



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**İKİ YENİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALİ İLE
İKİ FARKLI YAPIŞTIRMA SİMANI KULLANILARAK
ENDOKRON RESTORASYONLARIN KIRILMA
DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

FATİH RASİM

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ŞUBAT 2018



**İKİ YENİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALİ İLE İKİ FARKLI YAPIŞTIRMA
SİMANI KULLANILARAK ENDOKRON RESTORASYONLARIN KIRILMA
DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Fatih RASİM

**DOKTORA TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2018

Fatih RASİM tarafından hazırlanan 'İKİ YENİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALİ İLE İKİ FARKLI YAPIŞTIRMA SİMANI KULLANILARAK ENDOKRON RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ' adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Başkan: Prof. Dr. Oya BALA

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Hülya ERTEN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ

Endodonti Anabilim Dalı, Çukurova Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 22/02/2018

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Mustafa ASLAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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


Fatih RASİM

22/02/2018

İKİ YENİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALİ İLE İKİ FARKLI YAPIŞTIRMA SİMANI KULLANILARAK
ENDOKRON RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Fatih RASİM

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2018

ÖZET

Bu in vitro araştırmanın amacı, endodontik tedavi görmüş koronal aşırı madde kaybı olan alt büyük azı dişlerin restorasyonlarında iki rezin nanoseramik, Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany), Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japan) ve lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) CAD/CAM bloklarla Cerec Omnicam sisteminde oluşturulan endokron restorasyonların iki farklı yapıştırma simanı RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile yapıştırıldıktan sonra kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Çalışmada 90 adet çekilmiş çürüksüz insan alt büyük azı dişi kullanıldı. Okluzal yüzeye paralel olacak şekilde mine sement bileşiminin 2mm üzerinde preparasyon yapıldı. ProTaper genişletme aletleri ile kanallar genişletildi ve kanallar termoplastik guta-perkalar ile dolduruldu. Hazırlanan dişler plastik kalıplar içine soğuk akrile yerleştirildi. Kavite tabanından 2mm yükseklikte, servikal bandın genişliği 2mm'nin altına düşmeyecek ve basamak brakmayacak şekilde her dişe standart endokron kavite preparasyonu yapıldı. Dişler üç eşit gruba (n=30) ayrıldı; 1. Grup: LAVA Ultimate rezin nanoseramik bloklar, 2. Grup: Cerasmart rezin nanoseramik ve 3. Grup: IPS e.max CAD (lityum disilikat cam seramik). Her grup için CEREC Omnicam sistemi kullanılarak CAD/CAM endokronlar üretildi. İki farklı yapıştırma simanı (RelyX Ultimate Clicker ve RelyX U200) kullanıldığı için her grup kendi içinde iki gruba ayrıldı ve endokron restorasyonlar dişlere simante edildi. Restorasyonu tamamlanan örneklerin herbiri 5°C ve 55°C'de arasında 5000 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu. Ardından dişler instron test cihazına yerleştirildi. 45°'lik açı ile dişlerin bukkal tüberküllerine dişler kırılıncaya dek hızı 1mm/dakika olmak üzere yükleme yapıldı. Elde edilen sonuçlar Newton değerleri üzerinden hesaplandı ve istatistiksel olarak ANOVA ve Bonferroni çoklu karşılaştırma testleri ile ($\alpha=0.05$) değerlendirildi. Yapıştırma simanlarından bağımsız olarak iki CAD/CAM restoratif materyal türü arasında kırılma dayanımı düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,044$). Cerasmart (1250,0 (1044,3 - 1544,8 N) grubuna göre IPS e.max CAD (1515,9 (1243,9 - 1895,4 N) grubunun kırılma dayanımının daha yüksek olduğu bulundu ($p=0,007$). Kırılma sonrası örnekler stereomikroskop ile incelenerek kırılma tipi belirlendi ve tüm örneklerde en fazla tamir edilemeyen tip IV kırılma bulguları. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM blokların maksimum çiğneme kuvvetleri ortalamasının çok üstünde olduğu ve bundan dolayı, klinikte endokronların, koronal aşırı madde kayıplı endodontik tedavi görmüş arka grup dişlerde uygulanabileceği sonucuna varıldı.

Bilim Kodu : 1015.2
Anahtar Kelimeler : Endokron, CAD/CAM, kırılma dayanımı, rezin nanoseramik, endodontik tedavi görmüş dişler
Sayfa Adedi : 97
Danışman : Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ

COMPERATIVE EVALUATION OF FRACTURE STRENGHT OF ENDOCROWNS BY USING
TWO NEW HYBRID CAD/CAM MATERIALS AND TWO DIFFERENT LUTING CEMENTS

(Ph. D. Thesis)

Fatih RASİM

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

February 2018

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the fracture strength of two resin nanoceramic [Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) and Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japan)] and one lithium disilicate glass ceramic [IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)] CAD/CAM endocrowns fabricated with a Cerec Omnicam system and luted with two different luting cements [RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany) and RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany)] during restoration of endodontically treated teeth with extensive coronal destruction. 90 extracted non-carious human molar teeth were used in this study. Crowns of the teeth were sectioned in parallel with occlusal surface at 2mm above the cemento-enamel junction. Root canal enlargement was performed with ProTaper engine system and root canals were obturated with gutta-percha cones. The teeth were individually placed in fast-cure acrylic resin. A standard endocrown cavity preparation was performed in each tooth, 2mm high from the cavity floor, with the cervical band width not less than 2mm and without step. Teeth were randomly divided into three groups (n=30): Group 1: Lava Ultimate (resin nanoceramic blocks), Group 2: Cerasmart (resin nanoceramic blocks) and Group 3: IPS e.max CAD (lithium disilicate glass ceramic blocks). Endocrowns were manufactured using CEREC Omnicam system. Each group was divided into two subgroups according to luting cements (RelyX Ultimate Clicker and RelyX U200) and endocrowns were cemented. Each teeth were thermocycled 5000 times between 5°C and 55°C. A compressive load was applied with universal testing machine at 45-degree angle to the long axis of the buccal cusp with a speed of 1 mm/min until failure occurred. Obtained data were evaluated as Newton and statistical analysis were performed with ANOVA and Bonferroni multiple comparison tests (p=0.05). Statistical significant difference was observed between Cerasmart (1250,0 (1044,3 - 1544,8 N) and IPS e.max CAD (1515,9 (1243,9 - 1895,4 N) independently luting cements (p=0,044) and IPS e.max showed significantly higher fracture strength values than Cerasmart (p=0,007). Samples were examined under stereomicroscope and fracture types were determined. Catastrophic fracture was shown as the most unrepaired type IV. CAD/CAM blocks used in this study showed higher results in average of maximum chewing forces and therefore it can be concluded that endocrown restorations might be performed in clinical conditions for endodontically treated posterior teeth with extensive coronal destruction.

Science Code : 1015.2
Key Words : Endocrown, CAD/CAM, fracture strenght, resin nanoceramic, endodontically treated teeth
Page Number : 97
Supervisor : Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgisi ve deneyimini benimle paylaşan, sabır, özveri ve hayata bakış açısıyla beni etkileyen ve daima yanımda olup ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, diş hekimliği mesleğine ve bilime yaklaşımı, çalışkanlığı ve tecrübesiyle akademisyenlik yolunda bana ışık tutup ufkumu genişleten çok değerli danışman hocam Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ'ye

Doktora eğitimim ve tez sürecim boyunca tecrübesini, yardımlarını ve yenilikçi fikirlerini hiçbir zaman esirgemeyen Ankara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Üyesi Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşıp eğitimime önemli katkıları olan Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Hülya ERTEN, Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI, Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU, Doç. Dr. Suat ÖZCAN, Yrd. Doç. İhsan YIKILGAN, Yrd. Doç. Cemile KEDİCİ ALP, Arş. Grv. Dr. Sinem AKGÜL ve Arş. Grv. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a

Arkadaşlıklarını, dostluklarını ve sevgilerini gönülden hissettiğim Dr. Dt. Hasan HASHASH, Dt. Mohammad AMER, Dt. Abdelrahman MUSTAFA, Dt. Raghıb SURADİ, Dt. Mohammed HWİDİ, Dt. Amira AİSA, Dt. Fatoş BOYDAŞ, Dt. Melike EKİZ, Dt. Sema Yazıcı AKBIYIK, Dt. Ceyda GÜNDOĞDU, Dt. Songül KILIÇ'a

Restoratif diş tedavisi bölümü çatısı altında birlikte çalıştığımız tüm idari personelimize,

Hayatım boyunca attığım her adımı destekleyen, maddi ve manevi olarak hep yanımda olup her anlamda fedakarlık gösteren, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan ve öncelikle iyi insan olmadan kazanılacak bütün sıfatların değersiz olacağı fikrini aşıl原因ayan canım annem Dr. Ayser RASİM ve babam Refik RASİM'e ve tez çalışmamda kullanılan şekilleri tasarlayan biricik kardeşim Mert RASİM'e İlk gördüğüm andan beri hayatıma anlam, huzur ve sevgi bağışlayan, sabrı, desteği ve güler yüzü ile ömrüme ömür katan kıymetli nişanlım Hilal ÇAKMAKLI'ya sonsuz teşekkürler...

Bu araştırma "03/2016-03" kodlu proje Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Pulpasız Dişlerin Yapısal Değişiklikleri ve Endodontik Tedavinin Etkileri	5
2.1.1. Pulpasız ve Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Dentin Yapısı ve Özellikleri.....	5
2.1.2. Pulpasız ve Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Kırılma Direnci ve Sertlikleri.....	6
2.2. Endodontik Tedavi Görmüş Aşırı Madde Kaybı Olan Büyük Azı Dişlerin Onarımı.....	7
2.2.1. Kök Kanalından Destek Alan Restorasyonlar	8
2.3. Kök Kanalından Destek Almadan Yapılan Restorasyonlar.....	9
2.3.1. Altın Onley ve Kronlar	10
2.3.2. Kompozit Rezın ve Seramik Onley ve Kronlar	10
2.3.3. Metal–Seramik Kronlar.....	11
2.3.4. Endokron Restorasyonlar.....	11
2.4. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri	14
2.5. Cerec Sistemi.....	16

	Sayfa
2.5.1. Cerec Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması (CAI-Computer Aided Impression).....	17
2.5.2. Cerec Sisteminde Restorasyonun Tasarımı (CAD-Computer Aided Design)	18
2.5.3. Cerec Sisteminde Restorasyonun Üretimi (CAM-Computer Aided Manufacturing)	18
2.6. Diş Renginde CAD/CAM Restoratif Materyaller	19
2.7. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları	21
2.7.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	22
2.7.2. Kendinden Adeziv (Self Adhesive) Rezin Simanlar	23
2.7.3. Kompozit Rezin Simanlar	25
2.8. Adeziv Sistemler.....	27
2.8.1. Pürüzlendirmeli ve Yıkamalı Adezivler (Etch&Rinse Adhesives) ...	27
2.8.2. Kendinden Pürüzlendirmeli Adezivler (Self-Etch/Etch&Dry Adhesives).....	28
2.8.3. Universal Adezivler	29
2.9. Dental Materyallere Uygulanan Mekanik Testler.....	29
2.10. Yaşlandırma Yöntemleri	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	35
3.2. Dişlere Kök Kanal Tedavisinin Uygulanması	35
3.3. Endokron Preparasyonu.....	38
3.4. CAD/CAM Örneklerin Gruplandırılması.....	39
3.5. CAD/CAM Restorasyonların Dijital Ölçülerinin Alınması, Tasarımı ve Üretimi	40
3.6. CAD/CAM Blokların Polisaj ve Bitirme İşlemleri	43
3.7. Endokron Restorasyonların Simantasyonu	45
3.8. Endokron Restorasyonların Isıl Döngü Cihazı ile Yaşlandırma İşlemi...	46

	Sayfa
3.9. Endokron Restorasyonların Kırılma Dayanıklılığı Testi ve Kırılma Tipi Analizi	46
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	47
4. BULGULAR	49
5. TARTIŞMA.....	55
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	71
KAYNAKLAR.....	73
EKLER.....	91
Ek-1. Etik kurul	92
Ek-2. Proje.....	93
ÖZGEÇMİŞ	96

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Diş renginde restoratif bloklar, rezin esaslı yapıştırma simanları içerikleri ve uygulama şekilleri	34
Çizelge 4.1. CAD/CAM restoratif materyallerin yapıştırma simanlarından bağımsız kırılma dayanımları	49
Çizelge 4.2. CAD/CAM restoratif materyallerden bağımsız yapıştırma simanlarına göre kırılma dayanımları	50
Çizelge 4.3. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma dayanımları.....	51
Çizelge 4.4. Çürüksüz sağlam diş grubu (negatif kontrol) ile CAD/CAM blokların kırılma dayanımları açısından yapılan karşılaştırmalar ..	53
Çizelge 4.5. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma tipleri yönünden örneklerin frekans dağılımları.....	54

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. İndirekt CAD/CAM restoratif materyallerin yapıştırma simanlarından bağımsız kırılma dayanımları.....	49
Şekil 4.2. CAD/CAM restoratif materyallerden bağımsız yapıştırma simanlarına göre kırılma dayanımları	50
Şekil 4.3. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma dayanımları	51
Şekil 4.4. Çürüksüz sağlam diş grubu (negatif kontrol) ile CAD/CAM blokların kırılma dayanımları açısından yapılan karşılaştırmalar	53



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Kendinden adeziv simanların mine ve dentine bağlanması.....	25
Resim 3.1. A. Kesilmiş guta-perka'lı pulpa odası, B. Kanal ağızlarının 1mm altından kesilmiş guta-perka konlarının radyografik görüntüsü.....	36
Resim 3.2. Kanal ağızlarına ve pulpa odasına mikrohibrit akışkan kompozit uygulanmasının radyografik görüntüsü.....	37
Resim 3.3. Akrilik rezine gömülü örnek	38
Resim 3.4. Şematik endokron preparasyonu.....	38
Resim 3.5. Endokron preparasyonu yapılmış alt büyük azı dişi A. Mezio-Distal, B. Okluzal	39
Resim 3.6. Cerec cihazında restorasyonların tasarım aşamaları	42
Resim 3.7. A. Dişe simante edilmiş endokron restorasyonun radyografisi, B. Endokronun çiğneme yüzeyi	46
Resim 3.8. Endokron restorasyonun kırılma dayanım testi	47

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar	Açıklamalar
Bis-GMA	Bisfenolglisidil metakrilat
Bis-MEPP	2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil propan)
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CAI	Computer Aided Impression
CCD	Charge Coupled Device
C-Factor	Configuration Factor
dk	Dakika
DMA	Dimetakrilat
GPa	Gigapaskal
HEMA	Hidroksietil metakrilat
HF	Hidroflorik asit
MDP	10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
mm	Milimetre
MOD	Mezial-Okluzal-Distal
MPa	Megapaskal
N	Newton
nm	Nanometre
NPG-GMA	N-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil)-N-fenilglisin
PENTA	Fosfat pentakrilat
PVC	Polivinil klorür
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
K₂O	Potasyum oksit
kg/cm²	Kilogram/Santimetre Kare
Li₂O	Lityum oksit
Li₂Si₂O₅	Lityum disilikat

Simgeler	Açıklamalar
N/mm²	Newton/Milimetre Kare
Na₂O	Sodyum oksit
°C	Santigrat derece
P₂O₅	Difosfor pentaoksit
pound/inch²	Kuvvet/inç Kare
SiO₂	Silisyum dioksit
ZnO	Çinko oksit
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
μ	Mikron

1. GİRİŞ

Ağız ortamında bulunan çürük yapıcı bakteriler, dişlerde çürüğün oluşumu için daima bir tehdit oluşturmaktadır. Çürüklerin tedavisinin sadece restorasyonlarla yapılması şeklindeki inanışın bu yüzyılda bile geçerliliğini koruyor olması şaşırtıcı olup, koruyucu önlemlerin göz ardı edilmesi, kişilerin genellikle bu ve buna benzer nedenlerle diş hekimini ziyaret etmeleri trajik bir durumdur. Sorun, dental restorasyonların klinik ömrünün sınırlı olmasıdır. Ağız boşluğu; çağdaş, gelişmiş materyal ve tekniklere rağmen, restoratif materyaller için zor bir ortamdır. Restoratif materyaller; diyet, çiğneme stresleri, asit-baz ve ısı değişiklikleri, plağın adeziv yapısı, diğer materyallerle etkileşimi, mine, dentin ve sementin kompleks yapısıyla ilgili olarak harabiyete uğrayabilir. Bunun sonucu tekrarlayan çürük, yüzey aşınmaları, restorasyon ve diş yüzeyi arasında sızıntı, kenar kırığı, renklenme, kütleli kırık, korozyon, pulpa duyarlılığı meydana gelebilir ve restorasyonların değiştirilmesi gerekebilir. Her yıl restorasyonların 2/3'ünün değiştirildiği gözönünde tutulacak olursa, bu restorasyonların değiştirilmesi durumunda sağlam diş dokularının kaybında artma meydana gelir, hastalar daha büyük restorasyon, daha zayıf dişler ve daha kompleks tedaviler kısır döngüsü içine girer. Kavite boyutlarının artması daha ekonomik ve diş yapıları için daha konservatif direkt restorasyonların yapılma şansını ortadan kaldırır. İdeal restorasyonların nasıl olması gerektiğiyle ilgili oldukça uzun bir liste yapılabilir. Ancak, günümüzde bu listelerdeki ideal özelliklerin hepsine veya bir çoğuna sahip bir restoratif materyalin olmadığı da bir gerçektir (Gordan ve diğerleri, 2016).

Bu restoratif materyallerden bazıları diş dokularının fiziksel özelliklerine benzerlik gösteren kompozit rezin ve porselen restoratif materyallerdir. Adeziv tekniklerdeki gelişmeler ve minimal invaziv prensiplere giderek artan ilgi sonucunda canlılığını yitirmiş dişlerde bile yeni tedavi edici seçenekler ortaya çıkmaktadır (Shlichting, Shlichting, Stanley ve Magne, 2014).

Günümüzde özellikle koronal madde kaybı fazla olan ve endodontik tedavi görmüş arka grup dişlerin restorasyonlarında en uygun restoratif materyal ve en uygun teknik arayışı amacıyla araştırmacılar tarafından çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bu araştırma sonuçları, restoratif diş tedavisinin geleceğini ve uygulamaları

değiştirecek, restoratif diş hekimliğine büyük ivme kazandıracak araştırmalardır (Leirskar ve diğerleri, 2003; Pissis ve diğerleri, 1995; Zarow ve diğerleri, 2009).

