, rezin materyalin içerisine, bukkolingual ya da meziodistal olarak herhangi bir eğim olmaksızın sabitlendi. Oda ısısında tam sertleşmeleri beklendikten sonra, örnekler, kalıplardan çıkarıldı (Şekil 3.4.).



Şekil 3.3 Örnek tutucu kalıplar

3.1.4. Tam seramik kronlar için diş preparasyonu dizaynı

Diş preparasyonu, diş sert dokularının (mine ve dentin) geri dönüşü olmayan şekilde kaldırılmasını içermektedir. Kaldırılacak olan diş yapısı miktarı, kullanılacak malzemeye bağlı olacaktır. Full bir altın kron için, minimum 0.5 mm'lik bir alana ihtiyaç duyulurken, metal seramik kron için oklüzalden yaklaşık 2 mm ve aksiyel redüksiyon için ise 1.5 mm gereklidir (Shillingburg, Hobo, & Fisher, 1973). Tam seramik bir kron için ise diş preparasyonu oklüzal 1.5 mm ila 2 mm arasında bir aşındırmayı gerektirmektedir. 4° ve 6° arasındaki toplam aksiyel redüksiyon açısı ve düzgün yuvarlatılmış çizgi açısı belirtilmiştir (Doyle, Munoz, Goodacre, Friedlander, & Moore, 1990; Goodacre, Campagni, & Aquilino, 2001). Doğal dişler ile çalışılırken, tüm destek dişler için standart bir preperasyon oluşturmak oldukça güçtür. Bu nedenle çalışmamızda, preperasyonların oldukça standart hazırlanabilmesi için özen gösterildi. Bunun için tüm dişlerden preparasyon öncesi silikon ölçü alındı ve ölçüler bisturi ile ortadan ikiye kesildi. Bu sayede preperasyon sırasında bu indekslerden yararlanılarak preparasyon miktarlarının kontrol edilmesi amaçlandı. Tüm preperasyonlarda dişlerin anatomik formuna sadık kalındı. Yaklaşık olarak 6°'lik konverjans açısıyla oluşturulan preperasyonlarda basamaklar *chamfer*'dır. Basamak kalınlığı ise, 1 mm olan elmas frezler (Diatech frez 879 014 10) kullanılmış ve mine-sement sınırının 0.5 mm

okluzalinde olacak şekilde preparasyon yapılmıştır. Okluzalde ise yine indekslerden yararlanılarak 1,5-2 mm'lik redüksiyon yapıldı ve örnekler numaralandırıldı (Şekil 3.4.).

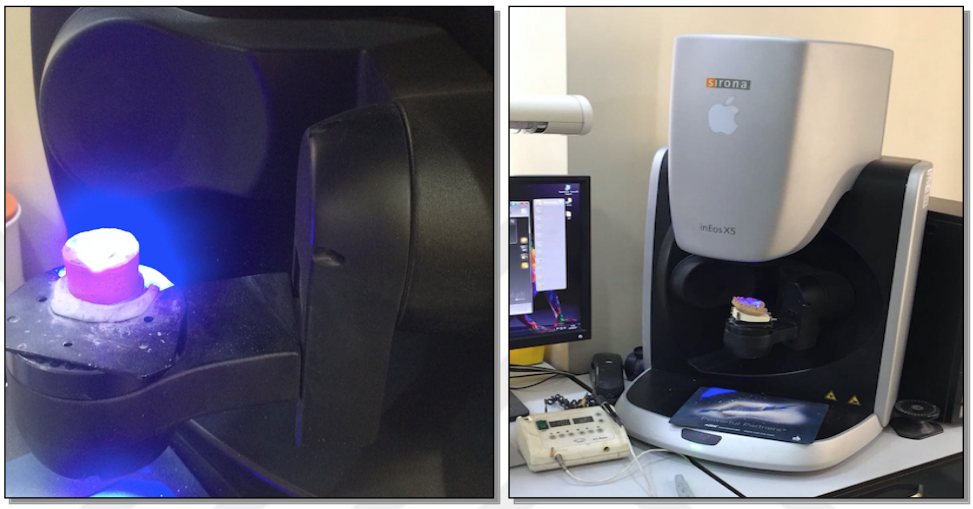


Şekil 3.4: Akrilik rezin içerisine gömülmüş diş ve prepare edilmiş hali

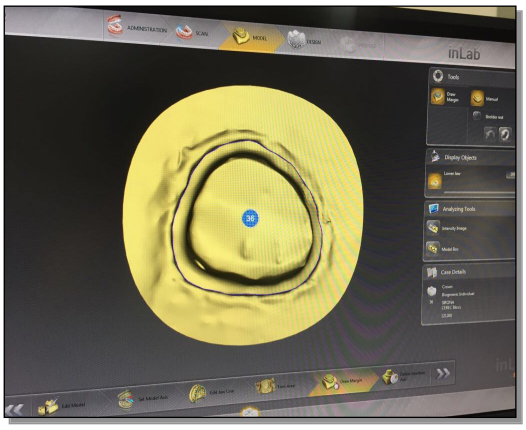
3.1.5. Kronların CAD/CAM Üretimi

IPS e.max CAD, Cerasmart ve Vita Enamic CAD/CAM bloklarından 20'şer adet olacak şekilde toplam 60 adet kron Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak aksiyel bölgelerde 1 mm kalınlık, okluzal bölgede ise santral sulkusta 1,5 mm tüberkül tepelerinde ise 2 mm kalınlık sağlanacak şekilde restorasyon tasarımı gerçekleştirilmiştir. Prepare edilmiş dişler, yansıtıcı opak toz (Cerec optispray) uygulaması yapıldıktan sonra optik okuyucuya yerleştirildi (Şekil 3.5.). Taranan modeller üzerinde IPS e.max CAD, Cerasmart ve Vita Enamic monolitik kronların tasarım aşamasına geçildi. Sistemden restorasyon yapılacak dişin numarası (36), tipi ve dizaynı seçildi. Taranan model üzerinde bitim çizgisi belirlendi (Şekil 3.6.). Tasarım

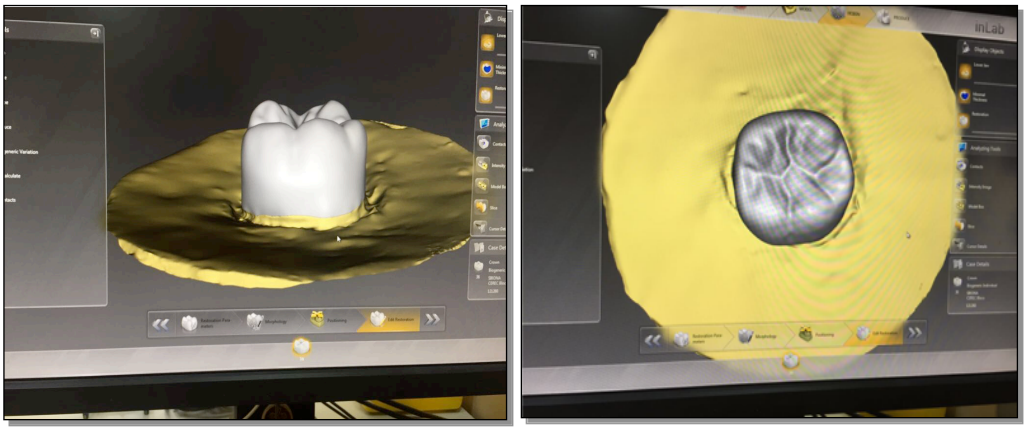
yapılırken okluzal morfolojinin aynı olması amacıyla restorasyonların okluzalinde tüberkül yüksekliklerinde 2 mm ve santral fossanında ise 1.5 mm olacak ve 1 mm'lik basamak kalınlığı oluşturularak şeklinde tasarımlar oluşturuldu (Şekil 3.7.). Restorasyonlar 80 µm siman film kalınlığı seçilerek dizayn edildi (Güngör & Nemli, 2017).



Şekil 3.5. Yansıtıcı toz ile kaplanan örneklerin taranması



Şekil 3.6. Restorasyon diş numarası, dizayn tipi ve bitim çizgisinin belirlenmesi



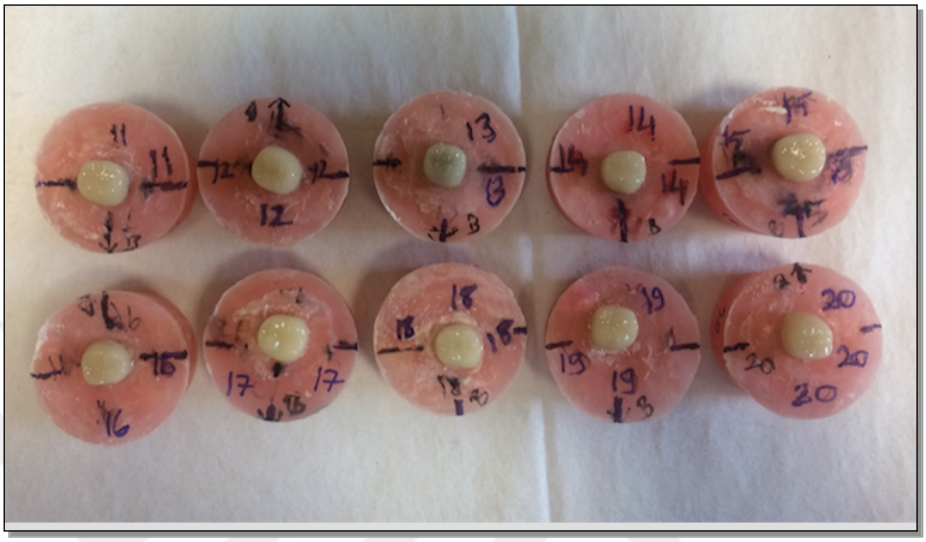
Şekil 3.7. Kron tasarımının oluşturulması

Daha sonra oluşturulan tasarım bilgisi, restorasyonların oluşturulması için Cerec inLab MC XL frezeleme cihazına gönderildi. (Şekil 3.8.)



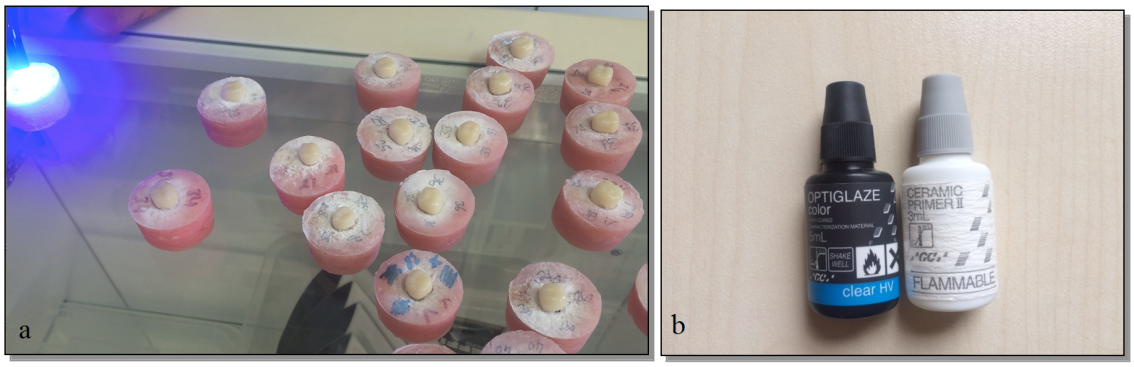
Şekil 3.8. Örneklerin frezeleme işlemi

20 adet IPS emax CAD kronları inLab MC XL frezeleme cihazı ile yontulması ardından 850 °C'de 25 dakika süreyle inLab Fire ile yüksek ısıda sinterlenmiş ve glazelenmiştir. (Şekil 3.9.)



Şekil 3.9. Glaze işleminden sonra IPS e.max CAD örnekler

Cerasmart ve Vita Enamic restorasyonlar ise, kumlama işlemi (25-50 µm aliminyum oksit) sonrasında öncelikle Ceramic Primer II (GC, Tokyo, Japonya) uygulaması ve hava ile kurutma işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra optiglaze color uygulaması sonrası LED ile polimerize edilmiştir. CAD/CAM sisteminde restorasyonlar üretilerek toplam 60 adet kronun hazırlığı bu şekilde tamamlanmış oldu (Şekil 3.10 a-b).



Şekil 3.10 a-b Polisaj uygulanan Cerasmart ve Vita Enamic örnekler

3.1.6. Tam Seramik Kronların Adeziv Simantasyonu

Tam seramikler için günümüzde önerilen siman tipi, rezin bağlı simandır. Bu amaçla araştırmada hazırlanan tam seramik restorasyonların doğal dişe bağlantılarını sağlamak amacıyla, Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) yapıştırıcı siman (Şekil 3.11 a-b) kullanıldı. Kumlama işlemi sonrası, restorasyonun yapıştırma yüzeyine K-Etchant Gel uygulandı, su ile yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Porselen Bond Aktivator ile SE Bond Primer eşit miktarlarda karıştırıldı, karışım restorasyon iç yüzeyine uygulanarak hafif hava ile kurutuldu. Diş yüzeyindeki artık maddeler temizlendi. Diş yüzeyi eşit miktarda ED PRİMER II A&B uygulandı, 30 sn beklendi ve kurutuldu. Primer'in fazlası aplikasyon pamuğu ile alınarak, Primer hafif hava ile kurutuldu. Panavia F 2.0 pastasından eşit miktarda döndürülerek gerekli miktarda pasta karıştırma kağıdına alındı, her iki pastadan eşit miktarlarda 20 sn karıştırıldı. Hazırlanan karışım sadece restorasyona uygulandı ve restorasyon, destek dişe parmak basıncı ile simante edildi, 20 saniyede LED uygulaması ile polimerizasyon gerçekleştirildi. Daha sonra ise marjinal kenarlara Oxyguard II uygulandı, 3 dakika beklendi ve sonra pamuk

rulo ve su spreyi ile oxyguard II uzaklaştırıldı. Taşan siman artıkları kretuvar ile temizlendi.