Geniş koronal madde kaybı olan dişlerin başarılı endodontik tedavisini aynı şekilde başarılı bir restoratif tedavinin takip etmesi gerekmektedir. Ancak, endodontik tedavi görmüş dişler için en iyi restoratif yaklaşımın ne olması gerektiği halen tartışma konusu olarak karşımıza çıkmaktadır (Marga ve Schwart, 2010).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin sabitlenmesi ve güçlendirilmesi için post ve ferrule öneren çalışmalara oranla bazı yeni tarihli çalışmalarda dişlerin postlar ile güçlendirilmesinin faydalı olmadığı tam aksine kanallarda postlara yer açmak için prepare edilen dentinin zayıflamalara neden olduğu öne sürülmektedir (Assif ve diğerleri, 1994; Jotkowitz ve Samet, 2010; Krejci, 1994).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler (asitlenebilir seramik-lösit ve lityum disilikat bazlı seramikler, dentin adezivler, rezin simanlar ve rezin nanoseramikler) sağlam dişlere oranla daha güçsüz ve kırılmaya eğilimli endodontik tedavili geniş koronal madde kaybı olan dişlerde, kanal perforasyon riskini arttıran post uygulanması yerine pulpa odasının tüm genişliğini retansiyon alanı olarak kullanan endokron gibi restorasyonlarla tedavi edilmesine olanak sağlamaktadır (Biacchi, 2012; Bindl, 1999).

Son yıllarda bilgisayar destekli restorasyonların tanıtımıyla kompozit rezin ve seramik endokronlar, klasik tam kron kaplamalara bir seçenek olarak klinik uygulamalarda yerini almaktadır (Rocca ve diğerleri, 2016).

Diş hekimliğinde hasta başı tasarım ve üretim imkanı sunan dijital dental teknoloji CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemi diş hekimleri tarafından hasta başında uygulanabilen ve giderek kullanımı yaygınlaşan bir teknoloji olma yolunda hızla ilerlemektedir (Duret ve Preston, 1991).

CAD/CAM teknolojilerinden 1980'li yıllarda geliştirilen Cerec (Ceramic Reconstruction) sistemi günümüzde daha da geliştirilerek klinisyenlerin yaygın

olarak kullanmaya başladığı bir teknoloji halini almaktadır (Miyazaki, 2009; Sedrez, 2016).

Dijital dental teknoloji ile beraberinde gelen dijital ölçü, hastalar tarafından daha kolay kabul edilebilmesi, ölçü materyalinde oluşabilecek bozuklukları elimine etmesi, preparasyonun üç boyutlu olarak önceden görülebilmesi, maliyet ve zamandan tasarruf gibi önemli avantajlar sağlar (Sang ve Galluci, 2013).

Günümüzde diş renginde indirekt restoratif materyaller ve adeziv sistemler, özel kesimi ve bağlanma sonuçları özellikle biyomekanik olarak elverişli olan bu yeni endokron tedavi yönteminin, kanal-post destekli kron restorasyonlara karşı alternatif olabildiğini sağlamaktadır (Bindl, 2005; Guarda, 2010; Magne, 2009; Slangen, 2009; Zaslansky ve diğerleri, 2006).

Endokron, bağlanma için maksimum mine içeren supra-servikal kenarı olan, tek parça, hazırlanan dişe bağlanabilen seramik veya kompozit yapı olarak tarif edilebilir (Bernhart ve diğerleri, 2010; Donovan ve Chee, 2004).

Endokronlar, endodontik olarak tedavi edilmiş büyük azı dişlerin kök kanalları dışında pulpa odasının tüm aksiyal duvarlarını makromekanik ve adeziv simantasyon tekniğini mikromekanik retansiyon kaynağı olarak kullanan restorasyonlardır (El-Damanhoury, Haj-Ali ve Platt, 2015).

Endokron restorasyonların diş yapılarına bağlanmasında rezin esaslı simanların geliştirilmesi mekanik özelliklerinin geleneksel simanlardan daha üstün olması nedeniyle tercih edilmektedir. Resin esaslı yapıştırma simanları, restorasyonların yapışmalarını sağlayarak sızıntıyı önler veya en aza indirger, pulpa sağlığını korur ve diş ile restorasyon aralığını doldurarak diş-restorasyon bütünlüğünü güçlendirir. Diş renginde indirekt restorasyonların yapıştırılmasında rezin esaslı yapıştırma simanlarıyla dentin bağlayıcı ajanlarının birlikte kullanımı polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bilinen bir gerçektir (De Souza, Braga, Cesar, Lopes, 2015).

Endokron yapımında, CAD/CAM teknolojisi ile genelde zayıf yapıya sahip olan feldspatik porselenden yüksek dayanıklılığa sahip lityum disilikat cam seramik ve zirkonyum oksid gibi geniş yelpazede seramik materyalleri kullanılmaktadır (Bindl, Lüthy ve Mörmann, 2006).

Son zamanlarda ise daimi CAD/CAM fabrikasyon restorasyonlar için organik matris içerisine seramik partiküllerin infiltrasyonu ile elde edilen rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren nanoseramik (nanohibrit) bloklar diş hekimliği uygulamalarına girmiştir (Koller, Arnetzl, Holly ve Arnetzl, 2012; Varpavaara, Heikinheimo, Carneiro ve Lassila, 2012).

Ancak, bu güçlendirilmiş seramik ve hibrit materyallerin diş dokularına uyumluluğunu, fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirileceği in vitro laboratuvar ve klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca, seramik ve rezin nanoseramik materyaller ile üretilen endokron restorasyonlar ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunduğu için bu materyal ve sistemlerin incelenmesi gerekmektedir.

Bu in vitro araştırmanın amacı, endodontik tedavi görmüş koronal aşırı madde kaybı olan alt büyük azı dişlerin restorasyonlarında iki rezin nanoseramik Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany), Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japan) ve lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) CAD/CAM bloklarla Cerec Omnicam sisteminde oluşturulan endokron restorasyonların iki farklı yapıştırma simanı RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile yapıştırıldıktan sonra kırılma dayanımlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Sıfır hipotez, bu in vitro çalışmada iki farklı yapıştırma simanı kullanılarak diş uygulanan iki rezin nanoseramik CAD/CAM endokron restorasyonların kırılma dayanımları ile kontrol gurubunu oluşturan lityum disilikat cam seramik CAD/CAM endokron restorasyonların kırılma dayanımları arasında bir fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik olarak tedavi edilen dişler, vital dişlerden yapısal farklılıklar gösterir. En önemli değişiklikler; diş yapılarındaki fiziksel değişimler, madde kayıpları ve renklenmedir (Dietschi, Bouillaguet ve Sadan, 2011).

Diş yapılarında çürük, kırık, abrazyonla veya endodontik giriş kavitesi açılması, temizleme ve şekillendirme işlemleri sırasında madde kayıpları meydana gelebilir. Çok köklü dişlerde aşırı koronal madde kaybı, dişin kırılma direncini önemli düzeyde azaltır (Alaçam, Nalbant ve Alaçam, 1998).

2.1. Pulpasız Dişlerin Yapısal Değişiklikleri ve Endodontik Tedavinin Etkileri

Pulpası canlı olmayan dişlerde %9 oranında nem kaybı olmaktadır. Bu serbest suyun kaybı olup bağlı su kaybı değildir. Bu durum, Young modülünde uygun sınırlar içinde hafif bir değişikliğe yol açar. Basma ve sertlik dayanıklılık değerlerinde bir değişiklik oluşturmaz. Kollojen çapraz bağlarında canlı ve cansız dişlerin dentini arasında herhangi bir fark yoktur. Pulpa dokusunun çıkartılmasına bağlı herhangi bir kimyasal değişiklik bulgulanmamıştır (Kakehashi, Stanley ve Fitzgerald, 1965).

Kök kanalının sodyum hipoklorit ve çeşitli şelasyon yapan solüsyonlarla, kalsiyum hidroksitle irrigasyonu ve dezenfeksiyonu kök dentinin mineral içeriği ve organik yapısıyla etkileşime girebilmektedir. Şelasyon yapan ajanlar kalsiyumla kompleks oluşturup, kollojen olmayan proteinleri etkileyip dentinin erozyonuna ve yumuşamasına yol açarken, sodyum hipokloritin kollajen zincirlerini parçalayıcı proteolitik etkisi nedeniyle dentin ve diş yapıları kırılma ve bu yapılarla bağlanma azalır (Saunders ve Saunders, 1994; Siqueira, 2001)

2.1.1. Pulpasız ve Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Dentin Yapısı ve Özellikleri

Normal dişler ile canlılığını yitiren ve endodontik tedavi görmüş dişlerin dentininin fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişikliklerin bilinmesi önemlidir (Herr, Ciucchi, Holz ve Baume, 1978).

Dentinin mikrosertliği ve esnekliği peritübüler ve intertübüler dentin arasında ve dişin bölgesine göre farklılık gösterir. Peritübüler dentinin esneklik modülü 29,8 GPa iken intertübüler dentin 17,7 GPa -21.2 GPa arasında değişir. Bütün dentinin elastisite modülü 16.5-18.5 GPa arasındadır (Kinney, Marshall ve Marshall, 2003).

Dentinin mineral yoğunluğundaki değişiklikler túbül çapı ve sayısı ile ilişkili olarak dentinin yapısal özelliklerine bağlı değişiklik gösterir. Dentinin sertlik değerinin, dentin túbül yoğunluğu ile ilişkili olmadığı gösterilmiştir. Yaşlı ve sklerotik dentinin Young modülü normal dentinden farklı değildir (Palamara, Wilson, Thomas ve Messer, 2000).

Kanal yıkama ve dezenfeksiyonunda kullanılan kimyasallar dentinin mineral ve organik içeriğini etkiler ve dentin mikrosertliğinde olduğu gibi elastisite ve bükülme dayanımını azaltır. Formokrezol proteinlerin koagülasyonu yoluyla, çinkooksit ojenol ise hidroksiapatitle şelasyon yaparak dentin gerilim dayanımını artırır. Sonuç olarak, dişin dayanıklılık derecesi, dentin yaşlanmasına ve çok az miktarda da çeşitli endodontik yıkama solüsyonlarına bağlıdır (Dietschi ve diğerleri, 2011).

2.1.2. Pulpasız ve Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Kırılma Direnci ve Sertlikleri

Konservatif bir endodontik giriş kavitesi, diş yapısının sertliğinde sadece %5 lik bir etki yapmaktadır. Kanal enstrümantasyonu ve dolgu işlemleri kırılma dayanıklılığında sadece hafif bir azalmaya neden olup dişin biyomekaniği üzerinde etkisi azdır (Müller ve Eger, 2002).

Dişin sertliğinde en fazla azalma kenar sırtın kaybı gibi ilave preparasyonlar sonucu meydana gelir. Oklüzal ve MOD kavite preparasyonlarını takiben %14-63 oranlarında sertlikte azalma belirlenmiştir. Endodontik giriş kavitesinin MOD kavite preparasyonu ile birlikte en fazla kırılmaya yol açtığı gösterilmiştir. Kavite derinliği, isthmus genişliği ve konfigurasyon diş sertliğinde ve kırılma riskinde çok fazla kritik önem taşır (Dietschi ve diğerleri, 2011).

Kavite preparasyonu genişledikçe ve endodontik giriş kavitesi açıldığında özellikle yüksek çiğneme yükleri altında kalan endodontik tedavili dişlerde önemli ölçüde zayıflama ve tüberkül esnemelerinin olduğu gösterilmiştir. Bu zayıflama, endodontik tedaviden çok madde kaybının etkili olmasıyla açıklanmaktadır (Alaçam, 2012).

Restorasyonu yapılan dişlerde önemli olan restore edilen dişin kendisidir, ne restorasyon materyalleri ne de materyallerin kombinasyonları diş yapılarının yerine geçememektedir (Rees, Jacobsen ve Hickman, 1994).

2.2. Endodontik Tedavi Görmüş Aşırı Madde Kaybı Olan Büyük Azı Dişlerin Onarımı

Endodontik tedavi, diş yapılarında belirgin madde kaybı ve zayıflama meydana getirebilir. Endodontik tedavi sırasında diş yapılarında meydana gelen madde kaybı kron kırılma riskini artırır, yorulma mekanizmaları da köklerin zamanla kırılmasına yol açar. Endodontik tedavili dişlerin restorasyon işlemleri, kalan diş yapılarını kırılmadan korumalı, kök kanal sisteminin tekrar enfekte olmasını önlemeli ve kayıp diş yapılarının yerini almalıdır.

Az miktarda diş yapısının kaybedildiği endodontik tedavili dişlerde giriş kavitesi doğrudan dolgu maddeleriyle onarılmaktadır. Endodontik tedavili bir dişin kırılma direnci daha çok geride kalan diş yapılarına bağlı olduğundan, çürük veya travma sonucu fazla miktarda diş yapısı kaybedilmedikçe post veya kronlar gerekmemektedir.

Genellikle endodontik tedavi gerektiren bir diş çok fazla miktarda hacim kaybına uğrar ve hacimli bir restorasyon gerektirir. Böyle dişler sıklıkla kırılma eğilimindedir. Endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin kırılması basit bir tüberkül kırılmasından çekimine yol açacak kadar kötü kök kırığına dayalı olarak gelişebilir. Kenar tümseğinin kaybının tüberkül direncini azalttığı gösterilmiştir. MOD kavitelere bu, %63 den fazladır (Alaçam, 2012).

2.2.1. Kök Kanalından Destek Alan Restorasyonlar

Endodontik olarak tedavi edilen dişin geride kalan yapıları yeterli olmadığında kök kanalı bir post kullanılarak restorasyona tutuculuk sağlayabilir. Geride kalan diş yapılarının desteklenmesi ve kayıp diş yapısını yerine koyacak kor yapısının tutuculuğunun sağlanması post ve kor ile başarılır (Alaçam, 2012).

Çürük, travma veya her ikisinin endodontik tedavili dişleri kırılmaya daha fazla eğilimli hale getirdiğine inanılmaktadır. Bir çok çalışmada da postların dişleri güçlendirmede, prepare edilen post boşluğunun ve post yerleştirilmesinin kökü zayıflattığı ve kök kırılmalarına neden olduğu gösterilmiştir (Guzy ve Nicholls, 1979).

Ayrıca bu çalışmalarda postun sadece yetersiz diş yapısı söz konusu olduğunda son restorasyonu desteklemek amacıyla yerleştirilmesi gerektiği de vurgulanmaktadır. Diğer bir deyişle postun asıl fonksiyonu koronal restorasyonu desteklemektir (Heydecke, Butz ve Strub, 2001; Trope, Maltz ve Tronstad, 1985).

Post yerleştirmenin endodontik tedavili dişleri dayanıklı hale getirmediği ve post boşluğunun hazırlanması kök kırık riskinin artmasına ve tedavinin başarısızlığına yol açtığı için post yapılmadan önce klinik şartların çok dikkatlice ve akıllıca değerlendirilmesi gerektiği ileri sürülmektedir. Bir çok diş travma, derin çürük ve restorasyonlar nedeniyle endodontik tedavi gereksinimi duymaktadır. Endodontik tedavi, endodontik aletlerin kanal boşluğunda düzgün bir doğrultuda çalışabilmesi için doğru bir giriş kavitesi açılmasını gerektirir. Bu, genellikle "crown down" tekniği ile gerçekleştirilir, bu da koronal ve kök dentinin temizleme ve şekillendirme işlemlerinin yeterince yapılabilmesi için fazla miktarda sağlam doku kaybına neden olmaktadır. Bu nedenle, bir post yapımı gerekiyorsa çürük temizlendikten ve endodontik tedavi tamamlandıktan sonra kor yapımı ve son restorasyon için geri kalan sağlam diş yapılarının değerlendirilmesi önem taşır (Cheung, 2005; Sorensen ve Martinoff, 1985)

Bir çok endodontik tedavi görmüş büyük azı dişi, post gerektirmez çünkü pulpa boşluğu daha geniştir, daha fazla doğal diş yapısına sahiptir. Ancak, fazla miktarda diş madde kaybı nedeniyle bir post yerleştirilmesi gerekiyorsa post boşluğu

preparasyonu daha geniş ve daha düzgün kanal yapısı gerektireceğinden kökü zayıflatacak ve eğri kanallarda kök perforasyonlarına neden olacaktır. Alt çene dişlerin distal kanalı, üst çene dişlerde palatinal kanal genellikle post yerleştirmek için uygun kanallardır. Tek bir post yerleştirildikten sonra hala yetersiz bir kor retansiyonu varsa ilave retansiyon için pin yerleştirmek de gerekebilir (Kane ve Burgess, 1991).

Genellikle, paralel kenarlı postlar ucu sivri postlara göre daha tutucudur, vidalı postlar simante edilen postlardan daha tutucudur. Yerleştirme modeli bağlamında bütün postlar ya aktif ya da pasif olarak adlandırılır. Aktif postlar kanal boşluğunda dentinin içindedir ve stresleri daha fazla kalan kök yapısına iletir. Pasif postlar, kanal boşluğunda dentin içinde değildir ve stresleri daha az kalan kök yapılarına iletir (Caputo ve Standlee, 1987).

Kök anatomisi dişten diş ve hastadan hastaya değişiklik gösterebileceği için klinisyenler post boşluğunun preparasyonu ve planlamasını yaparken çok dikkatli olmalıdır. Post seçiminde uygun dayanıklılık, elastisite modülü, tutuculuk, biyouyum, estetik ve yeniden kullanılabilirlik kriterlerine bakılmalıdır. Fiberle güçlendirilmiş postlar iyi sonuçlar vermektedir. Fakat uzun dönem değerlendirmelerine gereksinim vardır. Mikrokomputed tomografi kullanılarak yapılan bir çalışmada, giriş kavitesi preparasyonunda ve daha fazla olmak kaydıyla metal döküm postlarda diş direncinde önemli azalma belirlenmiştir. Fiber post yapımında preparasyon daha konservatiftir ve daha az doku uzaklaştırması sağlanır. Postların simantasyonunda rezin esaslı yapıştırma simanları daha iyi tutuculuk, daha az mikrosızıntı ve diş kırılmasına daha fazla dayanıklılık gösterir. Ancak, yapıştırma tekniği özen gerektirmektedir. Altın, amalgam ve rezin esaslı kompozit kor materyali olarak kullanılır ve her birinin avantaj ve dezavantajları vardır. Dayanıklılığının ve sertliğinin düşük olması, bağlanmasının kötü ve eririliliğinin fazla olması nedeniyle cam iyonomer siman kor materyali olarak kullanılmamalıdır (Cheung, 2005).

2.3. Kök Kanalından Destek Almadan Yapılan Restorasyonlar

Endodontik tedavi görmüş arka grup dişlerde giriş kavitesi işlemlerinin zayıflatıcı etkisine karşın, kenar sırtların korunduğu olgularda geleneksel restorasyonların

oluşturulması veya aşırı diş yapılarının kaybedildiği durumlarda tüberkülleri örten restorasyonların yapılması önerilmektedir (Alaçam, 2012).

Pulpada patolojik durumun mevcut olduğu, aşırı madde kaybına uğramış bir dişin tedavisinin prognozu, başarılı bir endodontik tedaviye ve bunu takiben başarılı bir restoratif tedaviyle tamamlanmasına bağlıdır (Cheung, 2005).

Son yıllarda endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonlarında değişiklikler olmuştur. Adeziv tekniklerdeki gelişmeler klinisyenlerin dişlerin restorasyonunda kullanılan terim yelpazesini genişletmiştir. Amalgam korlar ve döküm metal postaların yerini üstün estetik özellikleri nedeniyle direkt kompozit ve fiber postlar, kompozit rezinler veya seramiklerden yapılan overleyler veya endokron gibi indirekt restorasyonlar almıştır (Dietschi ve diğerleri, 2011; Mannocci ve Cowie, 2014).

Onleyler ve overleyler, genellikle laboratuvarında kayıp bir tüberkül veya tüberküllerin kaplanması amacıyla ya hibrit rezin kompozitler ya da seramik materyallerden yapılır.

2.3.1. Altın Onley ve Kronlar

Altın onley, sağlam diş yapılarının korunmasını sağlayabilen konservatif preparasyonları gerektirir ve endodontik olarak tedavi edilen dişin dayanıklılığını artırır. Altın hala arka grup dişler için seçilebilen bir materyaldir, fakat estetiğin çok önemi olmadığı bölgelerde kullanılabilir. Üst ikinci büyük azılar veya interoklüzal mesafesi az olan dişler veya brüksizim hastaları bu tip restorasyonlar için iyi bir adaydır. Altın onley preparasyonu bütün tüberkülleri kapsmalıdır (Smales ve Hawthorne, 1997).

2.3.2. Kompozit Resin ve Seramik Onley ve Kronlar

Adeziv teknikler, klinisyenin makromekanik tutuculu preparasyon yapmasını önler. Onley preparasyonu vital dişlerde biraz farklılık gösterir. İnternal kenar açıları daha yuvarlaktır, preparasyon duvarları dışa doğru genişler, chamfer preparasyondan çok 90° basamaklı bitim yapılır. Preparasyon derinliği minimum 1.5 mm'dir ve proksimal kutu deyim noktasının üzerine uzanır. Tüberkül kaplaması, dişin

kırılmasını azaltmak için tavsiye edilir. İnterproksimal bölgede elektrocerrahi ile gingivektomi bitim kenarlarının netleşmesini ve ölçü alımını kolaylaştırır. Bir kompozit veya cam iyonmer restorasyon direkt olarak gutta perka üzerine kanal dolgusunun sızdırmazlığı ve düzgün preparasyon şeklinin oluşturulmasına yardımcı olması nedeniyle yerleştirilir. Bu, final restorasyonun tasarımının düzgün bir yüzeyde ve underkatların ölçü alımı sırasında kapanmış olmasına ve final restorasyonun tam olarak oturmasına izin verir.

Tam seramik kronlar, kırılma riski nedeniyle arka grup dişlerin hepsinde uygun olmayabilir, ancak estetik nedenlerle küçük azı dişlerde uygulanabilir (Mannocci ve Cowie, 2014).

İndirekt estetik restorasyonlarda materyal seçiminde geleneksel feldspatik porselenlerin varyasyonları veya fabrikasyon olarak yapılan alümina, zirkonya veya silika gibi seramik sistemlerden yararlanılır. Bu yeni seramik sistemlerinden lityum disilikat yüksek dayanıklılık, kırılma dayanımı ve translusensi özelliklerine sahiptir. Seramik veya kompozit rezin onleylerin veya kronların hangisinin daha uygun olduğu ile ilgili net kanıtlar olmamakla beraber, genel olarak, kompozit rezin onley/kronlar daha ucuz ve kolay tamir edilebilirler (Anusavice, 2003; Denry, 1996).

2.3.3. Metal–Seramik Kronlar

Metal seramik kronlar, daha çok arka grup dişlerin tamamen kaplanmasında ve köprü ayağı olarak kullanılır. Ne yazık ki, geleneksel metal-seramik kron prepasyonu yaklaşımı çok fazla diş kesimine yol açar. Kronun estetik olmayan tipinde oklüzal yüzey metal ile bitirildiğinde daha konservatif preparasyon yapılarak diş yapıları korunmuş olur. Bu tip tam metal kaplamalı bitimlerde kronun kenarlarında metal ile bitim yapılmaz ve basamak bitimli restorasyonlarda bu daha da zordur (Mannocci ve Cowie, 2014).

2.3.4. Endokron Restorasyonlar

Adeziv diş hekimliğindeki ilerlemeler koronal madde kaybı fazla olan dişlerin restore edilmesinde kanal içi postların kullanılmadan onleylerin ve overleylerin yapılması ve

tutuculuk amacıyla pulpa odasının kullanılmasını olanaklı kılmıştır. Bu restoratif işlemler asitle pürüzlendirilebilen seramiklerin, dentin adezivlerinin ve rezin simanların gelişmesiyle uygulamaya geçmiştir. Bu gelişmeler, endodontik olarak tedavi edilen dişlerde endokron restorasyonlar adı verilen pulpa odasını tutuculuk amacıyla kullanan total kronların yapılmasını hayata geçirmiştir (Dietschi ve diğerleri, 2008; Lise ve diğerleri 2017; Sedrez ve diğerleri 2016).

Endokron restorasyonla ilgili ilk çalışma, Pissis tarafından 1995 yılında yayınlanmıştır. Çalışmada aşırı koronal yapı kaybı olan dişlerin restorasyonunda seramik monoblok tekniğinden bahsedilirken, 1999 yılında Bindl ve Mörmann Post-Kor ile desteklenmiş kronlara alternatif olarak "endokronu" tek parça seramik restorasyon olarak sunmuşlardır (Bindl ve Mörmann,1999; Pissis, 1995).

2008 yılında Lander ve Dietschi ilk klinik endokron makalesini yayınlamışlardır. 2009'da bu tür restorasyonların materyal seçiminde, seramiklerin kompozit rezinlere göre daha üstün olduklarına dikkat çekilmiştir (Lander ve Dietschi, 2008).

Pissis, Lander ve Dietschi'nin 2008 yıllarında endokron üzerine sundukları raporları, 2009'da Magne ve Knezevicin estetik restoratif materyal seçiminde kompozitlere karşılık seramikleri ön plana çıkarmaları ile desteklenmiştir (Magne ve Knezevic, 2009).

Yeterli diş dokusu varlığında adeziv sistemler ve rezin esaslı yapıştırma simanları, yeni teknik ve materyallerin gelişmesi ile birlikte, avantaj sağlamaktadır. Endokron, tam kron ve pulpa odası ve/veya pulpa kanallarını içine alan monoblok bir yapıdır. Bu teknik, stabilite ve retansiyon sağlamak amacıyla pulpa odası yüzeyinin adeziv bağlanma için kullanılabilmesi esasına dayanır (Lander ve Dietschi, 2008).

Endokron aşırı madde kayıplı büyük azı dişlerin endodontik tedavi sonrasında endikedir. Bu tek parça seramik adeziv restorasyon, biyomekanik özel preparasyon tekniği gerektirir. Servikal kenarda butt-joint formu, kök kanal içine uzanmayan pulpa odası preparasyonu, kalan diş yapısına daha güçlü ve uzun süreli bir dayanım sağlar.

Endokronlar; klinik kron boyu yetersiz, intraokluzal mesafesi kısıtlı, kalsifiye kök kanallı, geniş diş doku kayıplarında, yeterli ferruleye izin vermeyen durumlarda ve ince köklerde endikedir.

Adezyondan emin olmadığımız, pulpa odasının derinliğinin 2mm'den az olduğu durumlarda veya servikal kenarın genişliği 2mm'den az olduğu durumlarda ise endokron kontraendikedir.

Endokronların; estetik ve konservatif olması, biyouyumlu, periodontal dokularla uyumlu, anatomik olarak farklı yapıda kök kanallarında (eğimli, geniş, ince) uygulanabilirliği, kök perforasyonu riski olmaması ve zamandan kazanç sağlaması önemli avantajlarıdır (Bindl ve diğerleri, 2005; Lander ve Dietschi, 2008).

Endokron restorasyonların preparasyonu

Preparasyonda hedef okluzal yüzde aksiyal uzun eksen yönünde 2 mm'lik bir kesim yapmaktır. Bu kesim işlemi 2 mm derinlikte oluklar açarak elde edilebilir. Ardından yeşil elmas tekerlek frez kullanılarak okluzal yüzey oluşturulur. Frezin şekli okluzal yüzeyin düşürülmesini kontrol edecek ve düz bir yüzey elde etmeyi sağlayacak şekilde servikal kenarın veya basamağın pozisyonunu belirler. Servikal kenar dişetin üzerinde olmalıdır. Ancak klinik etkenler veya estetik gereksinim nedeniyle dişeti kenarı hizasına kadar uzanabilir. Diş eti kenarı farklı seviyelerde olabilir, merdiven etkisini yaratmaması için 60°'den fazla seviye farklılığı olmamalıdır. Mine kenarları 2mm kalınlıktan fazla kaldırılmamalıdır.

Aksiyal preparasyonda öncelikle tutucu bölgelerin elimine edilmesini gerekir. Silindirik konik yeşil elmas frez, okluzal yakınsaklığı 7° olacak şekilde koronal pulpa odası ve endodontik giriş kavitesi devamlılığını sağlar. Pulpa odası duvarından çok fazla doku kaldırmak kalınlığını ve servikal bandın genişliğini azaltacaktır. Kavite derinliği en az 3mm olmalıdır.

Servikal bandın polisajı sırasında kullanılan frez, aksiyal preparasyonda kullanılan frezin aynısıdır sadece daha büyük çaplı ve daha ince partiküllüdür. Tüm yüzey

etrafında servikal bant üzerindeki mikro bozuklukları gidererek ve düz cilalı bir yüzey elde edilmelidir. Kenar çizgisi keskin ve düzgün olmalıdır.

Kavite tabanı preparasyonunda pulpal kanal girişleri açıktır. Eyer şeklindeki kavite tabanının anatomisini bozmamak için guta-perkalar 2mm'den fazla kaldırılmamalıdır. Kanal girişlerinin bütünlüğünü korumak için aşındırıcı aletlerin kullanılmaması gerekir. Dentinin aşındırılması tavsiye edilmez.

Pulpa odasının ve duvarlarının temizlenmesi için ultrason tavsiye edilmektedir. Abrasyon endike değildir (Fages ve Bennasar, 2013).

2.4. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri

CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) tekniği optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile bazı sistemlerde direkt ağız içinden bazılarında ise model üzerinden, prepare edilen dişlere ait bilgiler taranır ve dijitalize veriler bilgisayara aktarılır. Bu şekilde üç boyutlu tasarımlar oluşturulur. Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı aletlere aktarılarak çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış diş renginde indirekt restoratif materyal blokların freze edilmesi yolu ile istenilen restorasyonlar elde edilir. Freze işlemini takiben oklüzal uyumlama, cilalama işlemleri ve simantasyon yapılır (Tinschert, Natt, Hassenpflug ve Spiekermann, 2004).

Optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayar ortamında görüntülenebilmesi ilk olarak 1977'de Amerika'da Bruce Altschuster tarafından gerçekleştirilmiştir (Young ve Altschuler, 1977).

CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğinde kullanımı ise ancak 1980'li yıllarda başlamıştır. 1984'te Fransız Francois Duret, sistemi geliştirmiş ve dişin ağız içi optik ölçüsünü alma, fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve kesim işleminde freze hareketlerini kontrol edebilen sistemi kullanmış ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. Paul Heitlinger ve Frederic Rodder, 1979 yılında

CAD/CAM sistemleri üzerine çalışma yapmışlar ve ardından üretim maliyeti ve uygulanabilirliği, Cerec sistemi ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir. Bu sistem, aynı gün içinde restorasyonun yapımını mümkün kılmış ve diş hekimleri arasında popüler hale gelmiştir (Liu, 2005; Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama ve Tamaki, 2009).

Matts Anderson 1993 yılında Procera Sistemini geliştirmiş ve bu sistemde altın ve nikel-krom alaşımları kullanılmıştır. Fakat titanyumun dökümünün zor olması farklı altyapıların üretilmesini gündeme getiren CAD/CAM teknolojisi tanıtılmıştır (Miyazaki ve diğerleri, 2009).

Bu sistemler, hazırlanmış olan kavitenin hasta başında direkt olarak ağız içi kamera ile dijital olarak taraması yapılmış restorasyon tasarımını takiben klinikte bulunan cihazda seramik bloktan inley üretilmiştir. Bu sistemle tek seansta restorasyon yapılması mümkün olduğu için gerçek bir yenilik olarak kabul edilmiştir (Karaalioğlu ve Duymuş, 2008).

Günümüzde CAD-CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, tam kuron ve köprü sistemleri hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır (Fasbinder, Dennison, Heys ve Lampe, 2005; Marchack, 2007; Strub, Rekow ve Witkowski, 2006; Williams, Bibb ve Rafik, 2004).

CAD/CAM sistemlerinin avantajları

- Dijital ölçü alma yöntemi ile geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır.
- Daha kısa süre içinde daha uyumlu restoratif materyaller ile hazırlanmış restorasyonlar elde edilebilmektedir.
- Bu sistemler ile birlikte hata potansiyeli minimuma indirgenmiş ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir.
- Tek seansta uygulamalar yapılabilirdiği için hem hasta hem de hekim açısından zaman kaybı engellenmiştir.

- Çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron ve çeşitli altyapıların hazırlaması gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır (Duret ve Preston, 1991; Feuerstein, 2004; Liu, 2005; Palin ve Burke, 2005).

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

- CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM uygulamaları henüz ekonomik değildir.
- Monokromatik blokların kullanılması ön bölgede ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların geliştirilmesi ve farklı boyama kitleri sayesinde bu sorun aşılmaya başlanmıştır.
- Derin subgingival kenarlara sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte ve bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir.

Günümüzde CAD/CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ortamında tasarlandıktan sonra, bilgisayar destekli freze sistemleri ile diş renginde indirekt restoratif materyal bloklardan aşındırılarak üretilmektedir. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (Christensen, 2001; Davidowitz ve Kotick, 2011; Siervo, Pampalone, Valenti, Bandettini ve Siervo, 1992).

2.5. Cerec Sistemi

Cerec sistemi klinikte ilk kullanılan ve en yaygın CAD-CAM sistemidir. 1985 yılında Mörman ve Brandestini 3 eksenli aşındırma yapan Cerec 1 (Brains, Zürih, İsviçre) sistemi sunmuşlar, ardından 1988 yılında Siemens (Munich, Germany) firması Cerec 1 (B)'i sonra da diğer sistemlerden daha gelişmiş olan birinci modelin 3'cü versiyonunu piyasaya sürmüşlerdir. 1994 yılında Cerec 2 sistemi ile (Siemens, Bensheim, Almanya) 8 eksenli aşındırma yapabilen, inley, onley ve kron gibi daha kompleks restorasyonlar yapabilmıştır (Fasbinder, 2006; Mörmann, 2006).

Sirona 2000 yılında Cerec 2 sistemini geliştirerek Cerec 3 (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemini üretmiştir. İnternet bağlantılı multimedya, ağız içi kamera ve dijital radyografiler ile beraber sunulmuştur. Bu sistemde tarayıcı (Cerec In Eos Scanner) ve Windows NT yazılımı kullanılmıştır.

İlk CEREC sisteminin dezavantajları, restorasyonların zayıf marjinal uyumları ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesinde görülen başarısızlıkları (Otto ve De Nisco, 2002).

CEREC 2 sistemi ile beraber bu problemler aşılmış ve CEREC 3 sistem ile yüksek başarı oranıyla restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur (Liu ve Essig, 2008; Mörmann ve Bindl, 2002).

2011 yılında daha kullanışlı ve arayüzü geliştirilmiş Cerec SW yazılımı sunulduktan sonra günümüze kadar gelişmiş ve Cerec SW 4.4.4 güncellenmiş yazılımıyla Cerec Omnicam ağız içi kamerasının kullanıldığı en güncel yazılımı ortaya çıkmıştır. Omnicam pudra kullanılmadan renkli 3 boyutlu ölçü alınmasını ve dış yüzeyine 0-15 mm gibi bir yakınlıktan ölçü alımını sağlamaktadır (Sirona, 2017).

Cerec sisteminin en büyük avantajlarından biri, tek seansta restorasyonun tamamlanıp ağıza simante edilebilmesidir. Bir kronun hazırlanma süresi yaklaşık 20 dakikadır (Estafan, David, David ve Calamia, 1999; Mörmann ve Bindl, 2002).

2.5.1. Cerec Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması (CAI-Computer Aided Impression)

Cerec Omnicam gibi ağız içi tarama yapan cihazlar ışık kaynağı kullanırlar. Omnicam tarama sırasında aktif triangulasyon yöntemi kullanarak değerleri hesaplar. Ağız içi yüzeylerden yansıyan şerit şeklinde (stripe patterns), farklı dalga boylu ışıklar optik kuruluma gönderilir ve CCD (Charge-Coupled Device) ile kaydedilir ve böylece üç boyutlu görüntü elde edilmiş olur.

Cerec Omnicam çalışılacak bölgenin okluzalinden taramaya başlayarak küçük hareketler ile lingual/palatinal ve vestibular bölgenin taranması ile ölçü alınır ve bilgisayara aktarılıp kaydedilir. Omnicam devamlı görüntü almaktadır ve tarama

yapılırken dişe çok yakın mesafede kullanılabilir (Davidowitz ve Kotick, 2011; Kurz, Attin ve Mehl, 2015).