Şekil 3.11 a-b Kronların simantasyonunda kullanılan rezin siman

3.1.7. Örneklerin Termal Siklus ile Yaşlandırılması

Çalışmamızda 3 farklı gruba ait 60 adet örneğin 30 tanesi Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazına yerleştirildi (Şekil 3.12). Termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler THE-1100 Willytech, Münih, Almanya) 6000 döngü gerçekleştirildi. Banyo sıcaklıkları 5°C-55°C olacak şekilde gerekli ayarlamaları yapıldı (Preis ve ark., 2015; Rosentritt, Hahnel, Engelhardt, Behr, & Preis, 2017). Her sıcaklıkta bekleme süresi 60 saniye ve iki sıcaklık arasında havada bekleme süresi 10 saniye olacak şekilde ayarlandı (Güngör & Nemli, 2017). Termal siklus uygulaması sırasında özellikle sıcak su banyosundaki buharlaşmadan dolayı oluşabilecek su kayıpları için işlem sırasında eksilen su miktarları ilave edildi. Su ilavesi işlemi sırasında banyo sıcaklıklarının değişmemesine dikkat edildi ve su ilaveleri az miktarlarda gerçekleştirildi.



Şekil 3.12 Örneklerin termal siklus işlemi ile yaşlandırılması

3.1.8. Örneklerin Çiğneme Simulatörü ile Yaşlandırılması

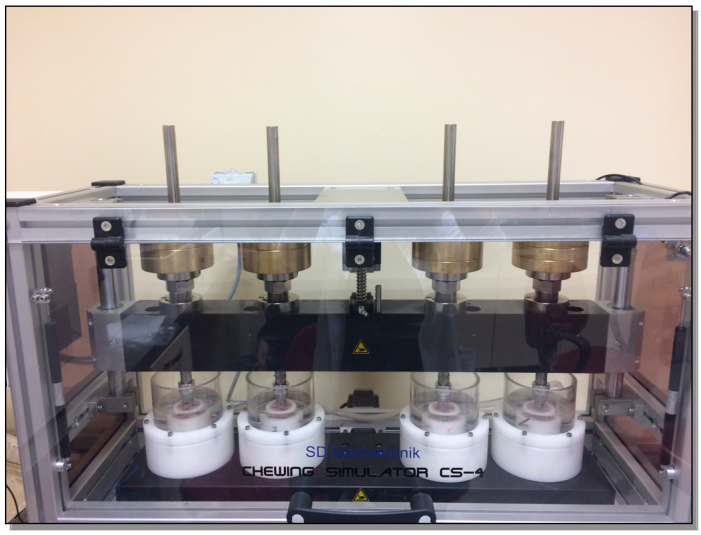
Çalışmamızda 3 farklı gruba ait 60 tane örneğin 30 tanesine, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya), dikey ve yatay olarak çift yönde hareket edebilen bir cihazdır (Şekil 3.13). Dört adet örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır. Plastik örnek tutucular içerisine uyumlu olarak hazırlanan, akril içerisine gömülmüş olan dublikat örnekler, çiğneme simülatörüne örnek tutucular içerisinde yerleştirildi. Çiğneme siklusu sırasında kronlar ve antagonist steatite top arasındaki ısınmayı önlemek amacıyla örneklere distile su içerisinde çiğneme işlemi uygulandı. Çalışmamızda diğer çalışmalarda da kullanılan karşıt diş yerine 6 mm çapında *steatite* (Steatite, Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, Almanya) kullanıldı (Heydecke, Butz, Hussein, & Strub, 2002).

Bu çalışmada çiğneme simülatöründe 5 yıla karşılık gelen 1.200.000 siklusta (1.1 Hz) yükleme yapıldı. Tüm test grubuna ait örnekler 50 N'luk yüklemeye maruz

bırakıldı. 50 N' luk değer, posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmaktadır (Gillings, Graham, & Duckmanton, 1973). Siklus sırasında karşıt diş yerine konulan steatititin dikey hareketi 2 mm ve yatay hareketi 1 mm olarak ayarlandı (Güngör & Nemli, 2017; Preis ve ark., 2012) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2 Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler

Dual akslı çiğneme simülatöründe yaşlandırma için kullanılan parametreler:
Yükselme Hızı: 55 mm/sn
İnme Hızı: 55 mm/sn.
Yatay Hareket Miktarı: 1 mm
Dikey Hareket Miktarı: 2 mm
İlerleme Hızı: 50 mm/ sn.
Gerileme Hızı: 50 mm/sn.
Siklus Frekansı: 1.1 Hz.
Her bir Örnek için Ağırlık: 50 N.



Şekil 3.13 Çiğneme simülatöründe örneklerin yaşlandırılması

3.1.9 Kırılma Dayanıklılığının Tespiti

Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanıklılığı belirlemektedir ve tüm stres tiplerinin kollektif olarak tanımını kapsamaktadır. Kırılma dayanıklılığını göstermek için kuvvetler Newton (N) birimi ile belirtilmiştir. Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan üniversal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak çalışmamız gerçekleştirildi. Ölçülen değerler özel bir yazılım (Trapezium X, Shimadzu, Tokyo, Japonya) aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Kırma işlemleri için 6 mm çapında metal bir uç torna cihazı yardımıyla üretildi ve test bu uç ile gerçekleştirildi (Şekil 3.14). Çelik küre örneğin okluzal merkezine yerleştirilerek, restorasyon yüzeyi ile çelik küre arasına yükün eşit dağılımını sağlamak amacıyla artikülasyon kağıdı yerleştirildi (Baladhandayutham, Lawson, & Burgess, 2015). Bu uç, test cihazının üst kısmına sabitlendikten sonra alt kısma örnekler sırayla yerleştirilerek 0.5 mm/dk *ilerleme hızı* ile basma tipi kuvvet uygulandı (Şekil 3.15.)(Güngör & Nemli, 2017). Bu şekilde 60 adet

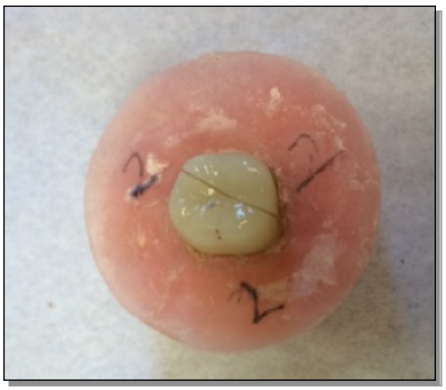
örnek için kırılma esnasındaki maximum yük değeri ile belirlendi ve kırılma tipleri incelendi (Şekil 3.16.).



Şekil 3.14. Kırılma deneyi sırasında örnekler



Şekil 3.15. Kırılma dayanıklılığı testinde kullanılan üniversal test cihazı



Şekil 3.16. Kırılma testi sonrası IPS e.max CAD kron

Yaptığımız çalışmaya göre, kırılma dayanıklılığı testi sonrasında örnekler, görsel olarak incelendi ve kırılma tipleri belirlendi. Kırılma tipleri, Burke'nin kırık tipi sınıflandırılmasına göre değerlendirildi (Burke, 1995).

Burke'nin sınıflandırmasına göre,

Tip I: Sadece restorasyonu içeren izole kırık tipi

Tip II: Restorasyon kırığının yanında küçük bir parça diş kırığı bulunan kırık tipi

Tip III: Dişin yarısından fazlasını kapsayan fakat periodontal tutulum göstermeyen kırık tipi

Tip IV: Periodontal tutulum olan kırık tipi olarak değerlendirilmektedir.

Çalışmamıza ise yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan tüm örneklerde Tip I kırık gözlenmiştir. Bu nedenle kırık tipi açısından istatistiksel analiz yapılmamıştır.

3.1.10 Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

Araştırmamızda yaşlandırılan ve yaşlandırılmayan tüm gruplara ait örnekler kırılma dayanıklılığı için Shimadzu AGS-X universal test cihazında test edildikten sonra her gruptan birer adet örnek kırılma yüzeylerinin incelenmesi için KİTAM'da (Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) bulunan SEM'de görüntüleri alındı (JEOL JSM 7001F Taramalı Elektron Mikroskopu, Japonya)(Şekil 3.17). SEM incelemesi öncesi örnekler vakumlama cihazında (Quorum SC7620, Qourum Technologies ltd, İngiltere) kurutulmuş ve kaplama (Au-Pt) işlemi yapılmıştır. Daha sonra SEM ile x10-x200 büyütmelerde incelemesi yapıldı.



Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu

3.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Çalışmada sürekli değişkenler ortalama ve standart sapma, nitel değişkenler sayı ve yüzde ile sunulmaktadır. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan ve yaşlandırma işlemi uygulanan ölçümlerin gruplar yönünden farklılığı tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılarak değerlendirildi. Ölçümlerin grup dağılımları çubuk grafik ile sunuldu. p değerleri 0.05'den küçük olarak hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalar hazır istatistik yazılımı ile yapıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS Inc., IBM Co., Somers, ABD).

4. BULGULAR VE YORUMLAR

4.1. GRUPLARDAKİ ÖRNEK DAĞILIMI

Tablo 4.1. Çalışma örneklerinin genel dağılımı

		n	%
Materyal	**IPS e.max CAD**	10	33,3
	Cerasmart	10	33,3
	Vita Enamic	10	33,3

4.2. YAŞLANDIRMA UYGULANAN VE UYGULANMAYAN GRUPLARIN KIRILMA DAYANIKLILIKLARI ÖLÇÜM SONUÇLARI

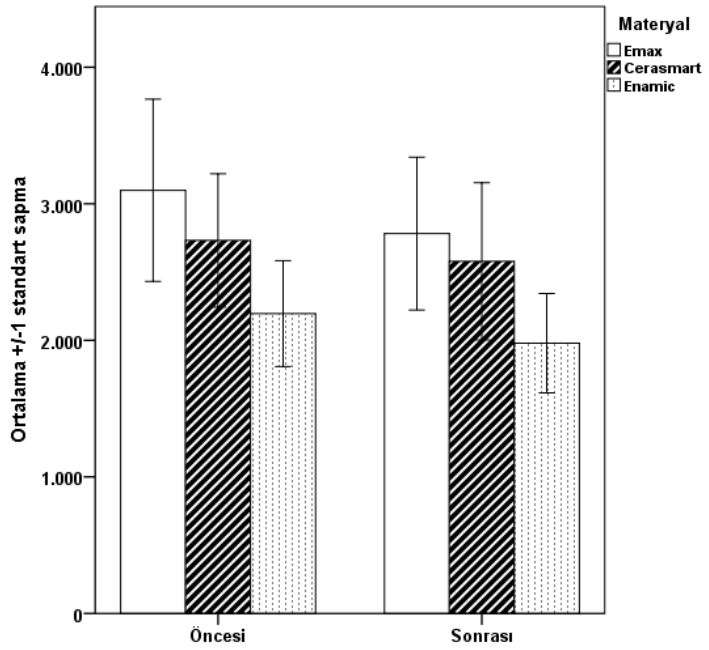
Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılıkları ölçümleri yönünden farklılığı tekrarlı ölçümlerle varyans analizi kullanılarak değerlendirildi. p değerleri 0.05'den küçük olarak hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Çalışmamızda kullanılan monolitik kronların yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılığı değerleri tabloda ve sütun grafiğinde verildiği gibidir (Tablo 4.2.) (Şekil 4.1.).

Tablo 4.2. Örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri ölçüm sonuçları

Materyal	Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerin kırılma dayanıklılığı ortalama ve standart sapma değerleri (N)	Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerin kırılma dayanıklılığı ortalama ve standart sapma değerleri (N)
IPS e.max CAD	3098,4±667,09 (a,x)	2781,51±559,45 (a,x)
Cerasmart	2731,81±488,51 (ab,x)	2578,99±575,9 (a,x)
Vita Enamic	2195,46±387,83 (b,x)	1978,71±364,05 (b,x)

(ab): Gruplar arası karşılaştırma; (xy): Grup içi karşılaştırma. Tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi kullanıldı.

Farklı harflerle ifade edilmiş materyaller arasında Varyans analizine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05).



Şekil 4.1. Örneklerin yaşlandırma işlemi uygulanması öncesi ve sonrası kırılma dayanıklılığı değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği (N)

4.3. KIRILMA DAYANIKLILIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan ve yaşlandırma işlemi uygulanan ölçümlerin gruplar yönünden farklılığı tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılarak değerlendirildi. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı değeri yorulma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD kronlarda görülmüştür (3098,4±667,09 N). En düşük ortalama kırılma dayanıklılığı değeri ise yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic kronlarda görülmüştür. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Cerasmart kronların ortalama kırılma dayanıklılığı değeri 2731,81±488,51 N iken Vita Enamic kronların ortalama kırılma dayanıklılığı 2195,46±387,83 N olarak görülmüştür. Çiğneme simülatörü ve termalsiklus ile yaşlandırma işlemi uygulanan tüm örneklerde ortalama kırılma dayanıklılığı değerlerinde, yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklere göre kırılma dayanıklılığı ortalama değerlerinde düşüş gözlenmekle birlikte bu düşüş tüm materyaller için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.3.1. Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus ile Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan Kronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örnekler arasındaki IPS e.max CAD kronlar ile Cerasmart kronlar arasında ve Cerasmart kronlar ile Vita Enamic kronlar arasında kırılma dayanıklılığı ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). IPS e.max CAD kronlar ile Vita Enamic kronlar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$) (Tablo 4.3.)