2.5.2. Cerec Sisteminde Restorasyonun Tasarımı (CAD-Computer Aided Design)

Dijital ölçü alındıktan sonra sıra bilgisayar üzerinden tasarıma gelmektedir. Alınan ağız içi görüntü bilgisayara üç boyutlu yansır. Model üzerinde marjin çizimleri gerçekleştirildikten sonra, restorasyonun kaviteye giriş açısı ayarlanır ve dişin morfolojik formunu, aproksimal ve okluzal değişimleri otomatik olarak ayarlayan aşamaya geçilir. Ayrıca, "undercut" gibi istenmeyen bir durumda sistem uyarı vermekte ve hatayı düzeltme olanağı sağlamaktadır. Sistemin otomatik olarak belirlediği model üzerinde istenilen tüm değişiklikler yapılabilir. Temas genişliği, diş ile restorasyonun siman aralığı ayarlamaları da sistemde yapılabilmektedir (Strub ve diğerleri, 2006).

İstenilen restorasyonun tüm özellikleri ayarlandıktan sonra kazıma işlemi aşaması ekranında restorasyonun blok üzerindeki yeri belirlenir ve sisteme kaydedilen restorasyon kazıma cihazına gönderilmek için hazır hale gelir (Mehl, Ender, Mormann ve Attin, 2009).

2.5.3. Cerec Sisteminde Restorasyonun Üretimi (CAM-Computer Aided Manufacturing)

Restorasyonun tipi, büyüklüğü ve rengine göre seçilen seramik blok kazıma cihazında bulunan metal bir tutucuya yerleştirilir. Blok yerine vidalanıp cihaz kapağı kapandıktan sonra kesim işlemi silindirik ve konik uçlu iki elmas frez yardımıyla basınçlı su spreyi altında kesim işlemine geçilir. Kazımaya başlamadan önce kontrol yapan cihaz, frezlerden herhangi birinde aşınma, kırık veya bloğun tam yerleştirilmemesi durumunda uyarı vermekte ve işlemi durdurmaktadır. Tamamlanan restorasyonun kesim işlemi bittikten sonra cihazın kesim bölmesinin alt kısmındaki hazneye düşer. Kendi içinde döndürülen su sistemine sahip olan cihazın pompa ve su deposu cihazın gövde kısmındadır. Suyu filtreleme yöntemiyle temizler ve kesim sırasında kopan seramik parçalarının mikropöröz filtrede

kalmasını sağlar. Kazıma işlemi tamamlanan restorasyon üretici firmanın önerdiği şekilde polisaj ve glazür işlemi yapılır ve ağız içi uygulama aşamasına geçilir (Reiss, 2001; Strub ve diğerleri, 2006).

2.6. Diş Renginde CAD/CAM Restoratif Materyaller

Lava Ultimate

Lava Ultimate bloklar, ağırlıkça %80 nanoseramik materyalden oluşan, nanomer ve nanokluster dolduruculardan formüle edilmiş diş renginde restoratif materyallerdir. Nanomer doldurucular, tekli dağılıma, kümeleşmeyen ve bir araya toplanmayan nanopartiküllerdir. İki tip nanomer içermektedir: 20nm çapında silika nanomer ve 4 ile 11nm çapında zirkonya nanomer. Nanokümeli doldurucular ise birbirine bağlı nanopartiküllerin kümeleşmesinden oluşur ve ortalama boyutları 0.6-10 mikrometredir. Nanokümelere içeren formülasyonlara nanomer partiküllerin ilave edilmesi doldurucu partiküller arası boşlukları azaltmaktadır ve böylece mükemmel sertlik, kırılma ve aşınma dayanıklılığına sahip olur.

Lava Ultimate nanopartikülleri kendine özgü bir yöntem ile silan bağlayıcı ajanı ile muamele edilmiştir. İşlevsel hale getirilen silan üretim sırasında kimyasal olarak nanoseramik doldurucuların yüzeyine ve rezin matrikse bağlanır. Ayrıca, nanokümelere ve nanopartiküller önemli derecede geliştirilmiş polisaj ve optik özelliklere sahiptir. Üretici firma, feldspatik seramik (140 MPa) ve lösit ile güçlendirilmiş porselen (160 MPa) bloklara kıyasla Lava Ultimate blokların (200 MPa) bükülme dayanıklılıklarının daha yüksek olduğunu bildirmiştir (Eryürük, 2013; Lava Ultimate Technical Product, 2000, Ritika, 2015).

Cerasmart

Rezin ve seramik materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini bir arada bulandıran rezin nanoseramik bloklar olarak piyasaya sürülmüştür. Cerasmart, %71 silika ve baryum cam nanopartiküllerinden oluşan matriks içerisine dağılmış %29 rezin içermektedir. Nanokümelere büyüklüğü 20-300nm arasındadır. İçeriğinde Bis-MEPP (2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil) propan), DMA (dimetakrilat) ve UDMA

(üretan dimetakrilat) bulunur. Bu özellikler diş renginde restoratif materyal olan Cerasmat'ı güçlü ve kuvvetleri absorbe eden bir materyal haline getirmektedir. Özellikle implant üstü, kron, endokron, onley ve inley gibi restorasyonların kullanımı için uygundur. Yüksek direnç özelliğine sahip olması ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü sayesinde çiğneme esnasında dişe iletilen kuvvetleri diş ile birlikte absorbe edebilir. Cerasmart CAD/CAM restoratif materyaller fatik kuvvetler altında diğer CAD/CAM seramiklere göre daha az çatlak göstermektedir. Ayrıca, dişte minimum kesim yapılabilmesine olanak sağlayan minimal invaziv restorasyonların uygulanmasında endikedir (Awada ve Nathanson, 2015; Cerasmart Technical Product, 2000; Koizumi ve diğerleri, 2015, Ritika 2015).

IPS e.max CAD (Lityum disilikat cam seramik)

Tam seramik materyallerde, yapının güçlendirilmesi için kullanılan dolduruculardan biri lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Lityum disilikat mikroyapısı, çok yönlü dağılım gösteren ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristal yapı, materyal içinde, çatlakların yayılımını engelleyerek, materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (Anusavice, 2003).

Lityum disilikat cam seramik materyallerin, bükülme direnci ve kırılma dayanımı değerleri, CAD/CAM tekniği ve ısı altında basınç ile presleme tekniği için sırasıyla, 360 MPa, 2.25 MPa ve 400 MPa, 2.75 MPa'dır. Bu değerler, diğer cam seramik materyallerden önemli derecede yüksektir (Reich, 2015 ve Tysowsky, 2009).

Lityum disilikat indirekt restorasyon uygulamalarında, adeziv simantasyon işleminden önce restorasyon iç yüzeyinde asit uygulaması ile pürüzlülüğünün artırılması, restorasyonun daha iyi mikromekanik kenetlenme ve yapıştırma simanı ile daha kuvvetli bağlanma sağlar. Birçok in vitro çalışmada, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri test edilmiş. Silika esaslı seramik restorasyon iç yüzeyleri için, en uygun yüzey pürüzlendirme işleminin, hidroflorik (HF) asit ile pürüzlendirme ve bunu takiben silan uygulama işlemi olduğu belirtilmiştir. Silan, restorasyon iç yüzeyinde ıslanabilme özelliğini geliştirir ve pürüzlendirilen porselen/seramik yüzeyine güçlü kimyasal siloksan bağları oluşturur (Gehrt, Wolfart, Rafai, Reich ve Edelhoff, 2013; Reich, 2015).

Adeziv simantasyon tekniği, inley, onley, parsiyel kron ve veneer restorasyon uygulamaları için zorunlu iken tek kron restorasyon uygulamaları adeziv veya geleneksel simantasyon tekniğine izin verir. Lityum disilikat seramik restorasyonların klinik ömrünün kabul edilebilir uzunlukta olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, monolitik lityum disilikat seramik kron restorasyon uygulamaları için de kabul edilebilir (Marquardt ve Strub, 2006; Reich, 2015, Valenti, 2009).

2.7. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Rezin esaslı simanlar sıklıkla diş renginde indirekt restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır. Bu simanlar polimerizasyon reaksiyonunda rol oynayan farklı monomerler içerir. İndirekt restorasyonların altında birçok vakada ışıkla aktivasyonu sınırlı olmasından dolayı kimyasal aktivatörlere gereksinim vardır. Kamforokinon ışık aktivasyonda, benzol peroksit kimyasal aktivasyonda başlatıcı olarak rol oynar. Bu aktivasyonlarla oluşan serbest radikaller polimerizasyonu başlatır (Calgaro, Furuse, Correr, Ornaghi ve Gonzaga, 2013; Kumbuloglu, Lassila, User ve Vallittu, 2004).

Serbest radikaller çift karbon bağlarının kırılmasıyla tek karbon bağlarını meydana getirir ve bunlar monomerlere bağlanır ve bu bağlanma devamında polimerik zincirler oluşur. Genelde rezin simanlarda alifatik çift karbon bağlarının tek karbon bağlarına dönüşümü polimer ağını oluşturur (ortalama %60). Bu reaksiyon yeni bağlar oluşturmayacak şekilde giderek yavaşlar (Moraes ve diğerleri, 2009; Svizero ve diğerleri, 2013).

Rezin simanlar indirekt restorasyonlarda sıklıkla kullanılır. Mekanik özellikleri dişlere benzer ve geleneksel simanlardan daha üstündür (Hofmann, Papsthart, Hugo ve Klaiber, 2001). Restoratif materyal ve diş adeziv sistem ile veya adeziv sistem olmadan bağlanır (Nalcaci, Kucukesmen ve Uludag, 2005).

Geleneksel simanlara göre optik özellikleri daha iyidir. Ancak polimerizasyonunun tam olmaması nedeniyle absorpsiyon ve erirililik değerleri yüksektir ve hızla restorasyon kenarlarında çözünerek diş ile restoratif materyal arasında bağlanma dayanımının azalmasına neden olur. Dolayısıyla klinikte restorasyon kayıpları,

sekonder çürük ve kırıklarla karşı karşıya kalınır (Arrais, Giannini, Rueggeberg ve Pashley, 2007; D'Arcangelo ve diğerleri, 2014; Ilie ve Hickel R, 2008).

Rezin simanların polimerizasyonunda rol oynayan çeşitli faktörler indirekt restorasyonların ömrünü etkiler. Bunlardan bazıları; materyalin içeriği (monomerler ve diğer aktivasyon sistemleri), siman ve bağlayıcı arasında istenmeyen etkileşimler, simante edilen restorasyonun optik özellikleri, kalınlığı ve ışıkla aktivasyon özelliğidir (Chang ve diğerleri, 2014; Kitasako, Burrow, Katahira, Nikaido ve Tagami, 2001).

2.7.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlardaki poliakrilik asitlerin yerini hidrofilik metakrilat monomerlerin almasıyla oluşur (Rosensteil ve diğerleri, 1998).

Bu çift veya üçlü sertleşen materyallerin bağlanma dayanımları ve flor salımı geleneksel cam iyonomer simanlardan daha fazladır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha gelişmiş materyallerdir (Xu ve Burgess, 2003).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar klasik cam iyonomer simanlar gibi florür rezervuarıdır ve biyolojik uyumu iyidir (Inoue ve diğerleri, 2004).

Simante edilen restorasyonun kenarında siman film kalınlığı 20-30µ'dur. Ancak, yapılan çalışmalarda flor salan simanların restorasyon kenarlarında çürükleri azaltmadığı gösterilmiştir (Peutzfeldt, 1996).

Bu simanlar diş yapılarına bağlanabilir ve doğru karıştırıldığında mikrosızıntısı ve nemli dentine uygulandığında simantasyon sonrası termal duyarlılığı azdır (Rosensteil ve Rashid, 2003).

İçeriklerine belli oranda hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisidil dimetakrilat (bis-GMA) gibi rezinler ilave edilmiştir. Rezin modifiye cam iyonomer

yapıştırma simanı; rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer, rezinomer, hibrit iyonomer gibi isimlerle de anılır (Rosenstiel, 1998).

En büyük avantajları ışıkla ve kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olmaları dolayısıyla manipülasyon kolaylığı ve flor salımıdır. Bağlantı için yüzey işlemlerine gerek duyulmaz ve düşük film kalınlığına sahiptirler. İçerikleri esas olarak %80 cam iyonomer siman ve %20 rezinden oluşmaktadır. Likidi, ışıkla polimerize olan HEMA (hidroksi-etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik ve poliakrilik asit ve %8 sudan oluşur. Tozu ise florealüminosilikat, cam tozlarıdır (Caughman ve diğerleri, 1990).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar diş hekimliği pratiğinde çok geniş kullanım alanı bulsa da dezavantajlara sahiptirler. Herhangi bir yüzey işlemine gerek duymadan diş dokusuna tutunabilirler. Ancak her defasında mine ve dentine yeterli bağlantı göstermeyebilir ve diş renginde indirekt restoratif materyallerin simantasyonunda endike değildirler (Van Meerbeek, Yoshida ve Inoue, 2006).

Günümüzde kullanılan bazı rezin modifiye cam iyonomer simanlara örnek olarak: Nexus RMGI (Kerr, West Collins Avenue, USA), FujiCEM 2 (GC Corp., Tokyo, Japan) ve RelyX Luting Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany) gösterilebilir.

2.7.2. Kendinden Adeziv (Self Adhesive) Rezin Simanlar

Kendinden adeziv simanlar, rezin simanların en yeni sınıflamasıdır. Seramik restorasyonların yapıştırılmasında altın standart, bir adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonunun kullanılmasıdır. Ancak, literatürde ve pratikte bu metod klinik olarak başarılı olmakla beraber teknik duyarlılığı ve uygulama süresi uzun olan bir materyal olarak tanımlanır. Bundan dolayı, adeziv yapıştırma yöntemlerinin basitleştirilmesi amacıyla yapılan araştırmalar sonucunda 2002 yılında ilk kez kendinden adeziv dual sertleşen bir materyal olan RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Germany) tam seramik restorasyonların diş sert dokularına herhangi bir hazırlık yapılmaksızın yapıştırılması amacıyla diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (Baader ve diğerleri, 2016).

Kendinden azdeziv rezin simanlar fosforik veya karboksilik asit ile modifiye metakrilatlar içerir. Aynı zamanda, modifiye monomerler dış sert dokuların hidroksi apatiti ile ve simanın inorganik doldurucuları ile reaksiyona girerler. Kalan asit monomerlerden oluşan suyun reaksiyonu, hidrofiliği azaltır ve hidrofobikliği artırır (Baader ve diğerleri, 2016).

Tam seramik kronlar, lamina venerler, porselen inley, onley ve endokron restorasyonların simantasyonuna estetik olarak uygunluk gösterirler. Ayrıca metal destekli kron ve köprülerin, metal post ve fiber postların simantasyonu gibi geniş endikasyonları vardır (Behr, Rosentritt, Regnet, Lang ve Handel, 2004).

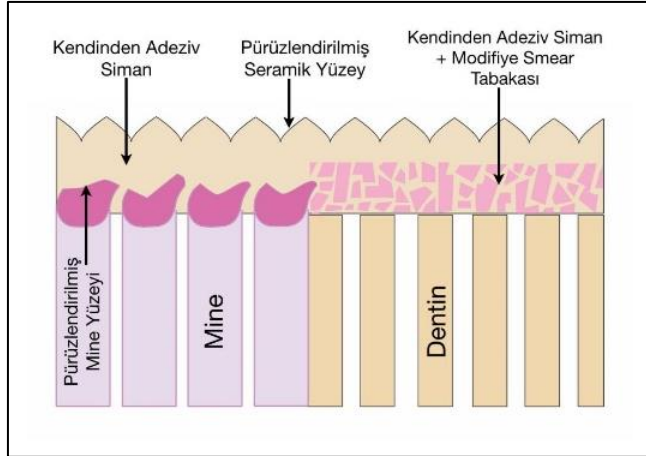
Mine ve dentine bağlantı için ara aşamaların uygulanmasını gerektirmezler. Adeziv simantasyon işlemini basitleştirerek zaman kazandırır. Kendinden adeziv simanlar akrilik veya diakrilat monomerler ve kendinden adeziv özelliğini oluşturan asidik adeziv monomerler içerirler (Powers, 2008; Robles, Yaman, Dennison, Neiva ve Razzoog, 2008).

Diş dokusunun fosforik asitle pürüzlendirilme gerektirmemesi, demineralizasyon bölgesi ve penetrasyon derinliğinin aynı olmasından dolayı nanosızıntı oluşmaması, smear tabakasının kaldırılmaması, dentin tübüllerinin açılmaması, dentin tübüllerinden sızabilecek düşük moleküler ağırlıkta asitlerin olmaması, tek aşama olması ile çabuk ve kolay uygulanabilmeleri ve post operatif hassasiyetin oluşmaması gibi avantajları vardır. Bununla birlikte, smear tabakasının kısıtlı demineralizasyonundan dolayı mine ve dentine çok sınırlı bağlantı oluşturduklarını gösteren çalışmaların sayısı da fazladır (Al-Assaf ve diğerleri, 2007; Ferracane ve diğerleri, 2011; Gerth ve diğerleri, 2006;22: 934–941).

Dentine olan bağlantılarının mineye göre daha iyi olmasından dolayı, mineye yapılan asitleme ile bağ dayanımlarının yaklaşık 2 kat artırılacağı belirtilmektedir (Burgess ve diğerleri, 2010; De Munck ve diğerleri, 2004).

Kendinden adeziv rezin simanlarda, tüm materyal tiplerinin farklı komponentlerinin başarıyla birleştirilmesi sonucu geleneksel ve adeziv yapıştırma tekniklerinin avantajları bir araya getirilmiş, tamamen yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon

başlatıcı teknoloji oluşturulmuştur. Prensip olarak fosforlanmış metakrilatlar self-adezyon meydana getirebilirler ve diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır (RelyX U200, 2002) (Resim 2.1.)



Resim 2.1. Kendinden adeziv simanların mine ve dentine bağlanması (Burgess ve Ghuman, 2008)

Bu simanlarla yapılan in vitro çalışmalarda, fiziksel ve bağlanma özelliklerinin iyi olduğu belirtilmekle beraber, smear tabakasının yetersiz demineralizasyonu dolayısıyla mine ve dentine daha az bağlantı yaptıkları da bildirilmiştir (Al-Assaf ve diğerleri, 2007; Burke ve diğerleri, 2006; De Munck ve diğerleri, 2004; Gerth ve diğerleri, 2006; Hikita ve diğerleri, 2007).

Günümüzde kullanılan kendinden adeziv simanlar; RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany), RelyX Unicem, Unicem 2 (3M ESPE, Seefeld, Germany), Clearfil SA (Kuraray, Tokyo, Japan), GCEM (GC Corp., Tokyo, Japan), SmartCem 2 (Dentsply, West Clarke Avenue, USA), BisCem (Bisco Inc., Schaumburg, USA), Bifix SE (Voco, Cuxhaven, Germany), Speed Cem (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Maxcem Elite (Kerr, West Collins Avenue, USA)'dir.

2.7.3. Kompozit Rezin Simanlar

Genellikle organik polimer matriks içerisinde inorganik doldurucular, bağlantı ajanları, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler.

Farklı yüzeylere bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük rezin simanlar, rezin kompozit, seramik, fiber ile güçlendirilmiş kompozit inley, onley, lamina, kron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılmaktadır (Diaz, Vargas ve Haselton, 1999; El-Mowafy, 2001; Hikita ve diğerleri, 2007; Krämer, Lohbauer ve Frankerberger, 2000; RelyX U200, 2015).

Diş renginde indirekt restorasyonların yapıştırılmasında bağlayıcı ajanların rezin siman ile birlikte kullanımının polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bildirilmiştir (Baader ve diğerleri, 2016).

Kompozit rezin simanlar, mekanik özellikleri en yüksek olan siman grubudur. Doldurucu içerikleri ağırlıklarının %50-70'i cam ve ya silika partiküllerinden oluşabilmektedir. Dolayısıyla baskı ve gerilme dirençleri çok yüksektir. Çözünürlüğü en düşük olan yapıştırma simanlarıdır (Ergüven, 2005; Rosensteil ve diğerleri, 1998).

Rezin simanların manüplasyonlarının güç olması kullanımlarını sınırlayabilmektedir. Ancak, manüplasyon tekniklerini zorlaştıran adeziv uygulamaların, tutuculuğu arttırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmakta olduğu bildirilmektedir (Bitter, Priehn, Martus ve Kielbassa, 2006; Cura, Saraçoğlu ve Çötert, 2003).

Seramik restorasyonların yapıştırılmasında dentin bağlayıcı ajanların rezin siman ile birlikte kullanımının polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bildirilmektedir. Son yıllardaki çalışmalar rezin simanların mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır (Burgess ve Ghuman, 2008; Öztürk ve Aykent, 2001).

Seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için adeziv bağlanma ana etkidir. Ayrıca, hem diş hem de indirekt restorasyonların kırılma dayanımlarını artırır, mikrosızıntıyı minimuma indirger ve kenar adaptasyonunu temin eder. Bununla birlikte, adeziv simantasyon diş dokularının ön hazırlık basamakları ve diş renginde indirekt restoratif materyal için özel işlem gerektirir (Spitznagel ve diğerleri, 2014).

Kompozit rezin simanlara örnek olarak: Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan), RelyX ARC (3M ESPE, Sumaré, Brazil), RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany), PANA VÍA SA Cement Plus (Kuraray, Maiden, USA) Choice 2 (Bisco Inc., Schaumburg, USA), RelyX Veneer (3M ESPE, St.Paul, USA), NX3 Nexus (Kerr, West Collins Avenue, USA) ve Calibra (Dentsply, Caulk, Germany) verilebilir.

2.8. Adeziv Sistemler

Diş renginde estetik indirekt restorasyonların yapıştırılmasında rezin simanlar kullanılır (Akaltan, 2002; Alaçam ve diğerleri, 1998; Blatz, Sadan ve Kern, 2003; El-Mowafy, 2001; Hikita ve diğerleri, 2007). Tutuculuğun artırılması ve mikrosızıntının azaltılması amacıyla bu simanların adeziv sistemlerle birlikte uygulanması gerekmektedir. Adeziv simantasyon uygulamalarında diş dokusuna yapılacak ön işlemler kullanılan sisteme göre; asitle pürüzlendirmeli ve yıkamalı (etch&rinse), primer ve adeziv uygulaması kendinden pürüzlendirmeli (self&etch) ve universal tek aşama adeziv sistem şeklinde olabilmektedir (Cura ve diğerleri, 2003; Johnson ve diğerleri, 2005; Uy ve diğerleri, 2006).

2.8.1. Pürüzlendirmeli ve Yıkamalı Adezivler (Etch&Rinse Adhesives)

Bu sistemde asit (genellikle %30-40'lık fosforik asit) uygulanır ve yıkanır. Asit uygulaması smear tabakasının kısmen yada tamamen uzaklaştırılarak smear tabakası altında olan dentin tabakasının demineralize olmasına, dentin kanallarının açılmasına, kollojen fibrillerin açığa çıkarılmasına ve intertübüler dentinin pörözitesinin artmasına neden olur. Kullanılan asit tipine, uygulanma süresine, konsantrasyonuna, pH derecesine göre dentin dokusunda oluşan demineralizasyonun derinliği 7.5 µm'ye kadar çıkabilmektedir.

Klinik uygulamaların 2. aşamasında primer uygulanır. İçerisinde HEMA, NPG-GMA, PENTA gibi farklı komponentler bulunan primerlerin yüzeye uygulanmaları ve yapılarındaki çözücünün uçmasının ardından ince bir tabaka halinde yüzeye bağlandıkları, dentin sıvısındaki proteinlerin denatürasyonunu başlattıkları, dentin geçirgenliğini ve dentin sıvısının dışarı doğru hareketini azalttıkları ve böylece dentin

duyarlılığının klinik semptomlarını daha aza indirgeyebildikleri bildirilmiştir (Roberson, Heymann ve Swift, 2006).

Pürüzlendirmeli ve yıkamalı sistemlerin klinik uygulamalarının son ve 3. basamağını adeziv ajan uygulaması oluşturur. Sistemde yeralan adeziv ajan hibrit tabakanın sabitlenmesine, dentin kanalları ile lateral dallarının içerisinde resin uzantıların oluşumuna olanak sağlar (Dayangaç, 2011; Gökalp ve Ayvaz, 2002).

Bu yüzey pürüzlendirme işleminden sonra primer ve ardından adeziv uygulanarak üç aşamalı işlem tamamlanır. Basitleştirilmiş iki aşamalı etch&rinse adezivlerde ise yüzey pürüzlendirme sonrası primer ve adeziv resin uygulaması tek aşamada tamamlanır. Asit ile pürüzlendirme ve yıkamalı teknik mineye en etkin ve dayanıklı bağlanmayı sağlayan yöntemdir (El-Mowafy, 2001; Spitznagel ve diğerleri, 2014; Van Meerbeck ve diğerleri, 2003).

2.8.2. Kendinden Pürüzlendirmeli Adezivler (Self-Etch/Etch&Dry Adhesives)

Kendinden pürüzlendirmeli adeziv kavramı, yüzey hazırlanmasını (conditioning) ve primer uygulamasını (priming) eş zamanlı olarak gerçekleştiren polimerize olabilen asidik monomerlerin kullanılması esasına dayanır. Bu yüzden kendinden pürüzlendirmeli sistemler fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için gerekli yıkama işlemini ortadan kaldırırlar. En yaygın olarak kullanılan kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemler iki aşamadan oluşur. Birincisi mine ve dentin yüzeyinin kendinden pürüzlendirme özelliği bulunan primer ajanı ile hazırlanması, ikincisi ise adeziv resinin uygulanmasıdır (Blatz ve diğerleri, 2003; Miguez, Castro, Nunes, Walter ve Pereira, 2003; Moszner, Salz ve Zimmermann, 2005).

Diğer kendinden pürüzlendirmeli sistem uygulaması ise adeziv ve primerin tek şişede toplandığı tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli primerlerde asit ile pürüzlendirme aşamasının olmaması, bağlanmaya hazırlanan yüzeylerde su ile yıkama işlemine gerek duyulmaması ve sadece hafif bir hava ile kurutulmaları klinik uygulamalara büyük kolaylık getirmiştir. Su ile yıkama gerektirmemeleri özellikle asit uygulaması sonrası yüzeyin fazla kurutulmuş açığa çıkmış kollojen yapılarında çökme veya yine yüzeyin sağlıklı bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma

riskini azaltmaktadır. Bu nedenle geleneksel üç aşamalı sistem ya da tek şişe sistemlere göre daha az teknik hassasiyet gerektirirler. Bu sistemin dezavantajı ise minenin yeterli derinlikte asitlenememesidir (Ateyah ve Elhejazi, 2004; Foong ve diğerleri, 2006).

2.8.3. Universal Adezivler

“Universal”, “Multipurpose” ve ya “all-in-one” diye adlandırılan adeziv sistemler uygulama kolaylıkları ve uygulamada az zaman almalarından dolayı mükemmel yapıştırma ajanları olarak tabir edilmektedirler. Fakat, çoğu araştırmacı, pürüzlendirme ve yıkamalı (etch&rinse) sistemleri mine uygulamasında altın standart olarak kabul etmiş ve özellikle diş renginde indirekt restoratif materyallerin simantasyonunda tavsiye etmektedirler.

Dentin yüzeylerine tek aşamalı adeziv sistemlerin uygulanması kabul görmüş bir yöntemdir ve araştırmacılar tarafından direkt kompozit uygulamalarında ilk tercih olması gerektiği ve klinik durumların değişkenlik göstermesi göz önünde bulundurularak farklı adeziv sistemlerin birbirlerinin artı ve eksilerini tamamlayabileceği vurgulanmıştır (Blatz, 2014; Ozer ve Blatz, 2013; Van Meerbeek ve diğerleri, 2014; Vaz, Hipolito, D’Alpino ve Goes, 2012).

2.9. Dental Materyallere Uygulanan Mekanik Testler

Mekanik testler, materyaller arasında olan bağlanma değerlerini ağız ortamında oluşan kuvvetlere benzer kuvvetler üreterek ölçen sistemlerdir. Farklı alanların araştırmalarında kullanılabilen bu testler sayesinde malzemeler için ön bir değerlendirme sağlanmış olur. Ancak, hiçbir test tek başına ağızda oluşan kuvvetleri taklit etme yeteneğine sahip değildir. Çünkü çiğneme ile oluşan kuvvetler birçok yönde dağılacak ve farklı bileşenler oluşturacaktır (Özpınar, Dünder, Gökçe ve Çömlekoğlu, 2008).

Bir restorasyon tarafından karşılanan okluzal kuvvetlerin bileşkeleri miktar bakımından çok değişkendir ve dolgunun bulunduğu bölgeye ve alt çenenin fonksiyonel hareketlerinin yönüne göre değişkenlik gösterebilir.

Dental materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyonların tasarım sonuçları, mekanik testler yardımı ile incelenir. Üst yapı restorasyonu ve alt yapı arasındaki bağlanma dayanımının niteliksel olarak değerlendirilebilmesinde kullanılan testler, örneklerin kontrollü şekilde kırılmasından elde edilen sonuçlar temel alınarak yapılandırılmıştır (Meerbeek ve diğerleri, 2010; Scherrer ve diğerleri, 2010).

Çalışmalarda bir materyalin dayanıklılığı ile ilgili farklı sonuçlar bildirilmektedir. Örneklerin hazırlanmasına, test yöntemlerindeki farklılıklara ve sonuçların klinik ile olan bağıntısına bağlı olarak üst yapı ve alt yapı arasındaki bağlantının değerlendirilmesi çalışmadan çalışmaya çeşitlilik gösterebilmektedir (Braga, Meira, Boaro ve Xavier, 2010; Panchim, Urapepan ve Kanhanavas, 2003).

Kullanılan materyal kalınlığı ve yapısı, materyalin elastisite modülü, saklama koşulları, ısıl döngü ile yaşlandırma testleri ve yükleme teknikleri bağlanma dayanım değerleri üzerinde önemli etkilere sahiptir (Scherrer ve diğerleri, 2010).

Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak değerlendirilir. Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır (Guazzato, Quach, Albakry ve Swain, 2005).

Bir materyalin dayanıklılığı, performansını doğrudan etkiler. Materyallerin gerilim stresleri farklı testlerle ölçülebilmektedir. Üst yapı seramiği ile alt yapı arasındaki bağlanma dayanımının ölçülebilmesinde kullanılan test yöntemleri örnekler üzerinde oluşan gerilmelerin doğasına göre: bükme, burkulma, makaslama, çekme ve basma olarak sınıflandırılmıştır (Meerbeek ve diğerleri, 2010).

Basma testleri (Compressive tests)

Bir materyalin önemli özgül özelliği olan basınca dayanıklılığı dar sınırlar içerisinde kırıcı bir kuvvet karşısında kırılması olarak tanımlanır. Yada basınç altında kırılmayan bir materyalin kırılma dayanımı, materyalin kırılması için göreceli olarak gerekli olan kuvvet olarak tanımlanabilir.

Basma dayanımı, bir basma testinde bir örneğin orjinal kesit bölgesinde onu parçalara ayıran maksimum yük olarak hesaplanır (Fischer ve Marx, 2002).

Porselen, amalgam ve siman gibi kırılğan ve çekme kuvvetlerine dayanıksız malzemelerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde basma kuvvetleri kullanılır (Craig ve Powers, 2002; Uctasli, 1991).

Silindir şeklindeki kırılğan bir materyale çapı boyunca baskı kuvveti uygulanırsa, kitle içinde germe stresi oluşur. Bu teste çap doğrultusunda baskı-germe testi denir ve materyalin kırılğan yapısından dolayı geleneksel çekme testlerinin uygulanamadığı durumlarda tercih edilir (McCabe, Wan ve Braem, 2000; Wassell, McCabe ve Angus, 1994).

2.10. Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restoratif materyallerin özelliklerinin değerlendirilmesinde, uzun süre kuru veya yaş ortamda bekletme veya saklama, ısıl döngü testi (thermo cycle) ve ultraviyole ile hızlandırılmış yaşlandırma işlemleri 1978'den beri kullanılmaktadır (Powers, Dennison ve Koran, 1978). Yaşlandırma yöntemleri, ağız içi koşulların uzun dönem etkilerini taklit etmektedir (Graham ve diğerleri, 2010).

Isıl döngü ile yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde in vivo ortamın biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit eden ısı değişim uygulanmaktadır. Bu işlem sırasında örnekler belirli sürelerde farklı sıcaklıktaki su banyolarına maruz bırakılmakta ve çok sayıda ısıl döngü uygulanmaktadır. Isıl döngü işlemindeki sıcaklık değeri restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir (De Munck ve diğerleri, 2005).

Kapalı ağız ısısının 37 ± 1 C° olduğunu ve ağızda maksimum 55 ± 1 C°, minimum 4 ± 1 C° olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Addison, Fleming ve Marquis, 2003; Palmer, Barco ve Billy, 1992; Wendt, Mcinnes ve Dickinson, 1992).

Yaşlandırma testi cihazları dış ortamda birkaç ay veya yıldan fazla sürede oluşacak hasar meydana getirebilir. Oluşabilecek hasar tipleri; rengin solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, su emilimi, direnç kaybı ve oksidasyon olarak sayılabilir. Isıl döngü yöntemi iki yolla etkilidir. İlk olarak sıcak su arayüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, yıkım ürünlerini ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır. İkinci olarak da restoratif materyal ve diş arasındaki termal genişleme katsayısı arasındaki farklılığa bağlı olarak diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan genişleme ve büzülme stresleri oluşturur (Douglas, 2000).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenen '03/2016-03' kodlu projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür (Bkz. EK-1).

Bu araştırma için Ankara Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 09.12.2015 tarihli toplantıda 14/2 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. EK-2).

Çalışmamızda, CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan rezin nanoseramik ve seramik endokronların tasarımında, Anabilim Dalı'mızda bulunan Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) tarama cihazı ve Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Cerec inLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kazıma cihazı kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan diş renginde restoratif bloklar, rezin içeren yapıştırma simanları ve uygulama şekilleri Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Diş renginde restoratif bloklar, rezin esaslı yapıştırma simanları içerikleri ve uygulama şekilleri

Materyal Üretici firma	İçerik	Uygulanma şekli
LAVA Ultimate A2-14L (Rezin Nanoseramik (Nanohibrit)) (3M ESPE, Seefeld, Germany)	% 80 nano seramik partiküller. 20nm silika doldurucu 4-11nm zirkonya doldurucu 20nm silika 4-11nm zirkonya	CAD cihazında tasarlanan indirekt restorasyon CAM cihazına yerleştirilen bloktan özel frezler yardımıyla kesilir ve üretilir.
Cerasmart A2-14 (Rezin Nanoseramik (Nanohibrit)) (GC Corp., Tokyo, Japan)	%71 silika ve baryum cam nanopartiküller 20 nm silika 300 nm baryum cam nanopartikül %29 Bis-MEPP, UDMA and DMA polimerleri	CAD cihazında tasarlanan indirekt restorasyon CAM cihazına yerleştirilen bloktan özel frezler yardımıyla kesilir ve üretilir
IPS e.max CAD A2-C14 (Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	SiO ₂ (57–80%) Li ₂ O(11–19%) K ₂ O (0–13%) P ₂ O ₅ (0–11%) ZrO ₂ (0–8%) ZnO (0-8%) diğer oksitler (0–12%)	CAD cihazında tasarlanan indirekt restorasyon CAM makinesine yerleştirilen bloktan özel frezler yardımıyla kesilir ve üretilir ve ardından porselen fırınında max. 850°C'de 18 dak. kristalizasyon işlemine tabi tutulur.
RelyX Ultimate Clicker (Kompozit Rezin Yapıştırma Simanı) (3M ESPE, Seefeld, Germany)	Baz: Metakrilat monomerler, radyoopakerler, silanize doldurucular, başlatıcı bileşenleri ve stabilizörler. Katalist: Metakrilat monomerler, radyoopak alkali doldurucular, başlatıcı bileşenleri, stabilizörler ve pigmentler.	Baz ve katalist 1:1 oranında karıştırılır, hazırlanan diş yüzeyine adeziv sistem uygulandıktan sonra restorasyon dişe yerleştirilir. Taşan siman temizlenip dişin tüm bölgelerine 20 saniye ışık uygulanır.
RelyX U200 (Kendinden Adeziv Rezin Siman) (3M ESPE, Seefeld, Germany)	Baz: Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerler, radyoopakerler, silanize doldurucular, başlatıcı bileşenleri ve stabilizörler. Katalist: Metakrilat monomerler, radyoopak alkali doldurucular, başlatıcı bileşenleri, stabilizörler ve pigmentler.	Baz ve katalist 1:1 oranında karıştırılır hazırlanan diş yüzeyine adeziv sistem uygulandıktan sonra restorasyon dişe yerleştirilir. Taşan siman temizlenir. Dişin tüm bölgelerine 20 saniye ışık uygulanır.
Single Bond Universal, L-Pop (3M ESPE, Seefeld, Germany)	MDP fosfat monomerleri, dimetakrilat rezinler, HEMA, Vitrebond™ kopolimerleri, doldurucular, etanol, su, başlatıcılar ve silan.	Bond fırçası ile diş yüzeylerine uygulandıktan sonra hava ile kurutulur ve 15 saniye ışık ile polimerize edilir.