Tablo 4.3. Termomekanik yaşlandırma uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılığı sonuçlarının karşılaştırılması

ZAMAN	(I) Materyal	(J) Materyal	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	p[a]	Fark için %95 Güven Aralığı	
						Alt sınır	Üst sınır
Yaşlandırma işlemi uygulanmayan	e.max	Cerasmart	366,590	235,806	,395	-235,296	968,476
		Enamic	902,941*	235,806	,002	301,055	1504,827
	Cerasmart	e.max	-366,590	235,806	,395	-968,476	235,296
		Enamic	536,351	235,806	,093	-65,535	1138,237
	Enamic	e.max	-902,941*	235,806	,002	-1504,827	-301,055
		Cerasmart	-536,351	235,806	,093	-1138,237	65,535
*. 0,05 düzeyinde anlamlılık.							
a. Çoklu karşılaştırma için Bonferroni düzeltmesi							

4.3.2. Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus ile Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması

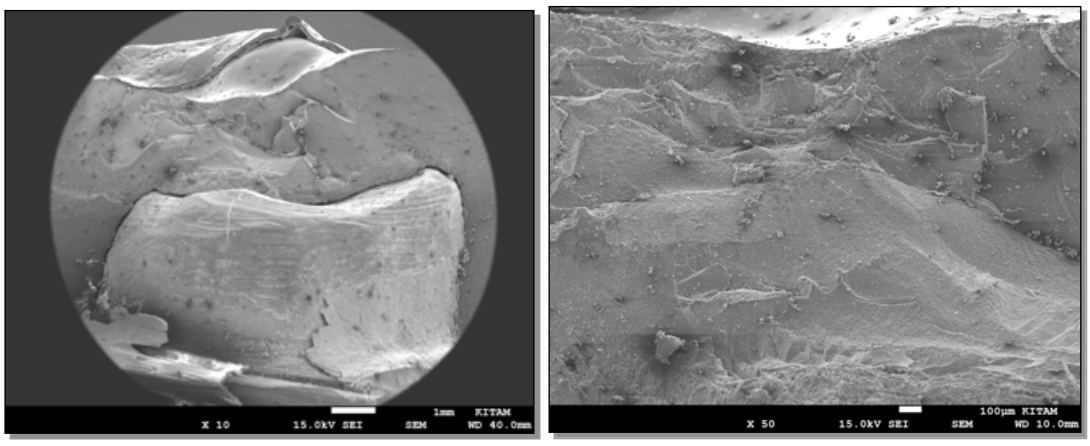
Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler arasındaki IPS e.max CAD kronlar ile Cerasmart kronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Vita Enamic kronların ise hem IPS e.max CAD kronlar ile hem de Cerasmart kronlar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0.05$)(Tablo 4.4.)

Tablo 4.4. Termomekanik yaşlandırma uygulanan grupların kırılma dayanıklılığı sonuçlarının karşılaştırılması

ZAMAN	(I) Materyal	(J) Materyal	Ortalama Fark (I-J)	Std. Hata	p[a]	Fark için %95 Güven Aralığı	
						Alt sınır	Üst sınır
Yaşlandırma işlemi uygulanan	e.max	Cerasmart	202,519	227,624	1,000	-378,481	783,519
		Enamic	802,798*	227,624	,005	221,798	1383,798
	Cerasmart	e.max	-202,519	227,624	1,000	-783,519	378,481
		Enamic	600,279*	227,624	,041	19,279	1181,279
	Enamic	e.max	-802,798*	227,624	,005	-1383,798	-221,798
		Cerasmart	-600,279*	227,624	,041	-1181,279	-19,279
*. 0,05 düzeyinde anlamlılık.							
a. Çoklu karşılaştırma için Bonferroni düzeltmesi							

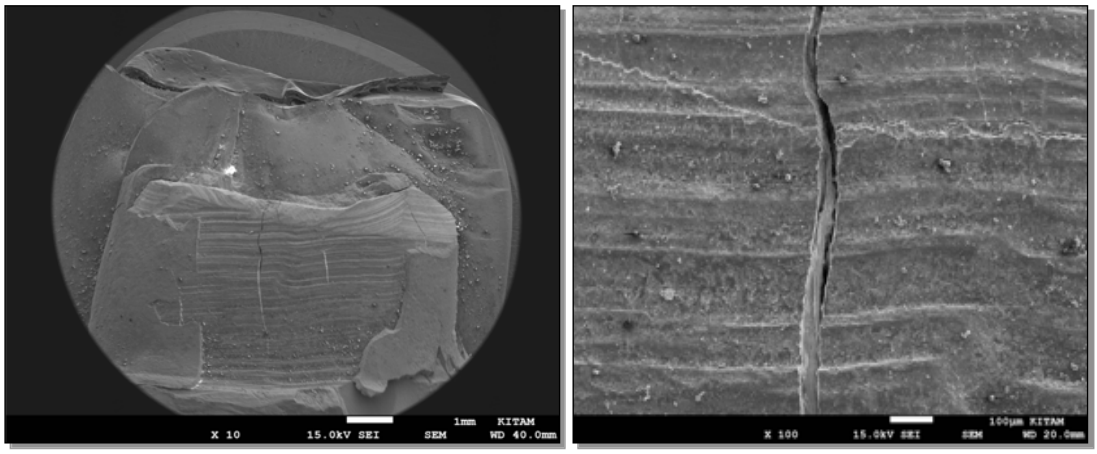
4.4. SEM GÖRÜNTÜLERİ

4.4.1. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD örnekler



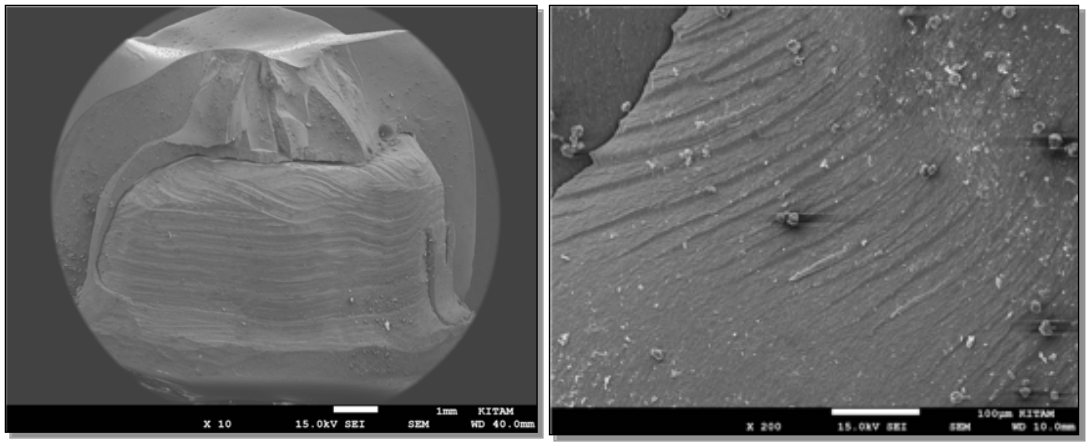
Şekil 4.2. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme.

4.4.2. Yaşlandırma işlemi uygulanan IPS e.max CAD örnekler



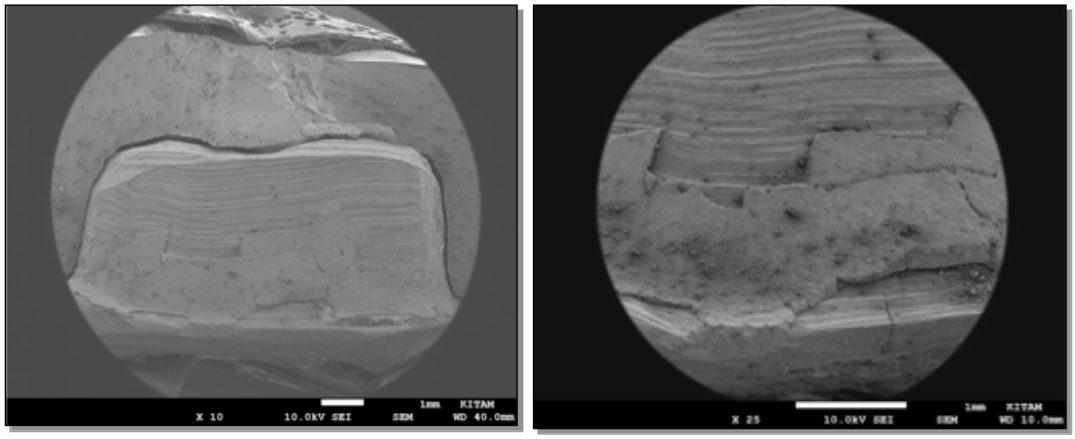
Şekil 4.3. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan IPS e.max CAD örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x100 büyütme.

4.4.3. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Cerasmart örnekler



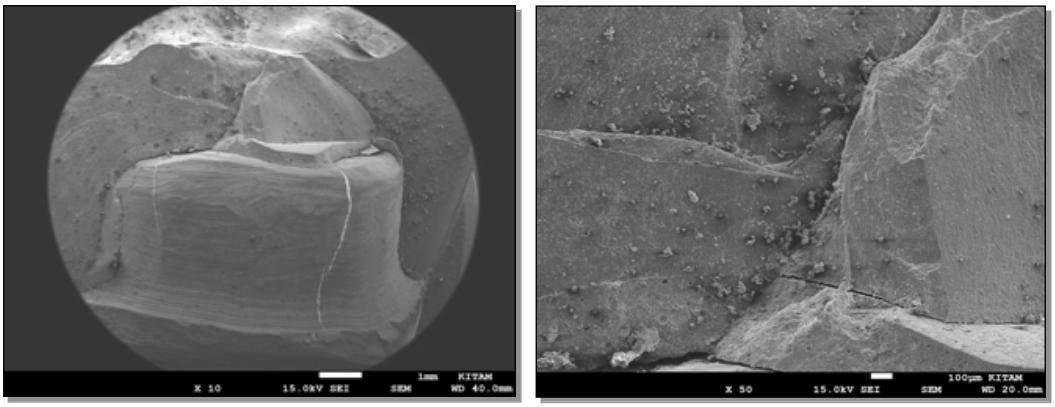
Şekil 4.4. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan Cerasmart örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x200 büyütme.

4.4.4.Yaşlandırma işlemi uygulanan Cerasmart örnekler



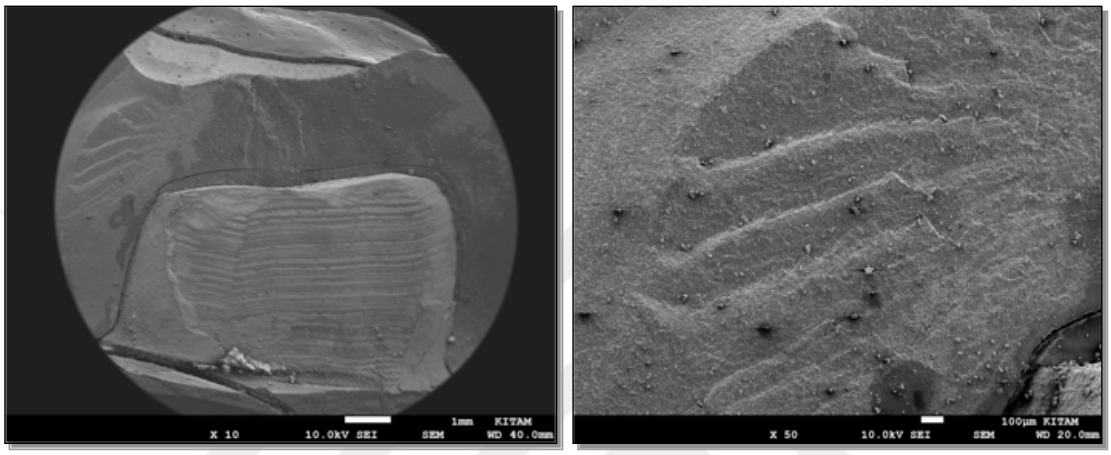
Şekil 4.5. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan Cerasmart örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x25 büyütme.

4.4.5. Yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic örnekler



Şekil 4.6. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan Vita Enamic örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme.

4.4.6. Yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic örnekler



Şekil 4.7. Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic örneklerin kırılma testi sonrası SEM görüntüleri x10 ve x50 büyütme.

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde gelişen CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonların standartlaştırılmış üretim süreçleri, tekdüze materyal kalitesine, restorasyonların tekrarlanabilirliğine ve üretim maliyetlerinin düşürülmesine imkan sağlamıştır. Sonuç olarak, çift katmanlı ve monolitik uygulamalar için yeni nesil seramik ve kompozit malzemeler geliştirilmiştir. Yeni çıkan monolitik CAD/CAM bloklarının uzun dönem başarısını görebilmek için, klinik uygulamalardan önce, in vitro olarak uzun dönem stabiliteleri açısından, çeşitli koşullarda araştırılmaları gerekmektedir.

Çalışmamızda 3 farklı materyalle uygulanan kron restorasyonlarının termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri *in vitro* olarak test edilmiştir. Laboratuvar ortamında yapılan çalışmalarda, daha hızlı ve kolay bir şekilde veri elde edildiğinden, bu çalışmanın *in vitro* koşullarda yürütülmesi tercih edilmiştir (Pashley, 1991).

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre, en yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı değeri yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD (3098,4±667,09 N) kronlarda görüldü. En düşük ortalama kırılma dayanıklılığı değeri ise yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic (1978,71±364,05N) kronlarda görülmüştür. 5 yıllık yorulmayı taklit edecek şekilde yaşlandırma işlemine tabi tutulan IPS e.max CAD kronlarında, ortalama olarak 2781,51±559,45 N kırılma dayanıklığı değerleri gözlendi. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örnekler arasındaki IPS e.max CAD kronlar ile Cerasmart kronlar arasında ve Cerasmart kronlar ile Vita Enamic kronlar arasında kırılma dayanıklılığı ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, IPS e.max CAD kronlar ile Vita Enamic kronlar arasında ise istatistiksel

olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. Benzer şekilde, yaşlandırma işlemi sonrasındaki kırılma dayanıklılık sonuçlarına göre de IPS e.max CAD ve Cerasmart kronlar, Vita Enamic kronlara göre istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Bu nedenle, 1. hipotezimiz olan, yaşlanma öncesi ve yaşlanma sonrası kırılma dayanıklılık değerleri açısından monolitik CAD/CAM kron restorasyon materyalleri arasında farklılık bulunmayacağı şeklindeki hipotez red edilmiştir.