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda periodontal veya protetik amaçlı çekilmiş 105 adet 1. ve 2. alt büyük azı dişi kullanıldı. Çalışmaya dahil edilecek dişlerde; çatlak , kırık, çürük ya da eski restorasyonun bulunmamasına dikkat edildi. Bu amaçla dişler büyüteçli gözlük (EyeMag Pro, Carl Zeiss Meditec, Inc., Dublin, CA, USA) ile tek tek incelendi.

Dişler mezio-distal ve bukko-lingual boyutları ve kök uzunlukları birbirine yakın olacak şekilde seçildi. Dezenfeksiyon amaçlı %1.0'lik timol solüsyonunda 24 saat süreyle bekletildikten sonra su ile temizlendi.

Seçilen dişler üzerindeki yumuşak dokular el aletleri ile uzaklaştırılarak diş yüzeylerine politür yapıldıktan sonra çalışmada kullanılacak dişler distile suda bekletildi ve her işlemten sonra distile su yenilendi.

3.2. Dişlere Kök Kanal Tedavisinin Uygulanması

Öncelikle dişlerin kron kısımları kronun ortasına denk gelecek şekilde elmas separe frez ile kaldırıldıktan sonra mine sement bileşiminin 2mm üzerinden ve yatay düzleme paralel gelecek şekilde tekerlek elmas frezler (Wheel Diamond Bur, Dentsply Sirona, , Ballaigues Switzerland) ile kesildi.

Tüm dişlerin pulpa dokuları tirnerf (Maillefer, Bellaigues, Switzerland) ile uzaklaştırıldıktan sonra kanal içi çalışma boyutu, #10 H tipi kanal aleti (Maillefer, Bellaigues, , Switzerland) ile apikal foramenden 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. Kanal genişletme işlemi endo motora (SybronEndo, Lone Hill Avenue, Glendora, USA) takılan ProTaper nikel titanyum (Dentsply Maillefer, Bellaigues, Switzerland) ile sırasıyla SX, S1, S2, F1 ve en son F2 eğesi kullanılarak tamamlandı. Her eğeden sonra kanallar 10 saniye boyunca %2.5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl, Endosolve HP, Imycril, Konya, Turkey) ile yıkandı.

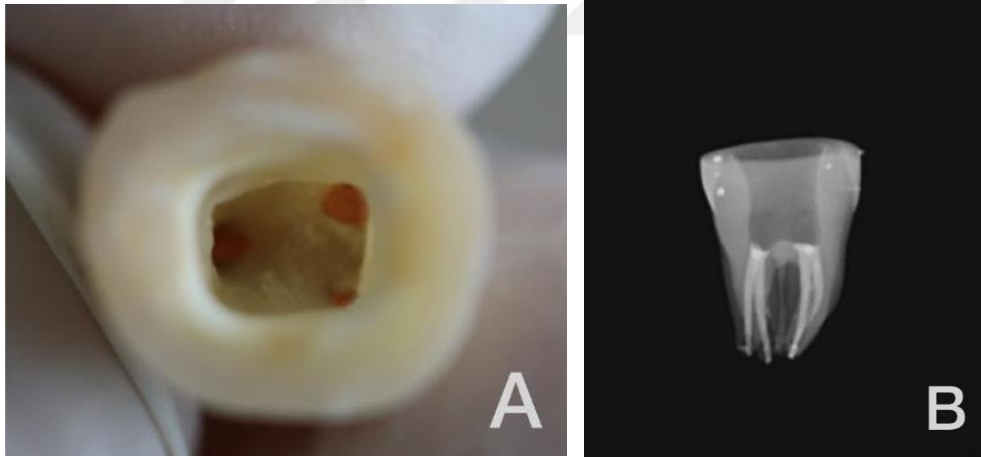
Kanal şekillendirilmesi bittikten sonra kanal içi smear tabakasını uzaklaştırmak için kök kanalları 3 mL %17'lik etilendiamin tetraasetik asit (EDTA SURE-Prep, Bourg La Reine, France) ile 1 dakika boyunca yıkandı. Bu işlemi takiben kanal içi tekrar

sodium hipoklorit ile yıkandıktan sonra tüm yıkama solusyonlarının etkisini uzaklaştırmak için kök kanalları 5 mL distile su ile yıkandı.

En son kullanılan eğeden sonra kanallar kâğıt konlarla (Diadent Group İnt. Chongchong Buk Do, South Korea) tamamen kurularak kanal doldurma işlemine geçildi.

Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan son eğe ile uyumlu ana kon (Dentsply Maillefer, Bellaigues, Switzerland) kök kanal dolgu patı AH Plus (Dentsply, De Trey, Konstanz, Germany) ile kanalların doldurulmasında kullanıldı.

Kök kanallarına yerleştirilen konlar guta-perka kesici aleti (Gutta Percha Cutter, Dentsply Maillefer, Bellaigues, Switzerland) ile uzaklaştırıldı ardından yuvarlak karbür frez (Rounded Carbide Burr 120Z (1.3), Two Striper, Mitcham, London) ile konlar kök kanal girişinin 1mm altına kadar indirildi. Kök kanal dolgusunun kontrolü için her örnekten dolgu işlemini takiben radyografiler alındı (Resim 3.1).

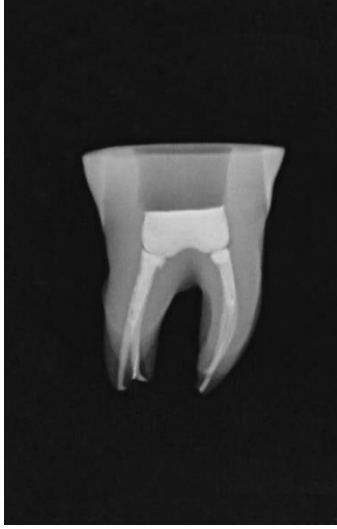


Resim 3.1. A. Kesilmiş guta-perka'lı pulpa odası, B. Kanal ağzlarının 1mm altından kesilmiş guta-perka konlarının radyografisi.

Dişlerin kök kanal tedavi işlemleri tamamlandıktan sonra kanal patı artıkları temizlendi ve iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemin (Clearfil SE Bond, Kuraray, Osaka, Japan) ilk aşaması olan primer, kök kanal girişleri ve kanal ağzı dentinine uygulandı ve 20 saniye boyunca etki etmesi için bekletildi ve düşük hava basıncı ile 5 saniye boyunca kurutuldu. Ardından ikinci aşama olan bond

uygulandı ve 5 saniye boyunca hava ile kurutulduktan sonra 10 saniye ışık cihazı (Optima-10, BA International Ltd., Northampton, UK) ile polimerize edildi.

Adeziv uygulandıktan sonra kanal ağzlarına ve pulpa odasına mikrohibrit akışkan kompozit (Clearfil Majesty Flow, Kuraray, Osaka, Japan) uygulandı ve 20 saniye ışık ile polimerize edildi (Optima-10, BA International Ltd., Northampton, UK) (Resim 3.2).



Resim 3.2. Kanal ağzlarına ve pulpa odasına mikrohibrit akışkan kompozit uygulanmasının radyografisi.

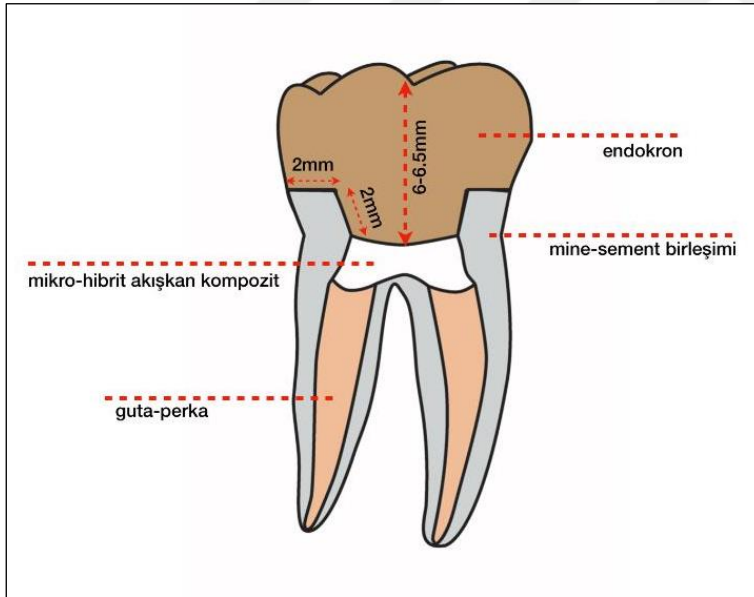
Dişler polivinil klorür (PVC) borular içine dökülmüş akrilik rezinlere (Paladent RR, Heraeus Kulzer, GmbH%Co., Hanau, Germany) köklerin uzun eksenleri yere dik gelecek ve mine-sement bileşiminin 2mm altında (kemik seviyesini temsilen) olacak şekilde gömüldü (Resim 3.3). Dişler kanal patı sertleşene kadar preparasyon sıraları gelinceye dek distile suda bekletildi.



Resim 3.3. Akrilik rezine gömülü örnek

3.3. Endokron Preparasyonu

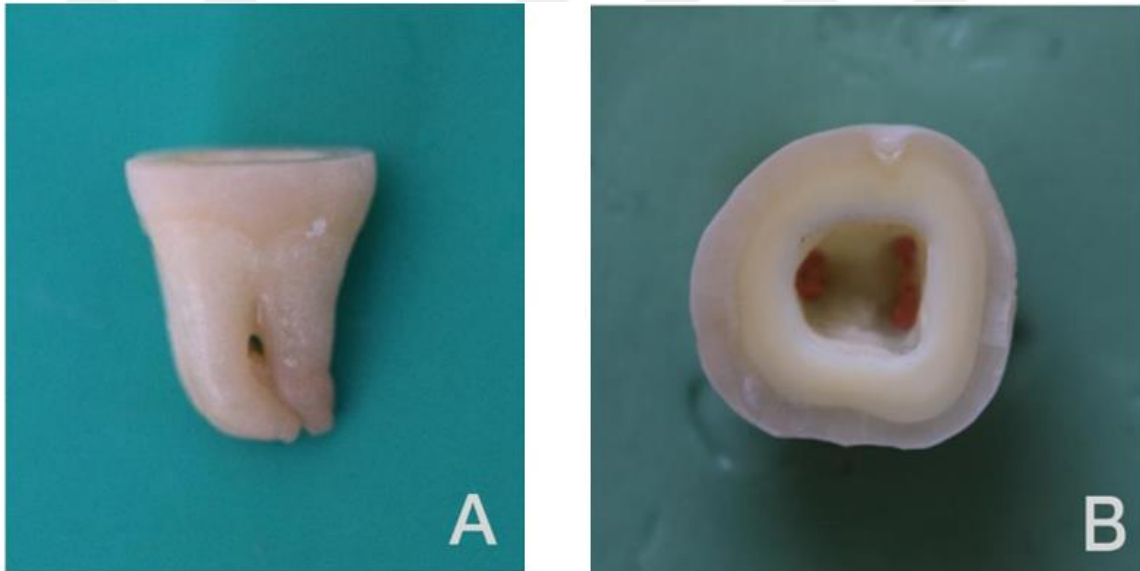
Endokron restorasyonun preparasyonu şematik olarak Resim 3.4'de gösterilmektedir.



Resim 3.4. Şematik endokron preparasyonu

Endokron preparasyonunun standardizasyonunu sağlamak için intrakoronel yükseklik kavite kenarından pulpa tabanına kadar olan mesafe, periodontal sond ile ölçülerek 2mm olarak belirlendi.

Silindir-konik frez (Cylindro-conical bur, Dentsply Sirona, Ballaigues Switzerland) yardımıyla aksiyal preparasyon yapıp tüm tutucu kenarlar (undercut) düzeltilerek 8° - 10° internal duvar açısı verildi. Kavite tabanı ve servikal bandın alanları birbirine paralel gelecek şekilde düzeltilerek keskin kenar bırakılmadı. Servikal band genişliğinin yani mine-dentin kalınlığının en az 2mm olmasına dikkat edildi. Aksiyal preparasyonda kullanılan frezin daha ince partiküllüsü (Cylindro-conical bur, Dentsply Sirona, Ballaigues Switzerland) servikal bandın ve duvarlarda bulunan mikro bozuklukların giderilmesi, düz ve cilalı bir yüzey elde etmek için kullanıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. Endokron preparasyonu yapılmış alt büyük azı dişi A. Mezio-Distal, B. Okluzal

3.4. CAD/CAM Örneklerin Gruplandırılması

Çalışmada, 105 adet çekilmiş 1. ve 2. insan alt büyük azı dişi rastgele 7 test grubuna ayrıldı.

Test grupları, üç farklı CAD/CAM blok ve iki farklı rezin esaslı yapıştırma simanına göre her biri 15 adet örnek içerecek şekilde ayrıldı.

Grup 1: CAD/CAM sistem ile hazırlanan, rezin nanoseramik içeren Lava Ultimate bloklardan üretilen ve kompozit rezin yapıştırma simanı RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 2: CAD/CAM sistem ile hazırlanan, rezin nanoseramik içeren Lava Ultimate bloklardan üretilen ve kendinden adeziv rezin siman RelyX U200 ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 3: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan, rezin nanoseramik içeren Cerasmart bloklardan üretilen ve kompozit rezin yapıştırma simanı RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 4: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan, rezin nanoseramik içeren Cerasmart bloklardan üretilen ve kendinden adeziv rezin siman RelyX U200 ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 5 (pozitif kontrol): CAD/CAM sistemi ile hazırlanan, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik içeren IPS e.max CAD bloklardan üretilen ve kompozit rezin yapıştırma simanı RelyX Ultimate Clicker ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 6 (pozitif kontrol): CAD/CAM sistemi ile hazırlanan, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik içeren IPS e.max CAD bloklardan üretilen ve kendinden adeziv rezin siman RelyX U200 ile yapıştırılan restorasyonlar.

Grup 7 (negatif kontrol): Hiçbir işlem uygulanmamış çekilmiş sağlam dişler.

3.5. CAD/CAM Restorasyonların Dijital Ölçülerinin Alınması, Tasarımı ve Üretimi

Hazırlanan örneklerde karışıklık oluşmaması için her bir örneğe ayrı kimlik kartı hazırlandı. (Resim 3.6. A)

Tüm örneklerden ölçü alma işlemi Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kamera sistemi ile sağlandı.

Omnicam dijital kamera cihazı dişten 3-5 mm uzakta tutularak ve dişin etrafında dalgalı bir şekilde döndürülerek örneklerin lş alındı. Gerekli durumlarda cihazın pedal'ına basılarak ölçü alma işlemi durduruldu ve ln kalitesi ve doğruluğu incelendi.

Görüntünün kalitesi ve doğruluğuna karar verildiğinde model "Draw Margin" kısmında, marjin çizimleri için hazır duruma getirildi. Başlangıç noktası belirlendikten sonra istenilen kenarlar çizilip düzenlendi ve başlangıç noktasına gelindiğinde çizim tamamlandı. Çizim bittikten sonra dişin üzerinde çalıştığımız dişin numarası otomatik olarak belirlendi. Çalışmamızda tüm marjin izimleri "Manuel" seçeneğinde yapıldı. (Resim 3.6 B)

Ardından bir sonraki adım olan giriş açısının belirlendiği "Define Insertion Axis" adımına geçildi. Giriş açısı düzeltmelerinde, restorasyona yanlış giriş açısı verildiğinde sarı renk ile otomatik uyarı alındı. (Resim 3.6 C)

Hatalar kontrol edildi. Kenar bozuklukları, giriş kavitesi ve duvarlarda bulunan oluklar (Undercut) ve yüzeyde bulunabilecek farklı renklerle uyarı veren keskin ve düzgün olmayan konveks-konkav kenarlar (Surface) "model" ekranında bulunan araçlar kısmından kontrol edildi. (Resim 3.6 D)

Model ekranında kenar çizimleri ve diğer düzeltmeler yapıldıktan sonra tasarım kısmına geçildi.

Diş ile restorasyon ve kenar sırtlar arasındaki siman boşluğunu ayarlayabileceğimiz parametre seçenekleri belirlendi. Çalışmamızda siman aralığı 100µm olarak belirlendi. (Resim 3.6 E)

Araştırmamızda endokron restorasyonun standardizasyonu "Cursor Details" bölümünde ve kalınlık ölçümlerini, dişin kesitini veren "Slice" bölümünde ölçüp gerektiğinde diş kısaltılıp uzatıldı. (Resim 3.6 F)

Alt ene 1. ve 2. Büyük azı dişlerin standart kron boyutları (7.0mm-7.5mm) göz önünde bulunarak mine sement bileşiminden büyük azı dişin en yüksek tüberkül tepesine kadar dişlerin standardizasyonu yapıldı. Böylece endokronların taban

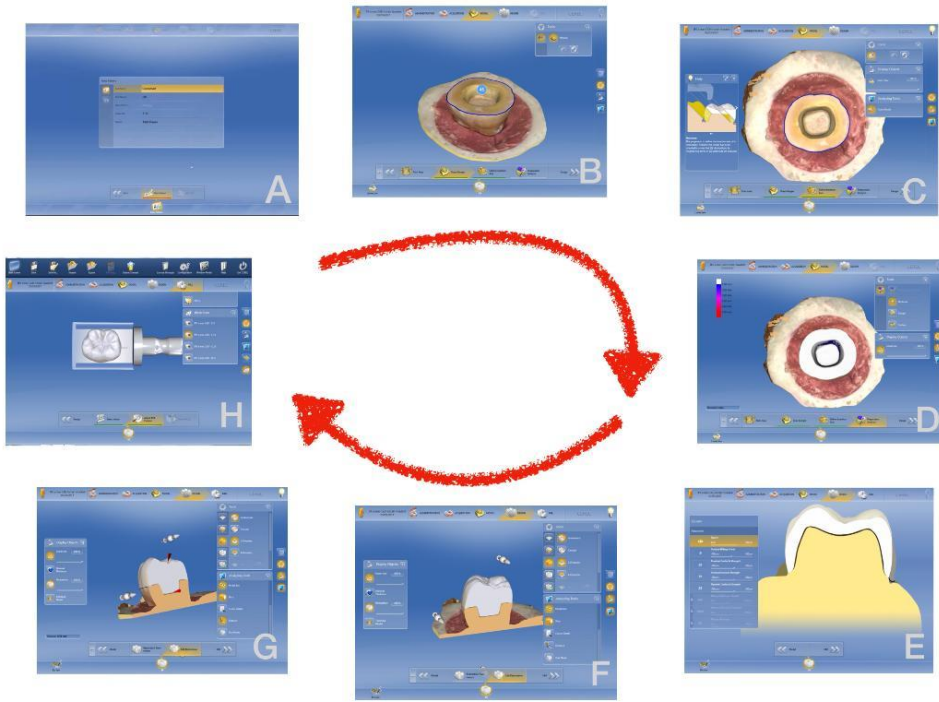
kısmıyla en derin fisür arası kalınlık ortalama 6-6.5mm arasında tasarlandı. (Resim 3.6 G)

Tasarımı tamamlanan örneklerin blok boyutu seçildi. Blok boyutları Lava Ultimate bloklar için 14L, Cerasmart bloklar için 14 ve IPS e.max CAD için C14 seçildi. (Resim 3.6 H)

Cerec kazıma cihazına (Cerec MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) torklu özel bir tornavida ile bloklar yerleştirildi. Blokların kazıma işlemleri için özel frezler (Cylinder Pointed Bur 12S-Step Bur 12S, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kullanıldı.

Ardından kazıma cihazında verilen talimatlara göre, blok büyüklüğünün aynı olup olmadığından ve frezlerin doğru takılıp takılmadığından emin olunduktan sonra kazıma işlemi başlatıldı.

Çalışmamızda, her bir restorasyonun kazıma süresi ortalama 13-17 dakikada gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.6. Cerec cihazında restorasyonların tasarım aşamaları

3.6. CAD/CAM Blokların Polisaj ve Bitirme İşlemleri

Lava Ultimate blokların polisajı ve bitirme işlemleri

Lava Ultimate bloklar kazıma cihazındaki frezleme bölmesinden alındıktan sonra restorasyonların dişe uyumlanması yapıldı. Ardından restorasyon üzerinde bulunan tijler elmas frez yardımıyla uzaklaştırıldı ve tijin bulunduğu bölge düzeltildi. Lava Ultimate restorasyonların bitirme ve polisaj işlemi üretici firmanın önerilerine göre alüminyum oksit emdirilmiş elastomerden oluşan Sof-Lex (3M ESPE, St Paul, USA) bitirme ve polisaj diskleri ile yapıldı.

Lava Ultimate bloklardan hazırlanan restorasyonların bağlanma yüzeyleri ≤ 50 gren boyutunda alüminyum oksid tozu (Rondofle, Kavo Dental GmbH Bismarckring 39 8840, Biberach/RİB) ve kumlama cihazı (Rondofle, Kavo Dental GmbH Bismarckring 39 8840, Biberach/RİB) kullanılarak pürüzlendirildi (30psi-1.5bar). restorasyonların pürüzlendirilen iç yüzeyleri alkol ile temizlenip hava akımı ile kurutuldu.

Restorasyonun simante edilecek bağlanma yüzeyine silan (Ultradent Products Inc., Utah, USA) uygulandı ve 60 saniye kadar kendiliğinden kuruması beklendi. Ardından ince bir tabaka adeziv ajan (Single Bond Universal L-Pop, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) 20 saniye boyunca tüm yüzeye fırça ile yedirildi ve 5 saniye hava ile inceltildikten sonra 10 saniye ışık uygulandı.

Cerasmart blokların polisajı ve bitirme işlemleri

Cerasmart bloklar kazıma işlemi bittikten sonra frezleme bölmesinden alındı ve restorasyonun dişe uyumlanması yapıldı. Restorasyonun üzerinde bulunan tijler elmas frez yardımıyla uzaklaştırıldı. Ardından orta ve ince silikon diskler ile restorasyonun bitirme işlemi yapıp üretici firma talimatlarına göre polisaj patı (Diapolisher GC Corp., Tokyo, Japan) ile işlem tamamlandı.

Cerasmart bloklardan hazırlanan restorasyonların bağlanma yüzeyleri ≤ 50 gren boyutunda alüminyum oksid tozu ve kumlama cihazı kullanılarak pürüzlendirildi (0.15MPa/1.5bar).

Restorasyonların alüminyum oksid ile pürüzlendirilen iç yüzeyleri alkol ile temizlenip hava akımı ile kurutuldu. Ardından bağlanma yüzeyine silan (Ultradent Products Inc., Utah, USA) uygulandı ve 60 sn kuruması beklendikten sonra adeziv ajan (Single Bond Universal L-Pop, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) 20 saniye boyunca tüm yüzeye fırça ile uygulanıp 5 saniye hava ile inceltildikten sonra 10 saniye ışık uygulandı.

IPS e.max CAD blokların kristalizasyon/glazür ve bitirme işlemleri

Açık mor-mavi renginde olan IPS e.max CAD blokların kazıma işleminden sonra tijleri alınıp uyumlamaları yapıldı. Bu blokların kristalizasyon ve glazür işlemleri farklı yöntemlerle yapılabilmektedir. Çalışmamızda kristalizasyon ve glazür işlemlerinin ayrı yapıldığı yöntem yerine kristalizasyon ve glazür işleminin aynı anda yapılabildiği "IPS e.max CAD Kristalizasyon/Glazür Sprey" yöntemiyle beraber restorasyonlara uygulanan ısıl işlem sırasında Programat P510 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını kullanıldı.

Öncelikle kristalizasyon pinlerine uygulanan tutucu patlar (IPS Object Fix Putty, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üzerine restorasyonlar sadece bağlanma yüzeylerini kapsayacak şekilde yerleştirildiler.

IPS e.max kristalizasyon ve glazür sprej (IPS e.max CAD Crystall./Glaze Spray, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) şişesi yaklaşık 20 saniye boyunca çalkalandı ve ortalama 10 cm uzaklıktan restorasyon dış yüzeylerin tümüne gelecek şekilde sıkıldı. Ardından, sıkılan sprej tabakası restorasyon üzerinde beyazımsı bir renk oluşturana kadar beklendi ve restorasyon üzerinde sprejin ulaşmadığı herhangi bir bölgenin var olduğu durumda kristalizasyon ve glazür spreji tekrar sıkıldı. Ardından, restorasyon porselen tablasına bırakılarak porselen fırınının dokunmatik ekranından "IPS e.max CAD Crystall/Glaze LT/MT/HT" programı seçilerek kristalizasyon ve glazür işlemi başlatıldı ve bu işlem yaklaşık 18 dakika sürdü. Fırınlama işlemi sonrasında restorasyonlar A2 rengini aldı ve yapıştırma işlemi için hazır hale getirildi.

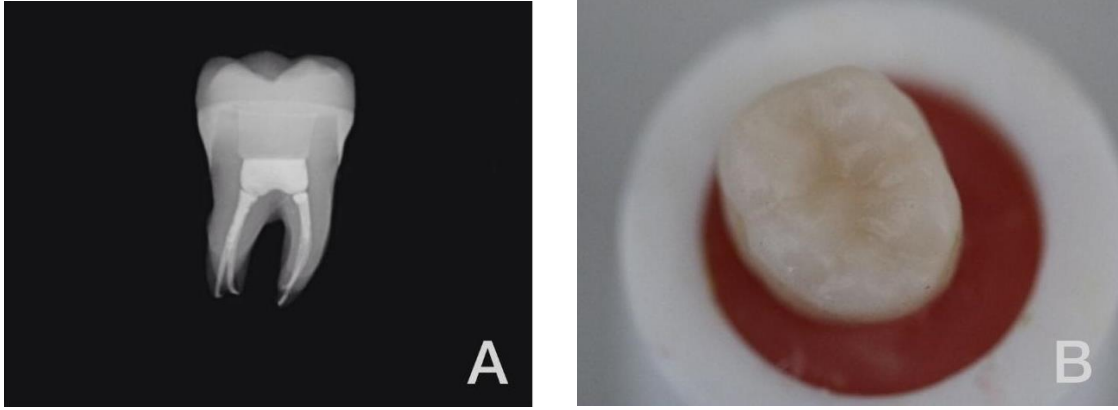
Porselen restorasyonların iç yüzeylerine %9 hidroflorik asit (Ultradent Products Inc., Utah, USA) jel 20 saniye süre ile uygulandı, 60 saniye boyunca su ile yıkandıktan sonra hava ile kurutuldu. Asit ile pürüzlendirilen restorasyon iç yüzeylerine silan (Ultradent Products Inc., Utah, USA) uygulandı ve 60 saniye kuruması bekledi. Adeziv ajan (Single Bond Universal L-Pop, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) 20 saniye boyunca tüm yüzeye fırça ile uygulandı ve 5 saniye hava ile inceltildikten sonra 10 saniye ışık ile polimerize edildi.

3.7. Endokron Restorasyonların Simantasyonu

Tüm dişler 15 saniye fosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile pürüzlendirildikten sonra 20 saniye boyunca akan su altında yıkandı ve 5 sn hava ile kurutulup bağlayıcı etken (Single Bond Universal L-Pop, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) 20 sn boyunca fırça ile yedirildikten sonra ince bir tabaka halinde kalana kadar hava ile yayılması sağlandı ve 10 sn boyunca ışık uygulandı.

Çalışmada 30 adet bloktan oluşan 3 grup, kompozit rezin yapıştırma simanı (RelyX Ultimate Clicker, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) ve kendinden adeziv rezin siman (RelyX U200, 3M ESPE Dental Products St.Paul, USA) ile iki farklı alt gruba ayrılarak simante edildi.

Her iki yapıştırma simanı baz ve katalizden oluşmaktadır. Doz ayarlamalı şırınga sistemine sahip oldukları için siman karıştırma kağıdı üzerine sıkıldıktan sonra homojen bir şekilde karıştırılıp porselenin yapışma yüzeyine ve kaviteye uygulandı. Restorasyonlar kaviteye dikkatlice yerleştirilip okluzal yüzeyden parmak ile ortalama 70N kadar bir basınç uygulandı. Artan siman fırça ile uzaklaştırıldı ve dişin tüm yüzeylerine (Okluzal-Bukkal-Lingual-Mezial-Distal) 20 saniye süreyle ışık (Optima-10, BA International Ltd., Northampton, UK) uygulandı (Resim 3.7).



Resim 3.7. A. Diş simante edilmiş endokron restorasyonun radyografisi, B. Endokronun çiğneme yüzeyi

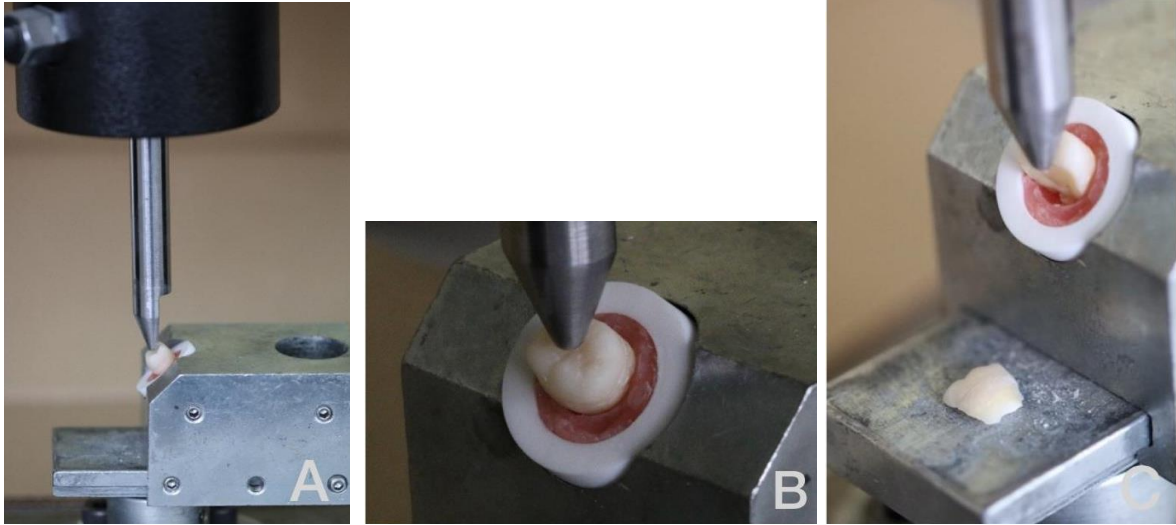
Ardından tüm kenarlara oksijen jel (Panavia F 2.0, Oxyguard II, Kuraray, Osaka, Japan) uygulanarak ışık uygulandı. Böylece, oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu önlendi. Oksijen jel yıkandıktan sonra restorasyonlu diş yüzeyinin polisajı yapıldı.

3.8. Endokron Restorasyonların Isıl Döngü Cihazı ile Yaşlandırma İşlemi

Restorasyonları tamamlanan tüm dişler adeziv rezinlerin polimerizasyonlarını tamamlamak amaçlı distile suda 37°C'de 24 saat boyunca bekletildi. Tüm örnekler 5°C ve 55°C'de 5.000 kez ısıl döngü işlemine (SD Mechatronik Thermocycler, Germany) tabi tutuldu.

3.9. Endokron Restorasyonların Kırılma Dayanıklılığı Testi ve Kırılma Tipi Analizi

Isıl döngü ile yaşlandırma işleminden sonra tüm endokron grupların örneklerine universal test cihazında (Schimadzu, IG-IS Kyoto, Japonya) kırılma dayanıklılığı testi uygulandı. Dişlerin cihazdaki açısı 45° olmak üzere ayarlandı ve beş milimetre çapında küre şeklindeki çelik uç restorasyonların bukkal tüberküllerine gelecek şekilde yerleştirildi. Universal test makinesinde örnek kırılana kadar 1 mm/dk kafa hızıyla yükleme yapıldı (Resim 3.8). Kırılma dayanıklılığı Newton (N) değerinde kaydedildi.



Resim 3.8. Endokron restorasyonun kırılma dayanım testi

CAD/CAM restorasyon örneklerin kopma yüzeyleri ışık mikroskobu (Olympus SZ-40, Tokyo, Japan) altında incelendi. Kırılma tipleri Burke sınıflamasına göre değerlendirildi (Burke, 1995). Bu sınıflamaya göre kırılma tipleri:

Tip I. Endokron restorasyonda minimal kırılma veya çatlak (tamir edilebilir başarısızlık)

Tip II. Endokron restorasyonun yarısından az kırılma (tamir edilebilir başarısızlık)

Tip III. Endokron restorasyonun yarısından kırılma (mine-sement birleşiminin üzerinden) (kabul edilebilir başarısızlık)

Tip IV. Endokron restorasyonun yarısından fazlasının ve dişin kırılması (Mine-Sement birleşiminin altından) (katastrofik başarısızlık)

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapıldı. Kırılma dayanımına ilişkin verilerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testiyle varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler medyan (25.-75.) yüzdellikler biçiminde ifade edildi. Gruplar arasında kırılma dayanımı düzeyleri yönünden farkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testiyle, ikiden fazla

bağımsız grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonucunun önemli bulunması halinde Conover'in çoklu karşılaştırma testi kullanılarak söz konusu farka neden olan durum(lar) tespit edildi. Aksi belirtilmedikçe $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı.



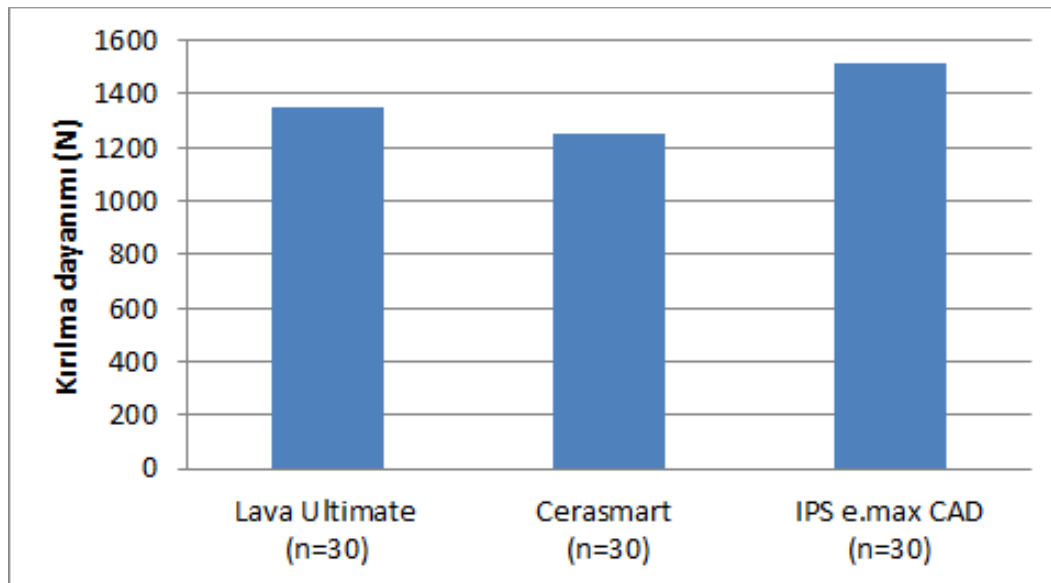
4. BULGULAR

Yapıştırma simanlarından bağımsız olarak iki CAD/CAM restoratif materyal türü arasında kırılma dayanımı düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,044$). Söz konusu farka neden olan durum Cerasmart ($n=30$) grubuna göre IPS e.max CAD ($n=30$) grubunun kırılma dayanımının daha yüksek bulunması idi ($p=0,007$). Lava Ultimate ($n=30$) grubu ile Cerasmart ($n=30$) grubu arasında ve Lava Ultimate ($n=30$) grubu ile IPS e.max CAD ($n=30$) grubu arasında ise kırılma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,067$ ve $p=0,355$). (Çizelge 4.1, Şekil 4.1)

Çizelge 4.1. CAD/CAM restoratif materyallerin yapıştırma simanlarından bağımsız kırılma dayanımları

	n	Kırılma dayanımı (N)
Lava Ultimate	30	1349,7 (1267,3 - 1620,6) ^{AB}
Cerasmart	30	1250,0 (1044,3 - 1544,8) ^A
IPS e.max CAD	30	1515,9 (1243,9 - 1895,4) ^B
p-değeri †		0,044

Veriler; medyan (25.-75.) yüzdellikler biçiminde gösterildi, † Kruskal Wallis testi, aynı kolon içerisinde farklı büyük harflerle gösterilen CAD/CAM bloklar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,05$).