Çalışmanın sonuçlarına göre, termomekanik yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan örneklerin ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu nedenle, 2. hipotezimiz olan ağız içi koşullarını yansıtmak için termal siklus ve çiğneme simülatörü ile uygulanan termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası monolitik kron restorasyonlarının kırılma dayanıklılığında azalma görüleceği görüşü red edilmiştir.

Kırılma dayanıklılığının araştırıldığı in vitro çalışmalarda seçilen dişlerin alt-üst çene dişleri olması veya molar-premolar dişleri olması yapılan çalışmada stardizasyonun sağlanması için önem taşımaktadır (Akbarian, Ameri, Chasteen, & Ghavamnasiri, 2014; Torabzadeh, Ghasemi, Dabestani, & Razmavar, 2013). Ağız içerisinde ilk olarak sürmesi ve en sık madde kaybına uğrayan daimi diş olmasının yanı sıra çiğneme kuvvetlerinin en fazla olarak bu bölgede meydana gelmesi ve çalışmada belli bir standardizasyon sağlanabilmesi amacıyla çalışmamızda periodontal nedenlerle çekilmiş insan alt birinci azı dişleri dayanak olarak seçilmiştir (Chitmongkolsuk ve ark., 2002). Anatomik yapı farklılıkları, çekim sonrasındaki bekleme süreleri gibi farklılıklar göstermesine rağmen, klinik ortamı en iyi yansıtması nedeniyle doğal dişler araştırmalarda destek diş olarak kullanılmaktadır. Ayrıca yapılan diğer çalışmalar yapay

destek materyallerinin kullanılmasının test edilen restorasyon malzemesinin sonuçlarının yanlış yorumlanmasına yol açabileceğini belirtmiştir (Rosentritt, Plein, Kolbeck, Behr, & Handel, 2000).

Çalışmamızda kullanılan destek dişler, elastik modülü ve siman bağlanma kapasitesi açısından insan dişlerinden farklı olan yapay destek dişlere tercih edildi (Kern ve ark., 1993; Rosentritt ve ark., 2000; Shortall, Hu, & Marquis, 2002; Sparrius & Grossman, 1989).

Kırılma dayanıklılığının araştırıldığı çeşitli çalışmalarda standart preperasyon sağlanabilmesi için dayanak olarak metal, rezin daylar, sığır dişleri ve plastik dişler kullanılmıştır. Ancak rezin simanlar ile dentinde oluşan kimyasal ve mekanik etkiyi tam olarak yansıtamadığı için kuvvet dağılımları tam olarak belirlenememiştir (Pröbster, 1996; Scherrer & De Rijk, 1993; Shortall ve ark., 2002). Bu nedenle, adeziv siman kullanımına bağlı olarak dentinde benzer adeziv bağlantı oluşması nedeniyle uygulanan çalışmalar için insan dişlerinin kullanılması esastır.

Yang ve arkadaşlarının yaptığı farklı CAD/CAM seramiklerinin termal ve mekanik yorulması sonrası kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında day materyali olarak çekilmiş insan üçüncü molar dişleri kullanılmıştır (Yang, Arola, Han, & Zhang, 2014).

Dişlerin seçimi sırasında, boyutlarının birbirine oldukça yakın olmasına dikkat edildi. Kullanılan destek dişlerin ortalama boyutları meziodistal olarak 11 ± 1 mm, labiolingual olarak 10 ± 1 mm, servikookluzal olarak ise 7 ± 1 mm' dir. Bu değerler, alt 1. azı dişe ait ortalama boyutları yansıtmaktadır (Anıl & Aslan, 1998).

Çalışmalarda standardizasyonu etkileyen faktörler arasında saklama koşulları da bulunmaktadır. Çeşitli çalışmalarda, kullanılan çekilmiş dişler %0.1'lik timol solusyonu, Hank tuz solüsyonu, distile su gibi çeşitli saklama koşullarında bekletilmektedir (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015; Tekce, Pala, Demirci, & Tuncer, 2016; Yang ve ark., 2014). Çalışmamızda, dişler deney öncesinde yapay demineralizasyonun histolojik sonuçları üzerinde yıkıcı etkiler oluşturmadan antimikrobiyal etki gösteren bir solüsyon olan % 0.1' lik timol solüsyonunda saklandı (Attia & Kern, 2004b). Daha sonra ise dişler deney süresinde 37°C'de distile su içerisinde bekletilmiştir (Johnson ve ark., 2014).

Yapılan çalışmalarda, destek dişlerde meydana gelen mobilitenin kırılma dayanıklılığına etki ettiği ve elde edilen sonuçlarda farklılığa neden olduğu belirtilmiştir (Kheradmandan ve ark., 2001). Kappert ve Knode tarafından yapılan bir çalışmada, hazırlanan çelik day materyallerinin etrafına elastik halkalar yerleştirerek periodontal ligamentin doğal dişlerde sağladığı diş mobilitesi taklit edilmeye çalışılmıştır. Ancak, bu şekilde sağlanmak istenen fizyolojik diş mobilitesi değerine erişilememiştir (Kappert & Knode, 1987). Araştırmamızda ise Rosentritt ve arkadaşları tarafından kullanılan ve periodontal membranın esnekliğinin taklit edilebilmesi için diş kökleri 1mm kalınlığında polieter kullanılarak kaplanmıştır. Özellikle dentine adeziv bağlantının sağlanabilmesi için doğal insan dişlerinin kullanılması temel oluştururken, doğal dişler üzerinde periodontal ligamenti taklit etmek için polieter ile oluşturulmaya çalışılan esnek destek nedeniyle seramik restorasyonların dayanıklılığının fazla tahmin edilmesinden de kaçınılması gerekmektedir (Rosentritt, Behr, ve ark., 2011).

Uygulanan 50 N'luk kuvvet, periodontal kompleksin (0.03-0.15 mm) fizyolojik

aralığı içinde bulunan (Parfitt, 1960), 0.1mm aksiyal ve dikey yönde tek dişin tekrarlanabilir maksimum hareketliliğine izin vermektedir (Rosentritt, Behr, ve ark., 2011; Rosentritt, Kolbeck, Handel, Schneider-Feyrer, & Behr, 2011). Bu sayede, fizyolojik diş mobilitesinin büyük ölçüde yansıtılabildiği kabul edilmiştir. Yapay periodontal mobilite, klinik durumu sadece temel olarak taklit etmekte ve bu tasarım klinik koşullar altında olduğu gibi yüklenen kuvvetlerin geri bildirimi ve kontrolüne izin vermemektedir (Earthman, Li, VanSchoiack, Sheets, & Wu, 2006; Ferrario, Sforza, Zanotti, & Tartaglia, 2004). Temas durumunun, termomekanik yaşlandırma sırasındaki aşınma etkileri ve esnek hareket nedeniyle değiştiği ve yük altında temasların kaymasına neden olabileceğinin akılda tutulması gerekmektedir.

Kullanılan desteklerin yanında preperasyon şekli, seramik materyalin kalınlığı, simantasyon materyali, yaşlandırma için kullanılan termal siklus süresi ve çiğneme simülatörü kullanımı da restorasyonun kırılma dayanıklılığına etki eden faktörler arasındadır. Tüm bu değişkenler kron performansının değerlendirilmesi için önem taşımaktadır (Odman & Andersson, 2001).

Tam seramik restorasyon üretim talimatlarına göre en az 1.5 mm' lik bir oklüzal kalınlığa ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla birlikte, Burke ve arkadaşları, adeziv simantasyonun seramik kron materyalini destekleyerek siman kalınlığı etkisini azalttığını belirtmişlerdir. (Burke, Qualtrough, & Hale, 1998). Fakat, restorasyonun kalınlığı, rapor edilen birçok çalışmada 1.5 mm veya 2.0 mm olarak gösterilmiştir (Marquardt & Strub, 2006; Reich & Schierz, 2013). Çalışmamızda, restorasyonlar okluzal santral sulkusta 1.5 mm, tüberkül tepelerinde ise 2 mm kalınlığında ve basamakta 1 mm olarak tasarlanmıştır. Chamfer marjinlerin anatomik konturlu kronların üretiminde (Pera, Gilodi, Bassi, & Carossa, 1994), diğer basamak tiplerinden

daha az strese neden olması ve başarısızlığa uğrama ihtimalinin daha az olması sebebiyle (Shillingburg ve ark., 1973) örnekler chamfer bitim çizgisi ile hazırlandı.

Son yıllarda dental kompozitler ve seramik materyali kullanımı artmaktadır. Uygulanan kuvvet altında yavaş çatlak büyümesine bağlı başarısızlık hala potansiyel bir tehlikedir. Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin gelişimi, kron restorasyonlarında gelişmiş kompozit ve seramik materyallerin kullanılmasına olanak tanımaktadır. Bu nedenle üreticiler farklı içeriklerde CAD/CAM bloklarını piyasaya sürmüştür. Özellikle son dönemlerde piyasaya sürülen CAD/CAM blokları içeriğinde bulunan rezin yapı ilgi çekmektedir. Çalışmamızda çiğneme kuvvetleri sırasında oluşan baskı kuvvetlerinin, rezin içerikli CAD/CAM bloklarının dayanıklılığına olan etkisinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

Son zamanlarda VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tarafından CAD/CAM uygulamaları için %20-30 Al_2O_3 ile %86 inorganik seramik kısım ve %14 organik polimer kısım içeren yeni bir polimer infiltre seramik malzemesi Vita Enamic geliştirilmiştir. Bir diğer materyal ise %71 silika ve baryum cam partikül içeren rezin içerikli blok olan Cerasmart bloklar ise GC (GC Corp., Tokyo, Japonya) tarafından piyasaya sunulmuştur. Bu doğrultuda çalışmamızda rezin içeren CAD/CAM materyalleri ile klinik kullanımı yaygınlaşan lityum disilikat kristalleri ($Li_2Si_2O_5$) içeren IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) CAD/CAM seramik bloklarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Monolitik lityum disilikat CAD/CAM blokları hem in vivo (Fasbinder, Dennison, Heys, & Neiva, 2010; Pieger, Salman, & Bidra, 2014; Reich & Schierz, 2013) hem de in vitro (Carvalho, Bruzi, Giannini, & Magne, 2014; P. C. Guess ve ark.,

2010; Stawarczyk ve ark., 2013; Zesewitz, Knauber, & Nothdurft, 2014) olarak kron restorasyonlarına uygun olduklarını ispatladıklarından, bu çalışmada referans olarak seçilmiştir. Ayrıca, en yüksek bükülme dayanıklığı (360 MPa) ve elastik modülüne (95GPa) sahip olan lityum disilikat örnekler en yüksek kırılma dayanıklılığı değeri göstermiştir ve bu daha önceki çalışmaların sonuçlarına göre doğrulanmıştır (de Kok, Kleverlaan, de Jager, Kuijs, & Feilzer, 2015; Zesewitz ve ark., 2014).

Yapılan bir çalışmada, rezin esaslı CAD/CAM materyallerinin oklüzal yüklere karşı yorulma dirençleri, seramik CAD/CAM materyallerine göre daha yüksek bulunmuştur (Magne, Schlichting, Maia, & Baratieri, 2010). Rezin içeren CAD/CAM blokların çiğneme yükleri karşısındaki aşınma davranışlarının fazla olması ve seramiklere kıyasla daha fazla renklenme göstermeleri dezavantaj oluşturmaktadır. Buna rağmen rezin içeren bloklar da antagonist dişte az aşınma görülmesi avantaj olarak belirtilmiştir (Stawarczyk, Liebermann, Eichberger, & Guth, 2015). Başka bir çalışmada ise antagonist dişte meydana gelen aşınmalar arasında rezin içeren bloklar ve seramik materyallerin arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır (Lauvahutanon ve ark., 2015).

Rezin içerikli seramik bloklar için CAD/CAM frezelemesinden sonra, malzeme final dayanıklılığına ulaştığından fırınlama işlemi gerekli değildir. Glaze uygulaması yerine üreticinin belirttiği üzere polisaj işlemleri gerçekleştirilmektedir. Fırınlanmanın ortadan kaldırılması, işlem sırasında zamandan tasarruf etmenin avantajları yanında final restorasyonun yüksek derecede boyutsal doğruluğunu sağlamaya yardımcı olmaktadır. Bunun yanında, lityum disilikat bloklarının ise final dayanıklılığına ulaşabilmesi için fırınlanma işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Cerasmart ve Vita

Enamic ise glaze gerektirmeyen rezin içerikli materyaller olduğundan polisajlanabilme avantajlarına sahiptir.

Geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliği nedeniyle günümüzde estetik restorasyonların simantasyonu için rezin simanların kullanımı tercih edilmektedir (Blatz ve ark., 2010; Hikita ve ark., 2007; Radovic, Monticelli, Goracci, Vulicevic, & Ferrari, 2008). Yüksek elastik modülleri ve stres altında deforme olma eğilimleri nedeniyle rezin simanlar, restorasyonlara daha fazla kırılma direnci kazandırmaktadır ve bu sayede seramik restorasyonların başarılı olabileceği düşünülmektedir (Boushell & Ritter, 2009). Besek ve arkadaşları sertlik testi kullanarak ışıkla sertleşen ve dual-cure rezin simanların polimerizasyon derinliklerini inceledikleri çalışmalarında, siman çeşitleri arasında fark bulamamışlardır (Besek, Mormann, Persi, & Lutz, 1995). Fakat rezin simanlarla beraber kullanılan adeziv uygulamaları tutuculuğu arttırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmada etkili olduğu bildirilmektedir (Bitter, Priehn, Martus, & Kielbassa, 2006; Cura, Saracoglu, & Cotert, 2003). Ayrıca, rezin simanların simantasyon işleminde tercih edilme nedeni mine ve dentin dokusuna sağladıkları destektir. Literatürde bir çok çalışmada, adeziv materyaller ile rezin siman kullanımının preparasyon ile zayıflamış dişi önemli derecede güçlendirdiği belirtilmektedir (Bremer & Geurtsen, 2001; St-Georges, Sturdevant, Swift, & Thompson, 2003). Attia ve Kern, yaptıkları çalışmada kullanılan Panavia F rezin simanın düşük moleküler ağırlığı nedeniyle dentinin içine difüze olması ile gerçekleşen kimyasal ve mikromekanik bağlar sayesinde oluşan hibrit kompleksin sıkı bir bağlantının sağlanmasına neden olduğunu düşünmektedirler. Hibrit tabakanın, yüklemeden sonra stresleri absorbe edebilen doğal bir elastik tamponlama tabakası gibi davranması nedeniyle restorasyonların kırılma kuvvetlerinin yükleme işlemi sonrasında

dahi yüksek olmasına neden olmaktadır (Attia & Kern, 2004b). Aboushelib ve Elsafi de rezin seramikler ve tam seramik kronların yorulma davranışını incelendikleri çalışmalarında Panavia F 2.0 rezin siman sistemini kullanmışlardır (Aboushelib & Elsafi, 2016). Çalışmamızda da simantasyon işlemi sırasında yaygın bir şekilde kullanılan rezin adeziv siman olan Panavia F 2.0 (Panavia F 2.0, Kuraray, Osaka, Japan) simanının kullanımı tercih edildi.

Yorulma yüklemesine ek olarak termal siklus ile olan yaşlandırma işlemi klinik durumu taklit etmek için kurulmuş bir yöntemdir (Rosentritt, Siavikis, Behr, Kolbeck, & Handel, 2008). Ağız ortamında restorasyonlar birçok zorluğa maruz kalmaktadır. Bu zorluklardan bir kaçı, yeme-içme ve solunum yoluyla ortaya çıkan ağız boşluğundaki sıcaklık değişimidir (Gale & Darvell, 1999). İn vitro çalışmalarda çeşitli termal siklus sıcaklıkları kullanılmıştır. Çalışmalarda kullanılan sıcaklıklar genellikle +5°C ile +55°C arasında değişmektedir (Clausen, Abou Tara, & Kern, 2010; A. S. Kassem, O. Atta, & O. El-Mowafy, 2011). Ayrıca, 1 ile 1.000.000 arasında değişen çeşitli sikluslar ve 4 saniye ila 20 dakika arasında değişen bekletme süreleri bildirilmiştir (Gale & Darvell, 1999). Normal olarak termal siklus mekanik yüklemeyle birlikte uygulanmaktadır. Bu nedenle termal siklusun sayısı mekanik testin uzunluğuna ve termal siklus ünitesi üzerinde belirlenen bekleme ve duraklama zamanına bağlıdır. İncelenen literatürlere göre de termal siklus rejimi ile ilgili geniş varyasyonlar nedeniyle bir standart belirtilememiş ve in vivo doğal değişkenliği temsil etmediği kabulüyle büyük oranda rastgele olmaktadır (Gale & Darvell, 1999).

Sıcaklık değişimi, yüzey streslerini tetiklemekte ve böylece seramik gibi kırılgan malzemelerde çatlak oluşumu ve yayılma olasılığını arttırmaktadır. Termal siklusun,

IPS e.max Press posterior kronların kırılma direncine etkisi, in vitro bir çalışmada değerlendirilmiştir (Abou-Madina, Ozcan, & Abdelaziz, 2012). Bu çalışma, termal siklus işlemine tabi tutulmuş kronların kırılma direncinde azalma olduğunu bildirmiştir. Karşıt olarak ise bir başka çalışmada, termal siklusun, tam seramik tek kronların kırılma dayanıklılığına önemli bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Senyilmaz, Canay, Heydecke, & Strub, 2010). Literatürde standartlaştırılmış bir termal siklus protokolü yoktur.

Çalışmamızda termal siklus uygulaması; su sıcaklıkları +5°C ve +55°C, banyolarda bekletme süresi 60 saniye (Preis ve ark., 2013), geçiş süresi 10 saniye ve siklus sayısı 6000 devir olacak şekilde gerçekleştirildi (Preis ve ark., 2015).

Oral kavite, protezde oluşacak yorulma başarısızlıkları için uygun ortamı sağlamaktadır. Bu nedenle kullanılan restorasyonların dayanıklılık karakterleri uzun dönemli restorasyonların kullanılabilirliği açısından araştırılması gereken konulardandır. Tam seramik restorasyonların, metal destekli seramiklere iyi bir alternatif olarak uygulanabilmeleri için, kırılma dayanıklılıklarının, en az metal destekli seramikler kadar veya daha fazla olması gerekmektedir (Anusavice ve ark., 2013).

Günümüzde ağız içi koşullarını yansıtmak amacıyla çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Literatüre göre çiğneme simülatöründe ortalama 250.000 çiğneme siklusu bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir (DeLong & Douglas, 1983). Bu nedenle, bu çalışmada, çiğneme fonksiyonun beş yıllık kullanıma karşılık gelmesi için 1.200.000 siklus gerçekleştirildi (Heydecke, Zhang, & Razzoog, 2001; Wiskott, Nicholls, & Belser, 1995). Çalışmamızda kullanılan çiğneme simulatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2 Willytech, Münih, Almanya) pek çok

araştırmada kullanılmış ve güvenirliği saptanmıştır (Beuer, Stimmelmayr, Gueth, Edelhoff, & Naumann, 2012; Heintze, Cavalleri, Zellweger, Buchler, & Zappini, 2008; Heintze, Eser, Monreal, & Rousson, 2017).

Islak şartlarda yapılan çiğneme simülatöründeki yükleme işlemi, dental seramiklerinin ilk dayanımını %50 azaltabilmektedir (Jung, Peterson, Kim, & Lawn, 2000). Bu şartlarda seramiklerde dayanıklılığın azalmasının temel nedeni, strese bağlı bir kimyasal tepkime olan korozyonun önceden var olan yüzey kusurlarının yavaş çatlak büyümesine neden olmasıdır (Chadwick, 1994). In vivo koşulları simüle etmek için, çiğneme simulatöründe yaşlandırma testi ıslak şartlarda altında gerçekleştirildi (Kelly, 1999). In vitro bir çalışmada, kuru ve ıslak şartlarda yorulma yüklemesinden sonra, üç seramik kron sisteminin (alümina infiltra seramik, lityum disilikat seramik ve lösitle güçlendirilmiş seramik) kırık yükleri araştırılmıştır (Borges ve ark., 2009). Yazarlar, ıslak bir ortamda yorulmaya maruz kalan tam seramik kronların kırılma kuvvetlerinin, kuru ortamdaki yorulmaya göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca, ıslak bir ortamda bulunan rezin esaslı siman malzemeleri su emmekte ve simanın elastik modül ve dayanıklılığında azalmaya neden olmaktadır (Oysaed & Ruyter, 1986).

Bu çalışmada, restorasyonlar, çiğneme simulatöründeki yaşlandırma işlemi öncesinde en az 24 saat boyunca 37°C'de distile suda saklandı; ayrıca çiğneme simülasyonu ıslak ortamda gerçekleştirildi.

Test koşullarının klinik tabloya yakın olması tercih edildiğinden ve ölçülebilir ortalama in vivo çiğneme kuvvetleri 12 N ve 70 N arasında değişme gösterdiğinden (Hidaka, Iwasaki, Saito, & Morimoto, 1999) in vitro çalışmalarda; 1-1.6 Hz'lik

frekansta 50 N'luk çiğneme kuvveti (Preis ve ark., 2011; Rosentritt, Behr, Gebhard, & Handel, 2006) ağız içi koşullarını taklit etmesi amacıyla yaygın olarak uygulanmaktadır (Preis ve ark., 2011; Rosentritt, Behr, van der Zel, & Feilzer, 2009; Rosentritt ve ark., 2008). Çalışmamızda, bu bilgiler dikkate alınarak çiğneme simülatörüne bağlanan örneklere distile su içerisinde, 1 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü hareket ile 1.1 Hz çiğneme frekansında 50 N'luk dinamik yükleme ve 1200000 siklus uygulanmıştır (Güngör & Nemli, 2017; Preis ve ark., 2012). Termal siklus ve mekanik yükleme parametreleri bir çok diğer in vitro çalışmaya uygun olarak seçilmiştir (Rosentritt, Behr, Thaller, Rudolph, & Feilzer, 2009; Rosentritt, Steiger, Behr, Handel, & Kolbeck, 2009). Yorulma testinde tüm örneklere uygulanan yükler, alt molar dişin santral fossa bölgesine dik olarak gelecek şekilde uygulanmıştır. Çiğneme simülatörü yorgunluk testinde antagonist olarak seramik toplar (r = 3) (Steatite, Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, Almanya) kullanıldı (Heydecke ve ark., 2002).

In vitro olarak ağız ortamını yansıtan çiğneme simülatörü ile yapılan yaşlandırma işlemi nedeniyle oluşan çatlakların tespiti klinik olarak zordur. Monolitik restorasyonlarda çatlakların ilerlemesi kütlesel kırılmaya neden olurken, çift katmanlı seramik sistemlerinde chipping/kırık olarak kırılma gözlemlenmektedir. Çiğneme simülatörü ile oluşturulan yorulma testi, klinik olarak gözlenen başarısızlık tiplerini çoğaltma yeteneği oluşturmaktadır (Coelho ve ark., 2009).

Bir in vitro çalışmada, monolitik tam seramik lityum disilikat kronların duvar kalınlığının (0.5mm, 1.0mm ve 1.5mm) yorulma davranışı üzerine etkisi değerlendirilmiştir (Seydler ve ark., 2014). Yazarlar, duvar kalınlığı 1.0-1.5 mm olan kronların yorulma yüklemesi (108 N) sırasında herhangi bir başarısızlık göstermediğini, oysa 0.5 mm duvar kalınlığına sahip 16 kronun ikisinde çatlak oluşumu olduğunu

belirtmişlerdir.

Güngör ve Nemli, monolitik seramik ve veneerlenmiş zirkonya kronlardan oluşan örneklere uygulanan termomekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisini incelemiştir. Vita Enamic kronlar yaşlandırma işlemi sırasında katostrofik olarak kırılmıştır. En yüksek kırılma direnç değerleri monolitik zirkonya kronlarda bulunurken onu monolitik lityum disilikat olan IPS e.max CAD kronlar izlemiştir (Güngör & Nemli, 2017). Bu çalışmada 100'N luk kuvvet ile yaşlanma işleminin uygulanması ve örneklere glaze yerine sadece polisaj işleminin yapılması Cerasmart blokların 1496 N ve IPS e.max CAD bloklarin 2639N kırılma dayanıklılığı değerleri göstermesi; bizim çalışmamız ile olan farklılığın nedeni olarak düşünülmüştür. Ayrıca Güngör ve Nemli'nin çalışma sonuçlarında belirtildiği üzere zirkon kor üzerine veneer olarak rezin seramik kullanımını savunan ilk çalışma olması bakımından da ileride yapılacak çalışmalar için önem taşımaktadır. Bu çalışmanın sonuçlarının aksine, görünür katostrofik başarısızlıklar olmadan da çiğneme simülasyonu sırasında örneklerde yaşlanma ve bozulma meydana gelebilmektedir. Bu durumlarda, statik kırılma testi, zayıf noktaların bulunmasına yardımcı olmaktadır. Çalışmamızda çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme boyunca hiç bir örnekte kırılma gözlenmemiştir. Sağ kalan tüm örnekler kırılma dayanıklılık değerlerinin belirlenebilmesi amacıyla statik yükleme için üniversal test cihazına (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) yerleştirilmiştir. Kırılma verileri doğrudan klinik sağ kalım ile ilişkilendirilemez, ancak klinik olarak kanıtlanmış sistemlerin gerekliliklerine ilgili olarak yeni seramiklerin uygunluğuyla açısından bilgi sağlamaktadır.

Restorasyonların kırılma kuvvetlerinin in vitro ölçümü, test edilen materyalleri

karşılaştırmak için yararlı veriler sağlayabilir. Dental seramik malzemeler için en sık kullanılan test yöntemi biaksiyel, üç nokta ve dört nokta bükülme testleridir (Kelly, Nishimura, & Campbell, 1996). Bu amaçla yapılan bir çalışmaya göre, CAD/CAM ile üretilen 6 farklı restorasyon materyalinin kırılma dirençleri karşılaştırılmış ve Cerasmart, Lava Ultimate, Paradigm MZ100 yeni hibrit blokların anlamlı olarak daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Yeni jenerasyon bu materyaller, yüksek bükülme dayanıklığı ve elastik modülüne sahip olmalarının yayında pürüzsüz marjin oluşturma avantajlarına da sahiptir (Awada & Nathanson, 2015). Awada ve Nathanson'un çalışmasında belirtildiği üzere seramik materyallerdeki eğilme modülünün yüksek olması kuvvetler sonucu oluşan stresi absorbe ederek deformasyona uğramada azalma anlamına gelmektedir. Bu yüzden seramik materyaller rezin içeren bloklara göre daha az esnek ve daha kırılgandır. Elastik özellikteki bu fark, kırılganlığın azalmasına yardımcı olan rezin bileşen nedeniyledir.

Bükülme testinde iyi performans gösteren materyaller, siklik yorgunluk, renk kararlılığı, materyal ve antagonist aşınması gibi diğer özellikler için de araştırılmalıdır. Fakat, bu testlerde kullanılan barlar veya diskler klinik durumu temsil etmemektedir (Seghi & Sorensen, 1995). Bu nedenle çalışmamızda tam kron restorasyonları kullanılarak uygulanan yaşlandırma işlemlerinin kırılma dayanıklılığı üzerine olan etkisinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Baladhandayutham ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre ise 1,5 yıllık klinik yaşlandırma işlemini simüle etmek için okluzal pit bölgesinden ölçülen kalınlıklara göre farklı kalınlıklarda hazırlanan monolitik ve çift katmanlı lityum disilikat ve zirkonya sistemlerinin kırılma yükleri değerlendirilmiştir (Baladhandayutham ve ark., 2015). 1,5

mm kalınlığındaki monolitik lityum disilikat (IPS e.max CAD) örnekler 2027 N kırılma dayanıklılığı göstermişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamıza göre daha düşük kuvvet değerleri olarak görülmektedir. Dhima ve arkadaşları ise daha düşük değerler (2 mm kalınlığında lityum disilikat için 743 N ve 2 mm kalınlığında iki katmanlı zirkonya için 1106 N) belirlenmiştir (Dhima ve ark., 2013).

Aboushelib ve Elsafi yaptıkları çalışmada rezin infiltre seramikler ve güçlendirilmiş cam seramik bloklarına siklik yorgunluğun etkilerini incelenmiştir. Sonucunda dinamik yorulmanın önemli derecede ilk kırılma dayanıklığını azalttığı belirlenmiştir. Dayanıklılıkta en çok azalma %34'lük oran ile zirkonyada görülürken, IPS Empress %32,2, IPS e-max %27' lik dayanıklılık azalması göstermiştir. Rezin infiltra seramiklerden Lava Ultimate ve Vita Enamic ise yorgunluktan daha az etkilenmiş ve daha az oranda dayanıklılık azalması göstermiştir. Yorgunluk esnasındaki kırılma insidansı ise en fazla rezin infiltre seramiklerde görülmüştür (Aboushelib & Elsafi, 2016). Kırılma tokluğu yaklaşık 1-2 MPa √m ve hesaplanan kırılma dayanıklılığı yaklaşık 150-200 MPa (Coldea, Swain, & Thiel, 2013; Della Bona, Corazza, & Zhang, 2014) olan rezin infiltre seramikler, seramik ve rezin kompozitler arasında mekanik özellikler sergilemiştir. Bu mekanik özelliklerine rağmen, rezin infitre seramikler dinamik yorgunluklardan en az etkilenmişlerdir ve başlangıçtaki kırılma dayanıklılığına kıyasla yalnızca %15 oranında düşüş göstermiştir. Kırılgan cam matrikse sahip tam seramiklere göre dinamik yorgunluk sonrası dayanıklılıktaki bu daha az görülen azalmanın hasara karşı tolerans gösteren polimer matriks nedeniyle olduğu düşünülmektedir (Belli, Geinzer, Muschweck, Petschelt, & Lohbauer, 2014; Carvalho ve ark., 2014).

Buna rağmen sonuçlar değerlendirildiğinde, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik örneklerinin kırılma kuvvetindeki azalma rezin içerikli seramiklere göre daha fazla gözlenmiş ve Aboushelib ve arkadaşlarının çalışması ile benzer özellikler göstermiştir.

Seydler ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre, farklı kalınlıklarda hazırlanan IPS e.max CAD kronlarına çiğneme simülatörü ile uygulanan 1.200.000 siklus ile birlikte termal siklusta 10000 siklus gerçekleştirilmiştir (Seydler ve ark., 2014). Daha sonra kırılma olana kadar örnekler üniversal test makinesi ile yüklenmiştir. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma işlemi esnasında 1 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki örneklerde kırılma gözlenmemiş ve 0.5 mm kalınlıktaki örneklere göre kırılmaya karşı daha iyi direnç belirlenmiştir. Lityum disikat restorasyon için belirtilen kırılma direnç değerlerinin bizim çalışmamızdaki değerlerden daha düşük olması ise çiğneme simülatörü sırasında uygulanan yük farkı ile ilişkili olabileceğini düşündürmektedir

Sieper ve arkadaşları ise PICN, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disikat ve lityum disikat kronların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdığı çalışmada, çiğneme simülatörü sonrası lityum disilikat ve PICN kronlarının okluzal kalınlıklarının kırılma dayanıklılığı üzerine anlamlı bir etkisinin olmadığını belirtmiştir (Sieper ve ark., 2017). Çalışmamızda kullandığımız rezin içerikli bloklardan biri olan Cerasmart blokları hakkkında literatürde fazla bilgi bulunmamakla birlikte Rosentritt ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada implant destekli CAD/CAM molar kronlarının kırılma davranışlarını incelemiştir. Çalışmada vidalı ve simante implant sistemlerine karşı referans olarak molar dişlerindeki kırılma dayanıklılığı da değerlendirilmiştir. 50 N'luk kuvvet ile beş yıllık yaşlanma sonunda IPS e.max CAD kronlarda 2664,3 N kırılma

kuvvet değerleri belirlenirken, Cerasmart (1893 N) ve Vita Enamic (1805,5 N) kronlarında daha düşük değerler belirlenmiştir (Rosentritt ve ark., 2017). Bu çalışmanın sonuçlarını doğru bir şekilde değerlendirebilmek için, kronların kırılma kuvvetlerinin beklenen çiğneme kuvvetleri ile karşılaştırılması esastır. İnsanlarda çiğneme ve yutma sırasında ortalama çiğneme kuvvetlerinin yaklaşık 40 N olduğu bildirilirken, ortalama maksimum posterior çiğneme kuvvetleri 200 ile 540 N arasında değişmektedir (Attia & Kern, 2004a, 2004b). Fakat, bu kuvvet tek bir temas üzerinde bulunmayan birkaç diş arasında dağıtılacaktır. Böylece, fizyolojik koşullar altında tek bir temas üzerindeki kuvvet daha düşük olmalıdır (Seydler ve ark., 2014) Çalışmamızda tüm gruplar, 1900 N'nin üzerinde ortalama kırılma kuvvet değerleri gösterdi. Molar bir kron için istemli maksimum ısırma kuvveti üzerine yapılan bir çalışmada, 922 N'e kadar kuvvetler ölçmüştür (Varga ve ark., 2011). Bu nedenle, bu çalışmada test edilen tüm kronlar klinik olarak uygun bulunabilir.

Çalışmamızda, başarısızlık tipleri her grupta kronda oluşan kırıklar şeklinde gözlenmiş, destek diş kırığı benzeri durumlara rastlanmamıştır. Adeziv simantasyon nedeniyle kırılma sonucunda kron parçalarının bir kısmının destek diş üzerinde kısmen bağlı kaldığı görülmüştür. Tam kron kırıkları katastrofik başarısızlık tipi olarak sınıflandırılabilir. Klinik araştırmalarda, kronun değiştirilmesi ile sonuçlanmayacak başka başarısızlık tipleri olarak seramik chipping veya biyolojik komplikasyonlar (sekonder çürük, pulpa lezyonu) da tarif edilmektedir (Gehrt, Wolfart, Rafai, Reich, & Edelhoff, 2013; Reich & Schierz, 2013).

Çalışmamızda kırılma testleri, tüm kronların tutarlı bir çatlak modeline sahip olduğunu ortaya koymuştur: chipping olmamasına karşın, monolitik kronlar prepare

edilmiş dişin yüzeyine kadar katastrofik kırılma gözlenmiştir.

Çalışmamız SEM görüntüleri ile desteklenmiştir. SEM görüntülerinde kırık hatları, kırıcı uç altında oluşan kırık tipi ve tabakalı kırık yüzeyleri gösterilmiştir.

Bu çalışmanın sınırlayıcı bir noktası, seramik malzemenin tekdüze kalınlığı olmamasıdır. Standart olmayan bir kron kalınlığının nedenlerinden biri ise, preperasyonların anatomik olarak oluşturulmasıdır.

Rekow ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, koping ve veneer kalınlığı ile stilize edilen kron için stres dağılımı modellenmiş ve stres dağılımlarının, anatomik olarak şekillendirilmiş krondan farklı lokasyonlarda meydana geldiği sonucuna varılmıştır (Rekow ve ark., 2009).

Elle tabakalama tekniği kullanıldığında veneer tabakasının kesin boyutları, teknisyenin yeteneğine bağlı bir durumdur. Bir diğer benzer çalışmada ise, oklüzal seramik kalınlığının kron kırılma dayanıklılığını etkilediğini, aksiyel duvar kalınlığının ise etkilemediğini göstermiştir (Nakamura ve ark., 2015).

Diğer çalışmalar kırılma direnci testi için sert küresel bir antagonist kullanıldığında kırma girişiminin, kırma ucunun altında başladığını göstermiştir (Clausen ve ark., 2010; Rekow ve ark., 2009). Kırık numunelerin SEM görüntülerinde antagonist yükleme alanı altında yüzey hasarı görülebilmiştir. Yazarlar, özellikle servikal sınırda stresin eşit dağılımını sağlamak için in vitro test sırasında antagonisti tamponlamayı önermektedir (Oilo, Kvam, & Gjerdet, 2014).

Bu çalışmanın bir başka sınırlayıcı faktörü, termomekanik yükleme için insan diş antagonistleri yerine steatit antagonistleri kullanılması olabilir. Steatit küreleri,

standart bir karşıtlık durumunu garantilese de, farklı aşınma ve hasara neden olmuş olabilirler. Yük dağılımının, termomekanik yükleme sırasında yükleme noktalarının artması ve düzleşmesi ile değişmesi söz konusu olabilir. Fakat, bu durum klinik kullanım sırasında da gerçekleşen doğal bir fenomendir.

Kırılma testinin klinik olarak ilgili hasar mekanizmalarına ve başarısızlığın altında yatan nedenlerine sınırlı bir bakış açısı sağlayabileceğinin altı çizilmektedir. Yorulma ve kırılmaya karşı direncin yanı sıra marjinal uyum ve kalite, seramik kronların klinik başarısına katkı sağlayabilir. Zayıf marjinal uyum ve klinik koşullardaki marjinal adaptasyonun azalması, ikincil çürüklerde veya mikro sızıntı nedeniyle restorasyonun kaybedilmesine neden olabilir (Gehrt ve ark., 2013).

Mekanik performansın yanı sıra, farklı CAD/CAM materyallerinin yumuşak dokuya olan etkisi olan plak birikimi ve yumuşak doku tepkisi de değerlendirilmelidir. Genel olarak, yüzey pürüzlülüğünden daha fazla etkilenen, rezin esaslı materyaller ve kompozitler için seramikten daha yüksek plak birikimi ve inflamasyon etkileri bildirilmiştir (Teughels, Van Assche, Sliepen, & Quirynen, 2006; Vrochari ve ark., 2017).

Yeni çıkan CAD/CAM malzemelerinin uzun dönemli biyolojik, mekanik ve aşınma etkileri gelecekteki in vitro ve in vivo araştırmalar ile doğrulanmalıdır. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçların literatüre sağlayacağı katkı bakımından önemli olacağını düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerin kırılma dayanıklılığı ortalama ±SS değerlerine göre Cerasmart kronlar ile IPS e.max CAD ve Vita Enamic restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken, IPS e.max CAD ve Vita Enamic kronlar arasında ise anlamlı bir farklılık gözlenmiştir.

2. Yaşlandırma işlemi sonrasında ise Vita Enamic kronlar kırılma dayanıklılığı ortalama ±SS değerlerine göre, IPS e.max CAD ve Cerasmart kronlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

3. Yaşlandırma işleminin ise tüm gruplar içerinde anlamlı bir farklılığa neden olmadığı belirlenmiştir.

4. Çalışmamızda kullanılan tüm CAD/CAM monolitik kron restorasyonlarının dayanıklılığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu ve 5 yıllık yaşlandırma işlemine karşı dayanıklı oldukları tespit edilmiştir.

5. Cerasmart kronlar ile IPS e.max CAD kronlar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu bilgiler işığında, çalışmamızda kullanılan Cerasmart kronların, IPS e.max CAD kronlara alternatif olarak kullanılabileceği tarafımızca önerilmektedir. Bununla birlikte Cerasmart restorasyonların performansı üzerine daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

Abou-Madina, M. M., Ozcan, M., & Abdelaziz, K. M. (2012). Influence of resin cements and aging on the fracture resistance of IPS e.max press posterior crowns. *Int J Prosthodont, 25*(1), 33-35.

Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater, 32*(4), 529-534. doi: 10.1016/j.dental.2015.12.001

Akbarian, G., Ameri, H., Chasteen, J. E., & Ghavamnasiri, M. (2014). Fracture Resistance of Premolar Teeth Restored with Silorane‐Based or Dimethacrylate‐Based Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 26*(3), 200-207.

Åkesson, J., Sundh, A., & Sjögren, G. (2009). Fracture resistance of all‐ceramic crowns placed on a preparation with a slice‐formed finishing line. *Journal of oral rehabilitation, 36*(7), 516-523.

Akın, E. (1983). *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.

Al‐Amleh, B., Lyons, K., & Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation, 37*(8), 641-652.

AL‐Makramani, B., Razak, A., & Abu‐Hassan, M. (2008). Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of Prosthodontics, 17*(2), 120-124.

Amsberry, W., Von Fraunhofer, J., Hoots, J., & Rodgers, H. (1984). Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. *The Journal of prosthetic dentistry, 52*(5), 647-653.

Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., & Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry, 76*(2), 187-193.

Andersson, M., & Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica, 51*(1), 59-64.

Anıl, N., & Aslan, Y. (1998). *Diş Anatomisi ve Fizyolojisi Kitabı*. Ankara.

Anusavice, K. J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association, 124*(2).

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12. Edition ed.): Elsevier Saunders.

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.

Attia, A., & Kern, M. (2004a). Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent, 91*(3), 247-252. doi: 10.1016/S0022391303008497

Attia, A., & Kern, M. (2004b). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent, 92*(6), 551-556. doi: 10.1016/S0022391304005852

Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent, 114*(4), 587-593. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.016

Baladhandayutham, B., Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent, 114*(2), 266-271. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.006

Baran, G., Boberick, K., & McCool, J. (2001). Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med, 12*(4), 350-360.

Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater, 30*(4), 424-432. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.003

Beschnidt, S., & Strub, J. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation, 26*(7), 582-593.

Besek, M., Mormann, W. H., Persi, C., & Lutz, F. (1995). [The curing of composites under Cerec inlays]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed, 105*(9), 1123-1128.

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J, 204*(9), 505-511. doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350

Beuer, F., Stimmelmayr, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater, 28*(4), 449-456. doi: 10.1016/j.dental.2011.11.024

Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials, 22*(1), 29-36.

Bindl, A., & Mormann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci, 112*(2), 197-204. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x

Bindl, A., Richter, B., & Mörmann, W. H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics, 18*(3).

Bitter, K., Priehn, K., Martus, P., & Kielbassa, A. M. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent, 95*(4), 302-310. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.02.012

Blatz, M. B., Phark, J. H., Ozer, F., Mante, F. K., Saleh, N., Bergler, M., & Sadan, A. (2010). In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig, 14*(2), 187-192. doi: 10.1007/s00784-009-0278-0

Borges, G. A., Caldas, D., Taskonak, B., Yan, J., Sobrinho, L. C., & de Oliveira, W. J. (2009). Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont, 18*(8), 649-655. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00498.x

Boushell, L. W., & Ritter, A. V. (2009). Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent, 21*(2), 77-87. doi: 10.1111/j.1708-8240.2009.00236.x

Brackett, S. E., Leary, J. M., Turner, K. A., & Jordan, R. D. (1989). An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *The Journal of prosthetic dentistry, 61*(4), 446-451.

Brandestini, M., & Moermann, W. H. (1989). Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth: Google Patents.

Bremer, B. D., & Geurtsen, W. (2001). Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent, 14*(4), 216-220.

Burke, F. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International, 26*(4).

Burke, F., & Watts, D. (1998). Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence international, 29*(1).

Burke, F. T., Qualtrough, A. J., & Hale, R. W. (1998). Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *The Journal of the American Dental Association, 129*(4), 455-460.

Campbell, S. D. (1989). A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent, 62*(4), 476-479.

Carvalho, A. O., Bruzi, G., Giannini, M., & Magne, P. (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent, 111*(4), 310-317. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.020

Cattani-Lorente, M., Scherrer, S. S., Ammann, P., Jobin, M., & Wiskott, H. W. (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater, 7*(2), 858-865. doi: 10.1016/j.actbio.2010.09.020

Celtra Duo. Product İnformation. (2017) from https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/Restorative/Indirect_Restoration/Ceramics/CAD_CAM_Ceramics/CELTRA_DUO/Celtra-rv9hg78-en-1402

Cerasmart Blocks Product İnformation. (2017) from http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf

Chadwick, R. G. (1994). Strength-probability-time (SPT) diagram--an adjunct to the assessment of dental materials? *J Dent, 22*(6), 364-369.

Chan, K. C., & Swift, E. J. (1994). Marginal seal of new-generation dental bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry, 72*(4), 420-423.

Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., & Strub, J. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, 10*(1), 15-22.

Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc, 132*(9), 1301-1303.

Clausen, J. O., Abou Tara, M., & Kern, M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater, 26*(6), 533-538. doi: 10.1016/j.dental.2010.01.011

Coelho, P., Silva, N., Bonfante, E., Guess, P., Rekow, E., & Thompson, V. (2009). Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials, 25*(9), 1122-1127.

Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater, 26*, 34-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.05.004

Cura, C., Saracoglu, A., & Cotert, H. S. (2003). Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent, 89*(4), 394-399. doi: 10.1067/mpr.2003.58

Datla, S. R., Alla, R. K., Alluri, V. R., Babu, J., & Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part II–Recent advances in dental ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology, 3*(2), 19-26.

de Kok, P., Kleverlaan, C. J., de Jager, N., Kuijs, R., & Feilzer, A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent, 114*(1), 59-66. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.10.015

Deany, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med, 7*(2), 134-143.

Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater, 30*(5), 564-569. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.019

DeLong, R. (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental Materials, 22*(8), 702-711.

DeLong, R., & Douglas, W. H. (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res, 62*(1), 32-36. doi: 10.1177/00220345830620010801

Denissen, H. W., van der Zel, J. M., & van Waas, M. A. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont, 12*(5), 395-400.

Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials, 3*(1), 351-368.

Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater, 24*(3), 299-307. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007

Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res, 93*(12), 1235-1242. doi: 10.1177/0022034514553627

Denry, I. L., Mackert, J. R., Jr., Holloway, J. A., & Rosenstiel, S. F. (1996). Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res, 75*(12), 1928-1935. doi: 10.1177/00220345960750120301

Dhima, M., Assad, D. A., Volz, J. E., An, K. N., Berglund, L. J., Carr, A. B., & Salinas, T. J. (2013). Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont, 22*(4), 256-260. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00948.x

Dong, J. K., Luthy, H., Wohlwend, A., & Scharer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont, 5*(1), 9-16.

Doyle, M. G., Munoz, C. A., Goodacre, C. J., Friedlander, L. D., & Moore, B. K. (1990). The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *Int J Prosthodont, 3*(3), 241-248.

Duret, F., & Preston, J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry, 1*(2), 150-154.

Earthman, J. C., Li, Y., VanSchoiack, L. R., Sheets, C. G., & Wu, J. C. (2006). Reconstructive materials and bone tissue engineering in implant dentistry. *Dent Clin North Am, 50*(2), 229-244, doi: 10.1016/j.cden.2005.11.010

Et, L. N. (2008). *Computer Aided Design And Manufacturing*: Prentice-Hall Of India Pvt. Limited.

Fasbinder, D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent, 23*(10), 911-916, 918, 920 passim; quiz 924.

Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc, 137 Suppl*, 22S-31S.

Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent, 31*(9), 702-704, 706, 708-709.

Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association, 141*, 10S-14S.

Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R., & Lampe, K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association, 136*(12), 1714-1723.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., & Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent, 32*(6), 451-457. doi: 10.1016/j.jdent.2004.02.009

Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc, 135 Suppl*, 11-16.

Fischer, H., & Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater, 18*(1), 12-19.

Fischer, J., Stawarczyk, B., & Hammerle, C. H. (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent, 36*(5), 316-321. doi: 10.1016/j.jdent.2008.01.017

Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int, 33*(7), 503-510.

Fradeani, M., Redemagni, M., & Corrado, M. (2005). Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent, 25*(1), 9-17.

Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry, 27*(2), 89-99.

Gallucci, G. O., Guex, P., Vinci, D., & Belser, U. C. (2007). Achieving natural-looking morphology and surface textures in anterior ceramic fixed rehabilitations. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 27*(2).

Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., & Edelhoff, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig, 17*(1), 275-284. doi: 10.1007/s00784-012-0700-x

Gillings, B. R., Graham, C. H., & Duckmanton, N. A. (1973). Jaw movements' in young adult men during chewing. *The Journal of prosthetic dentistry, 29*(6), 616-627.

Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc, 137 Suppl*, 14S-21S.

Giordano, R., Cima, M., & Pober, R. (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont, 8*(4), 311-319.

Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent, 31*(9), 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Okada, C. Y., Fredericci, C., Beneduce Neto, F., & Yoshimura, H. N. (2008). Mechanical properties and porosity of dental glass-

ceramics hot-pressed at different temperatures. *Materials Research, 11*(3), 301-306.

Goodacre, C. J., Campagni, W. V., & Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent, 85*(4), 363-376. doi: 10.1067/mpr.2001.114685

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. *Int J Prosthodont, 28*(3), 227-235. doi: 10.11607/ijp.4244

Groover, M., & Zimmers, E. (1983). *CAD/CAM: computer-aided design and manufacturing*: Pearson Education.

Groten, M., & Probster, L. (1997). The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont, 10*(2), 169-177.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater, 20*(5), 441-448. doi: 10.1016/j.dental.2003.05.003

Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent, 33*(1), 9-18. doi: 10.1016/j.jdent.2004.07.001

Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont, 23*(5), 434-442.

Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayr, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal, 32*(6), 865-871.

Güngör, M. B., & Nemli, S. K. (2017). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Harrer, W., Danzer, R., & Morrell, R. (2012). Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic–Increase of strength by crack healing. *Journal of the European Ceramic Society, 32*(1), 27-35.

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. *J Prosthet Dent, 88*(1), 4-9.

Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A., & Steiner, M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater, 27*(2), e10-19. doi: 10.1016/j.dental.2010.09.004

Heintze, S. D., Cavalleri, A., Zellweger, G., Buchler, A., & Zappini, G. (2008). Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater, 24*(10), 1352-1361. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.019

Heintze, S. D., Eser, A., Monreal, D., & Rousson, V. (2017). Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater, 65*, 770-780. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.09.002

Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent, 87*(4), 438-445.

Heydecke, G., Zhang, F., & Razzoog, M. E. (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent, 85*(6), 551-557. doi: 10.1067/mpr.2001.115385

Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremers, L. (1997). CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J, 47*(5), 247-258.

Hidaka, O., Iwasaki, M., Saito, M., & Morimoto, T. (1999). Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res, 78*(7), 1336-1344. doi: 10.1177/00220345990780070801

Higgins, A. (1999). The CAD/CAM Hall of Fame. *Machine Design, 71*(20), 52-55.

Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., . . . Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater, 23*(1), 71-80. doi: 10.1016/j.dental.2005.12.002

Holand, 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. *J Biomed Mater Res, 53*(4), 297-303.

Holt, L. R., & Boksman, L. (2012). Monolithic zirconia: minimizing adjustments. *Dent Today, 31*(12), 78, 80-71.

Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices, 5*(6), 729-745.

Hussain, S. (2008). *Textbook of dental materials*: Jaypee Brothers Publishers.

ISO. (2015). ISO 12836 Digitizing devices for CAD CAM systems for indirect dental restorations – test methods for assessing accuracy *Dentistry*.

Johnson, A. C., Versluis, A., Tantbirojn, D., & Ahuja, S. (2014). Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of prosthodontic research, 58*(2), 107-114.

Jung, Y. G., Peterson, I. M., Kim, D. K., & Lawn, B. R. (2000). Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res, 79*(2), 722-731. doi: 10.1177/00220345000790020501

Kappert, H. F., & Knode, H. (1987). *In-Ceram: Testing a new ceramic material*: Quintessence of Dental Technology.

Kappert, H. F., Knode, H., & Schultheiss, R. (1991). [Strength of the In-Ceram system under mechanical loads and thermocycling in artificial saliva]. *Dtsch Zahnarztl Z, 46*(2), 129-131.

Kassem, A. S., Atta, O., & El-Mowafy, O. (2011). Combined effects of thermocycling and load-cycling on microleakage of computer-aided design/computer-assisted manufacture molar crowns. *Int J Prosthodont, 24*(4), 376-378.

Kelly, J. R. (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials, 11*(2), 103-110.

Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent, 81*(6), 652-661.

Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America, 48*(2), 513-530.

Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent, 75*(1), 18-32.

Kelly, R. (2006). *Machinable ceramics, State of the art of CAD/CAM Restorations*.

Kern, M., Douglas, W., Fechtig, T., Strub, J., & DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *Journal of dentistry, 21*(2), 117-121.

Kheradmandan, S., Koutayas, S., Bernhard, M., & Strub, J. (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3‐unit bridges after thermo‐mechanical fatigue in the dual‐axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation, 28*(4), 361-369.

Krejci, I., Lutz, F., & Reimer, M. (1994). Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int, 25*(3), 199-207.

Kupeyan, H. K., Shaffner, M., & Armstrong, J. (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res, 8*(3), 161-167. doi: 10.1111/j.1708-8208.2006.00018.x

Kurbad, A. (2001). Cerec goes inLab--the metamorphosis of the system. *Int J Comput Dent, 4*(2), 125-143.

Kurbad, A., & Reichel, K. (2005). InEOS--new system component in Cerec 3D. *Int J Comput Dent, 8*(1), 77-84.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Oki, M., Arksornnukit, M., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2015). In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J, 34*(4), 495-502. doi: 10.4012/dmj.2014-293

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., ASAKAWA, Y., Oki, M., Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal, 33*(5), 705-710.

Lawn, B. R., Deng, Y., Lloyd, I. K., Janal, M., Rekow, E., & Thompson, V. (2002). Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of Dental Research, 81*(6), 433-438.

Lawn, B. R., Deng, Y., & Thompson, V. P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent, 86*(5), 495-510. doi: 10.1067/mpr.2001.119581

Litkowski, L., & Swierczewski, M. (1990). Root surface marginal microleakage of composites: comparison of Cavosurface finishes. *Operative dentistry, 16*(1), 13-16.

Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent, 26*(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.

Magne, P., Schlichting, L. H., Maia, H. P., & Baratieri, L. N. (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent, 104*(3), 149-157. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60111-4

Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res, 95*(5), 487-495. doi: 10.1177/0022034516634286

Mantri, S. S., & Bhasin, A. S. (2010). CAD/CAM In Dental Restorations: An Overview.

Marchack, C. B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent, 97*(6), 389-394. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60028-6

Marklund, S., Bergman, B., Hedlund, S.-O., & Nilson, H. (2003). An intraindividual clinical comparison of two metal-ceramic systems: a 5-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics, 16*(1).

Marquardt, P., & Strub, J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International, 37*(4).

McCabe, J. F. (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi* (E. Nayır, Trans. 7. Baskı ed.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.

McLean, J. W. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dent J, 119*, 251-267.

Mehl, A., & Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent, 2*(1), 9-35.

Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal, 56*(s1), 97-106.

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.

Mormann, W. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int, 20*, 329-339.

Mormann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc, 137 Suppl*, 7S-13S.

Mörmann, W. H., & Brandestini, M. (2006). *In: State of the art of CAD-CAM restorations: 20 years of CEREC*. London: Quintessence.

Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P., & Ortengren, U. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand, 73*(8), 602-608. doi: 10.3109/00016357.2015.1007479

Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater, 28*(5), 529-534. doi: 10.1016/j.dental.2011.12.003

Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2013). Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dent Mater, 29*(5), 535-541. doi: 10.1016/j.dental.2013.02.006

Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res, 93*(1), 62-67. doi: 10.1177/0022034513511972

Noorani, R. (2006). *Rapid prototyping: principles and applications*: John Wiley & Sons Incorporated.

O'Brien, W. (2000). Strengthening mechanisms of current dental porcelains. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 21*(8), 625-630; quiz 632.

O'Brien, W. (2008). Dental materials and their selection Quintessence Pub. *Co., Hanover Park, Ill*.

Oden, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., & Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent, 80*(4), 450-456.

Odman, P., & Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont, 14*(6), 504-509.

Oilo, M., Kvam, K., & Gjerdet, N. R. (2014). Simulation of clinical fractures for three different all-ceramic crowns. *Eur J Oral Sci, 122*(3), 245-250. doi: 10.1111/eos.12128

Otto, T. (2004). Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent, 24*(5), 446-455.

Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont, 15*(2), 122-128.

Oysaed, H., & Ruyter, I. E. (1986). Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res, 20*(2), 261-271. doi: 10.1002/jbm.820200214

Parfitt, G. J. (1960). Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res, 39*, 608-618. doi: 10.1177/00220345600390032201

Parker, M. W. (1993). The significance of occlusion in restorative dentistry. *Dent Clin North Am, 37*(3), 341-351.

Pashley, D. H. (1991). In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *American journal of dentistry, 4*(5), 237-240.

Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., & Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry, 72*(6), 585-590.

Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials, 20*(1), 1-25.

Pieger, S., Salman, A., & Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry, 112*(1), 22-30.

Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M., & Hammerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res, 18 Suppl 3*, 73-85. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x

Posselt, A., & Kerschbaum, T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent, 6*(3), 231-248.

Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., & Rosentritt, M. (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials, 31*(11), 1363-1369.

Preis, V., Behr, M., Handel, G., Schneider-Feyrer, S., Hahnel, S., & Rosentritt, M. (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 10*, 13-22.

Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater, 27*(8), 796-804. doi: 10.1016/j.dental.2011.04.001

Preis, V., Weiser, F., Handel, G., & Rosentritt, M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int, 44*(5), 393-405. doi: 10.3290/j.qi.a29151

Pröbster, L. (1996). Four year clinical study of glass‐infiltrated, sintered alumina crowns. *Journal of oral rehabilitation, 23*(3), 147-151.

Qualtrough, A., & Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of dentistry, 25*(2), 91-95.

Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent, 10*(4), 251-258.

Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent, 92*(6), 557-562. doi: 10.1016/S0022391304006158

Reich, S., & Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig, 17*(7), 1765-1772. doi: 10.1007/s00784-012-0868-0

Reitemeier, B., Hänsel, K., Kastner, C., Weber, A., & Walter, M. H. (2013). A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice set tings. *The Journal of prosthetic dentistry, 109*(3), 149-155.

Rekow, D., & Thompson, V. P. (2007). Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 18*(1), 47-56.

Rekow, E. D. (2006). Dental CAD/CAM systems. *The Journal of the American Dental Association, 137*, 5S-6S.

Rekow, E. D., Silva, N. R., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res, 90*(8), 937-952. doi: 10.1177/0022034510391795

Rekow, E. D., Zhang, G., Thompson, V., Kim, J. W., Coehlo, P., & Zhang, Y. (2009). Effects of geometry on fracture initiation and propagation in all-ceramic crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 88*(2), 436-446. doi: 10.1002/jbm.b.31133

Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., & Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials, 3*(6), 3700-3713.

Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association, 128*(3), 297-307.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F., Fujimoto, J., & Lang, S. C. (2001). *Contemporary fixed prosthodontics* (3rd ed.): Mosby Inc.

Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., & Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater, 22*(2), 176-182. doi: 10.1016/j.dental.2005.04.024

Rosentritt, M., Behr, M., Scharnagl, P., Handel, G., & Kolbeck, C. (2011). Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics, 24*(5).

Rosentritt, M., Behr, M., Thaller, C., Rudolph, H., & Feilzer, A. (2009). Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int, 40*(8), 655-662.

Rosentritt, M., Behr, M., van der Zel, J. M., & Feilzer, A. J. (2009). Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater, 25*(3), 348-352. doi: 10.1016/j.dental.2008.08.009

Rosentritt, M., Hahnel, S., Engelhardt, F., Behr, M., & Preis, V. (2017). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported

molar crowns. *Clin Oral Investig, 21*(4), 1213-1219. doi: 10.1007/s00784-016-1898-9

Rosentritt, M., Kolbeck, C., Handel, G., Schneider-Feyrer, S., & Behr, M. (2011). Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig, 15*(6), 1007-1012. doi: 10.1007/s00784-010-0469-8

Rosentritt, M., Plein, T., Kolbeck, C., Behr, M., & Handel, G. (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics, 13*(5).

Rosentritt, M., Siavikis, G., Behr, M., Kolbeck, C., & Handel, G. (2008). Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent, 36*(12), 1048-1053. doi: 10.1016/j.jdent.2008.09.001

Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G., & Kolbeck, C. (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent, 37*(12), 978-983. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.003

Rossomando, K. J., & Wendt, S. L. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials, 11*(1), 47-51.

Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all‐ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research, 18*(s3), 86-96.

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences.

Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater, 31*(8), 907-915. doi: 10.1016/j.dental.2015.04.017

Scherrer, S., & De Rijk, W. (1993). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics, 6*(5).

Schmidt, V. (2010). 3D dental camera for recording surface structures of a measuring object by means of triangulation. *International Publication WO Patent, 12838*, A1.

Schweiger, M., Höland, W., Frank, M., Drescher, H., & Rheinberger, V. (1999). IPS Empress 2: a new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol, 22*, 143-151.

Schwotzer, A. (2010). Measuring device and method that operates according to the basic principles of confocal microscopy: Google Patents.

Scotti, R., Cardelli, P., Baldissara, P., & Monaco, C. (2011). WITHDRAWN: Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*. doi: 10.1016/j.jdent.2011.10.005

Seghi, R. R., Crispin, B. C., & Mito, W. (1990). The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int J Prosthodont, 3*(2), 130-134.

Seghi, R. R., & Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont, 8*(3), 239-246.

Senyilmaz, D. P., Canay, S., Heydecke, G., & Strub, J. R. (2010). Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent, 18*(2), 50-54.

Seydler, B., Rues, S., Müller, D., & Schmitter, M. (2014). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical oral investigations, 18*(4), 1165-1171.

Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD, 13*(4), 195.

Shillingburg, H. T., Hobo, S., & Fisher, D. W. (1973). Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry, 29*(3), 276-284.

Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., & Brackett, S. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. *Book reviews. J Prosthodont, 6*, 433-455.

Shofu Blocks. Product İnformation. (2017) from http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf

Shortall, A. C., Hu, X. Q., & Marquis, P. M. (2002). Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dental Materials, 18*(3), 246-254.

Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials, 23*(8), 1819-1829.

Sideridou, I. D., & Karabela, M. M. (2011). Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *dental materials, 27*(10), 1003-1010.

Sieper, K., Wille, S., & Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 74*, 342-348.

Sirona Product İnformation. (2017) from http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cad-cam-materials/?tab=254.)

Sjögren, G., Sletten, G., & Dahl, J. E. (2000). Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *The Journal of prosthetic dentistry, 84*(2), 229-236.

Sobrinho, L. C., Cattell, M. J., & Knowles, J. C. (1998). Fracture strength of all-ceramic crowns. *J Mater Sci Mater Med, 9*(10), 555-559.

Sorensen, J. (1999). The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol, 22*, 153-163.

Sparrius, O., & Grossman, E. (1989). Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry, 61*(6), 678-684.

St-Georges, A. J., Sturdevant, J. R., Swift, E. J., Jr., & Thompson, J. Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent, 89*(6), 551-557. doi: 10.1016/S0022391303001732

Stappert, C. F., Att, W., Gerds, T., & Strub, J. R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc, 137*(4), 514-522.

Stawarczyk, B., Beuer, F., Ender, A., Roos, M., Edelhoff, D., & Wimmer, T. (2013). Influence of cementation and cement type on the fracture load testing

methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J, 32*(6), 888-895.

Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Guth, J. F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater, 55*, 1-11. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.10.004

Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc, 137*(9), 1289-1296.

Swain, M., Coldea, A., Bilkhair, A., & Guess, P. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials, 32*(1), 34-42.

Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., & Brodesser, J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent, 38*(7), 553-559. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.015

Tekce, N., Pala, K., Demirci, M., & Tuncer, S. (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater J, 35*(3), 523-531. doi: 10.4012/dmj.2015-287

Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., & Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res, 17 Suppl 2*, 68-81. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01353.x

Thiel, F., Pfeiffer, J., & Fornoff, P. (2011). Apparatus and method for optical 3D measurement: Google Patents.

Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent, 7*(1), 25-45.

Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent, 28*(7), 529-535.

Torabzadeh, H., Ghasemi, A., Dabestani, A., & Razmavar, S. (2013). Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran), 10*(5), 417.

Touati, B., Miara, P., & Nathanson, D. (1999). *Esthetic Dentistry And Ceramic Restorations.* London: Martin Dunitz Ltd.

Türkün, Ş., & Ergücü, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica, 21*(2), 143.

Tysowsky, G. W. (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today, 28*(3), 112-113.

Vanoorbeek, S., Vandamme, K., Lijnen, I., & Naert, I. (2010). Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *International Journal of Prosthodontics, 23*(3).

Varga, S., Spalj, S., Lapter Varga, M., Anic Milosevic, S., Mestrovic, S., & Slaj, M. (2011). Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod, 33*(4), 427-433. doi: 10.1093/ejo/cjq097

Vasquez, V., Özcan, M., Nishioka, R., Souza, R., Mesquita, A., & Pavanelli, C. (2008). Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental materials journal, 27*(1), 7-15.

Vita-Enamic. Product Information. (2017) from https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-27589,27568,85233.html

Vita-Suprinity. Product Information. (2013). from https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-27559,27568,85238.html

Vitablocs. Product Information. (2015). from http://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-Mark-II-25030,27568,85234.html.)

Von Steyern, P., Carlson, P., & Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation, 32*(3), 180-187.

Von Steyern, P., Ebbesson, S., Holmgren, J., Haag, P., & Nilner, K. (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of oral rehabilitation, 33*(9), 682-689.

Vrochari, A. D., Petropoulou, A., Chronopoulos, V., Polydorou, O., Massey, W., & Hellwig, E. (2017). Evaluation of Surface Roughness of Ceramic and Resin Composite Material Used for Conservative Indirect Restorations, after Repolishing by Intraoral Means. *J Prosthodont, 26*(4), 296-301. doi: 10.1111/jopr.12390

Wassell, R., McCabe, J., & Walls, A. (1994). A two-body frictional wear test. *Journal of dental research, 73*(9), 1546-1553.

Williams, R. J., Bibb, R., & Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent, 91*(1), 85-88. doi: 10.1016/S0022391303006838

Wiskott, H. W., Nicholls, J. I., & Belser, U. C. (1995). Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont, 8*(2), 105-116.

Witkowski, S. (2005). CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol, 28*, 169-184.

Yang, R., Arola, D., Han, Z., & Zhang, X. (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry, 112*(4), 878-885.

Yoshinari, M., & Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics, 7*(4).

Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics, 17*(5), 370-377.

Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater, 27*(1), 83-96. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.024

Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *International Journal of Prosthodontics, 11*(2).

Zesewitz, T. F., Knauber, A. W., & Nothdurft, F. P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont, 27*(3), 264-266. doi: 10.11607/ijp.3815

8. ÖZGEÇMİŞ

1 Ocak 1988 tarihinde Salihli'de doğdum. İlkokul öğrenimime, Adala Nergis Demet İlköğretim okulunda başladım, Altınordu İlköğretim okulunda bitirdim. Lise öğrenimimi ise Salihli Sekine Evren Anadolu Lisesi'nde tamamladım.

2007 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2012 yılında mezun oldum. 2014 Nisan ayında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

Mail adresi: dtcyda@gmail.com

Telefon numarası: 0(506) 2743150

9. EKLER

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - 473
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 29.09.2015
Toplantı No : 2015/15
Proje No : 15-KAEK-170

06.10.2015

Sayın, Yrd.Doç.Dr. Işıl SARIKAYA

Etik Kurulumuzun 29.09.2015 tarihli toplantısında görüşülen **15-KAEK-170** numaralı **"Şiddetli dental erozyona uğramış dişlere güncel cad/cam sistemleriyle farklı tasarımlarda hazırlanan restorasyonların çiğneme simülatörü ile yaşlandırılmasının kırılma dayanımına etkisi"** başlıklı çalışmanızın yapılmasında sakınca olmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Doç. Dr. Resul YILMAZ
Başkan

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - 372 27.09.2017
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 26.09.2017
Toplantı No : 2017/13
Proje No : 15-KAEK-170

Sayın, Yrd.Doç.Dr. Işıl SARIKAYA

10.09.2017 tarihli dilekçeniz 26.09.2017 tarihli etik kurul toplantımızda görüşülmüştür.

Buna göre, yürütücülüğünü yapmış olduğunuz **15-KAEK-170** numaralı **"Şiddetli Dental Erozyona Uğramış Dişlere Güncel CAD/CAM Sistemleriyle Farklı Tasarımlarda Hazırlanan Restorasyonların Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırılmasının Kırılma Dayanımına Etkisi"** başlıklı çalışmanızla ilgili değişiklik talebiniz incelenmiş ve çalışma başlığınızın **"CAD/CAM Restorasyonların Termomekanik Yaşlandırılmasının Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi"** olarak değiştirilmesi uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Yrd.Doç.Dr. Yalçın ÜNDER
Başkan Yardımcısı