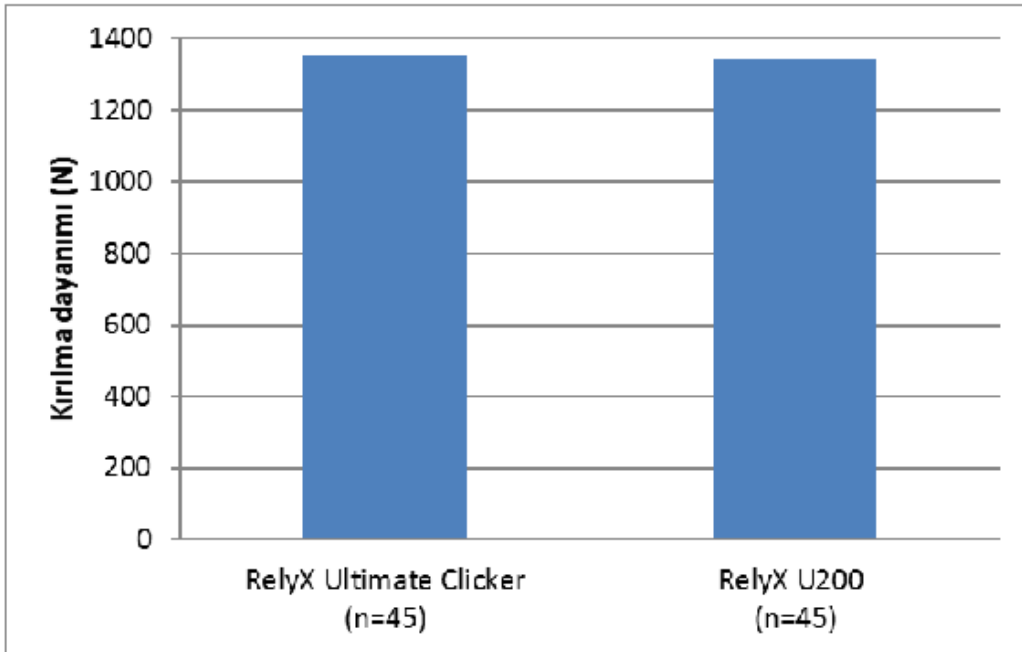
Şekil 4.1. İndirekt CAD/CAM restoratif materyallerin yapıştırma simanlarından bağımsız kırılma dayanımları

CAD/CAM restoratif materyallerden bağımsız, kullanılan her iki yapıştırma simanları arasında RelyX Ultimate ile (n=45) ile RelyX U200 (n=45) arasında medyan kırılma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterilmedi ($p=0,455$). (Çizelge 4.2, Şekil 4.2)

Çizelge 4.2. CAD/CAM restoratif materyallerden bağımsız yapıştırma simanlarına göre kırılma dayanımları

	n	Kırılma dayanımı (N)
RelyX Ultimate Clicker	45	1351,1 (1250,0 - 1658,1)
RelyX U200	45	1344,7 (1112,9 - 1593,5)
p-değeri †		0,455

Veriler; medyan (25.-75.) yüzdeler biçiminde gösterildi, † Mann Whitney U testi.



Şekil 4.2. CAD/CAM restoratif materyallerden bağımsız yapıştırma simanlarına göre kırılma dayanımları

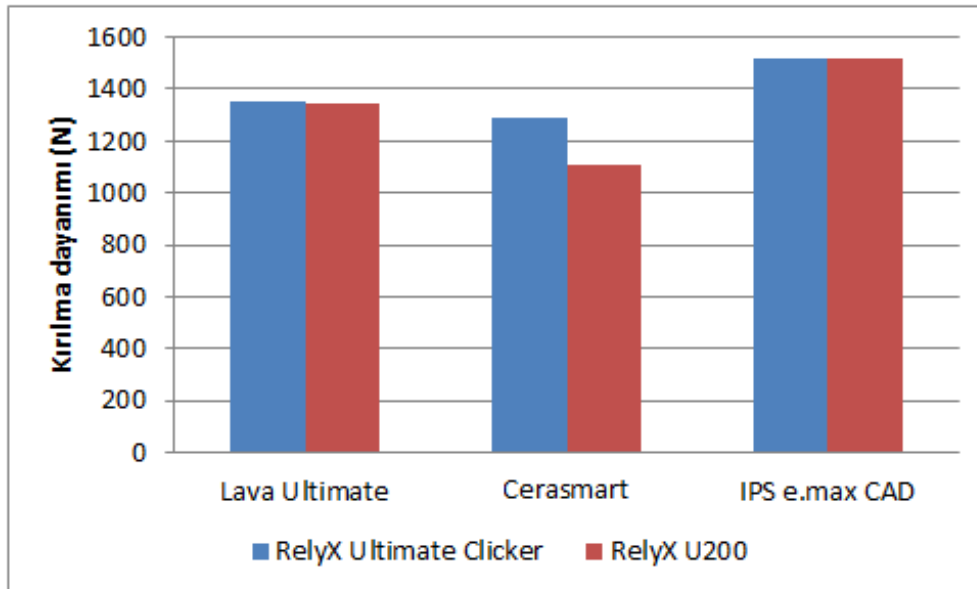
Yapıştırma simanı olarak RelyX Ultimate Clicker kullanılan örnekler içerisinde CAD/CAM restoratif materyal türleri arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p=0,243$). Yapıştırma simanı olarak RelyX U200 kullanılan örnekler içerisinde de CAD/CAM restoratif materyal türleri arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p=0,134$).

RelyX Ultimate Clicker kullanılan Lava Ultimate grubu ile RelyX U200 kullanılan Lava Ultimate grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,902$). RelyX Ultimate Clicker kullanılan Cerasmart grubu ile RelyX U200 kullanılan Cerasmart grubu arasında da medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,345$). RelyX Ultimate clicker kullanılan IPS e.max CAD grubu ile RelyX U200 kullanılan IPS e.max CAD grubu arasında da medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,653$). (Çizelge 4.3, Şekil 4.3)

Çizelge 4.3. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma dayanımları

	RelyX Ultimate Clicker	RelyX U 200	p-değeri †
Lava Ultimate	1351,1 (1267,8 - 1634,7)	1348,0 (1180,6 - 1615,9)	0,902
Cerasmart	1291,6 (1199,1 - 1531,7)	1108,4 (1020,0 - 1584,2)	0.345
IPS e.max CAD	1514,8 (1267,7 - 1955,2)	1516,9 (1145,5 - 1597,7)	0,653
p-değeri ‡	0,243	0,134	

Veriler; medyan (25.-75.) yüzdeler biçiminde gösterildi, † CAD/CAM blok türleri içerisinde yapıştırma simanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Yapıştırma simanları içerisinde CAD/CAM bloklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.3. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma dayanımları

Lava Ultimate-RelyX Ultimate Clicker grubu ile çürüksüz sağlam diş grubu (negatif kontrol) arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,233$).

Lava Ultimate-RelyX U200 grubu ile negatif kontrol grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,148$).

Cerasmart-RelyX Ultimate Clicker grubu ile negatif kontrol grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,367$).

Cerasmart-RelyX U200 grubu ile negatif kontrol grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,967$).

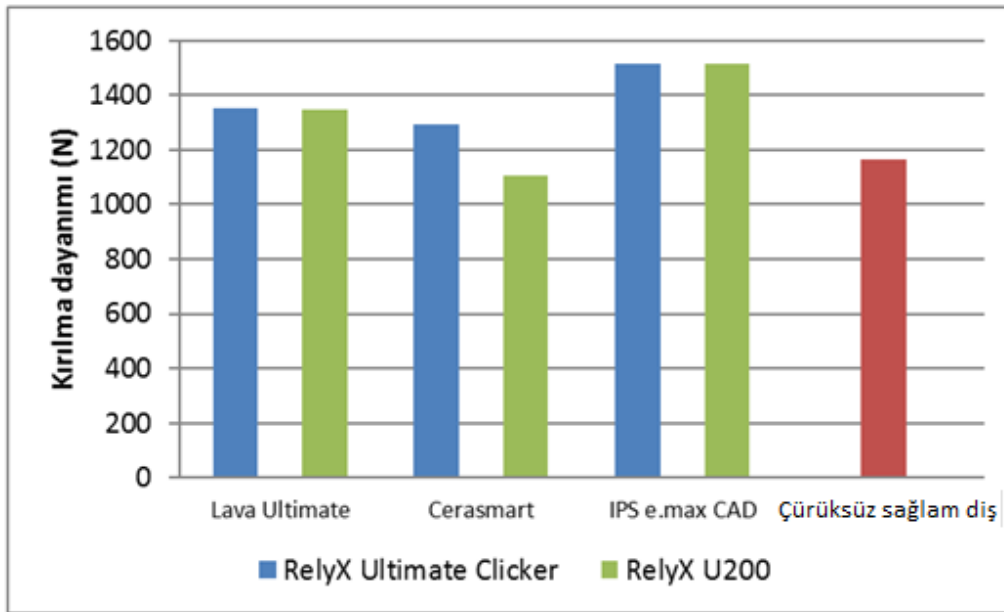
IPS e.max CAD-RelyX Ultimate Clicker grubu ile negatif kontrol grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,029$).

IPS e.max CAD-RelyX U200 grubu ile negatif kontrol grubu arasında medyan kırılma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,074$). (Çizelge 4.4, Şekil 4.4)

Çizelge 4.4. Çürüksüz sağlam diş grubu (negatif kontrol) ile CAD/CAM blokların kırılma dayanımları açısından yapılan karşılaştırmalar

	n	Kırılma dayanımı (N)	p-değeri †
Çürüğü olmayan sağlıklı diş	15	1163,4 (955,9 - 1469,1)	Referans
Lava Ultimate			
<i>RelyX Ultimate Clicker</i>	15	1351,1 (1267,8 - 1634,7)	0,233
<i>RelyX U200</i>	15	1348,0 (1180,6 - 1615,9)	0,148
Cerasmart			
<i>RelyX Ultimate Clicker</i>	15	1291,6 (1199,1 - 1531,7)	0,367
<i>RelyX U200</i>	15	1108,4 (1020,0 - 1584,2)	0,967
IPS e.max CAD			
<i>RelyX Ultimate Clicker</i>	15	1514,8 (1267,7 - 1955,2)	0,029
<i>RelyX U200</i>	15	1516,9 (1145,5 - 1597,7)	0,074

Veriler; medyan (25.-75.) yüzdeler biçiminde gösterildi, † Her bir alt grup (n=15) ile çürüğü olmayan sağlıklı diş grubu (n=15) arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.4. Çürüksüz sağlam diş grubu (negatif kontrol) ile CAD/CAM blokların kırılma dayanımları açısından yapılan karşılaştırmalar

Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklarının kırılma tiplerinin değerlendirilmesi çizelge 4.5 de gösterilmektedir.

Çizelge 4.5. Yapıştırma simanları ve CAD/CAM bloklara göre kırılma tipleri yönünden örneklerin frekans dağılımları

	Tip I		Tip II		Tip III		Tip IV	
	<i>RelyX Ultimate</i>	<i>RelyX U200</i>	<i>RelyX Ultimate</i>	<i>RelyX U200</i>	<i>RelyX Ultimate</i>	<i>RelyX U200</i>	<i>RelyX Ultimate</i>	<i>RelyX U200</i>
Lava Ultimate	1 (%3,3)	1 (%3,3)	-	-	-	-	11 (%36,7)	17 (%56,7)
Cerasmart	2 (%6,7)	1 (%3,3)	3 (%10,0)	1 (%3,3)	-	-	11 (%36,7)	12 (%40,0)
IPS e.max CAD	-	-	4 (%13,3)	1 (%3,3)	-	-	10 (%33,3)	15 (%50,0)

Elde edilen bulgular doğrultusunda en fazla tip IV (tamir edilemez, katastrofik) kırılma meydana geldiği görülmüştür.

Lava Ultimate'in RelyX U200 yapıştırma simanı uygulanan grupta % 56,7, Cerasmart grubunda %40 oranında Tip IV kırılma görülürken, IPS e.max CAD grubunda % 50'sinde bulgulanmıştır. Lava Ultimate toplam 28 örnekte(%93,4), Cerasmart grubunda toplam23 örnekte (%76,7), IPS e.max CAD toplam 25 örnekte (%83,3) tip IV kırılma meydana gelmiştir.

Ayrıca, kırılma tiplerinin tamir edilebilirlik oranlarına bakıldığında(Tip I ve Tip II) Cerasmart grubunda en fazla tamir edilebilir kırılma (toplam 7 örnek-%23,3) meydana gelmiştir.

Yapıştırma simanları ve CAD/CAM blokların hiç birinde tip III kırılma bulgulanmamıştır.

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavi görmüş dişlerin sertlikleri ve kırılma dayanımları, dentinin dehidrate olması veya fiziksel değişikliklerinden çok çürük, travma ve geniş kavite preparasyonu, pulpanın ve çevresindeki dentin dokularının uzaklaştırılması gibi nedenlerle azalır (Alaçam, 2012). Bunun sonucunda endodontik olarak tedavi görmüş aşırı koronal madde kaybı olan dişlerin onarılıp yeniden yapılandırılmasında klinik zorluklarla karşı karşıya kalınır (Chang ve diğerleri, 2009; Zhu, Dong, He ve Pan, 2015).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda geleneksel yaklaşımlardan biri post ve kor ile tedavi etmektir (Alaçam, 2012). Geleneksel olarak postların diş köklerini güçlendirmediklerine inanılmaktadır. Ancak, bu durumun metal postlar için geçerli olduğu ileri sürülmektedir. Metal postlar daha kuvvetli ve bükülmeye daha fazla dayanıklıdır fakat stresi dağıtmaları ve kök kırılma riskleri daha kötüdür. Fiber postların ise kök kanallarını güçlendirdiği ve kırılmaya dayanıklılığı artırdığı ile ilgili kanıta dayalı araştırma bulguları bulunmaktadır (Naumann, Preuss ve Frankenberger, 2007; Schmitter, Huy ve Ohlmann, 2006). Fiber postlarda stres dağılımı çok iyi olup kırılma direnci ve kuvvet altında bükülmeleri fazladır bu da kronun mikro hareketine neden olur ve sonucunda sızıntı, çürük ve retansiyon kaybı meydana gelir (Ree ve Schwartz, 2010). Kök kanal sistemi rezin bağlanma için arzu edilmeyen bir geometriye sahiptir. C-faktörü, kök kanal sisteminde bağlanmayan yüzey sayısı çok az olduğu için çok yüksektir (100:1). Bağlanmayan yüzeyler plastik deformasyona ve polimerizasyon sırasında rezinin akmasına izin verir (Carvalho ve diğerleri, 1996). Boulliquet ve diğerleri (2003) in vitro çalışmalarında kök kanal sisteminde bağlanma dayanımının kök dentininin düz olarak hazırlandığı örneklere oranla çok daha düşük olduklarını bulgulamışlardır.

Kanal içi postların klinik başarılarına rağmen kanal içine yerleştirilirken fazla miktarda sağlıklı doku kaybına yol açmaları en önemli dezavantajdır.

Yukarda sayılan postlar ile ilgili bütün bu olumsuzluklara ilave olarak son yıllarda metal içermeyen restorasyonların, hastaların estetik beklentilerindeki artışa paralel olarak azalması da bir gerçektir. Monoblok restorasyonlara örnek olan endokronlar

ise diğer tekniklerle karşılaştırıldığında daha az sağlam doku kaybına neden olan minimal girişimsel preparasyonların gerçekleştirilmesinde ve hasta başında çok daha az zaman harcanmasına yol açan dijital dental teknolojinin hekimlere sunduğu fabrikasyon dental restorasyonlardandır (CAD/CAM). Ayrıca, endodontik tedavinin başarısızlık durumunda tekrar tedavi yapılmasına olanak sağlar. Bu teknolojiyle alınan dijital ölçü geleneksel ölçülere göre daha etkindir, tekrar ölçü almayı gerektirmeyen ekran görüntüsü kaydedilebilen, tedavi zamanını kısaltan dolayısıyla hastalar tarafından da tercih edilen bir tekniktir (Assif ve Gorfil, 1994; Krejci, Mueller ve Lutz, 1994; Salameh ve diğerleri, 2010; Sang ve German, 2013).

Endokronun yerleştirildiği alanda çiğneme stresleri diş/restorasyon ara yüzünde hızlı ve uygun bir şekilde tüm diş yüzeylerine dağılır. Seçilen materyale bağlı olarak, seramik, kompozit rezin veya rezin nanoseramik sistemler diş yapılarından daha sert olabilir (cam seramik veya rezin nanoseramik) veya biyomekanik olarak diş yapılarına benzeyebilir (kompozit rezin restorasyonlar) (Chang ve diğerleri, 2009; Ramirez ve diğerleri, 2014).

Endokronun en önemli avantajlarından biri tutuculuğu sadece mikromekanik olarak pulpa odasından sağlaması, dolayısıyla diş dokuları için daha konservatif olmasıdır. Dietschi ve diğerleri (2008) bu nedenle endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu için endokronları "altın standart" olarak tanımlamışlardır. Lopes ve diğerleri (2004) pulpa odası dentinine adezyonun kök kanal dentininden daha güvenilir olduğunu göstermişlerdir.

Bu nedenle tez çalışmamızda, koronal aşırı madde kaybı olan endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonlarında farklı yapıştırma simanlarıyla (RelyX Ultimate Clicker ve RelyX U200) yapıştırılan CAD/CAM rezin nanoseramik (Lava Ultimate ve Cerasmart) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) endokron sistemlerin in vitro olarak kırılma dayanımları karşılaştırmalı olarak incelendi.

Endokron restorasyonların kırılma dayanımı ile ilgili meta analiz yapılan sistematik bir araştırmada, endokron restorasyonların geleneksel restorasyonlarla karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Bu durumun en akılcı

açıklaması; endokron restorasyonların belirgin biçimlenmesi/tasarımı, kalınlığı ve elastisite modülü ile ilişkilendirilmesidir (Sedrez ve diğerleri, 2016).

Arka grup dişlere yapılan endokron restorasyonların başarısı, bir başka subanalizde yaygın olarak endodontik tedavi sonrası restorasyonlarda uygulanan kanal içi postlarla karşılaştırılmıştır. Postlar; her ne kadar endodontik restorasyonların tutuculuğunda önemli rol oynasa da özellikle metal postlar kullanıldığında kök kırılması ve çekim, cam fiber postlar kullanıldığında post/restorasyon adezyon bozukluğu, kopmalar şeklinde başarısızlıklar görülmektedir. Metal postlarda kök kırılmalarının nedeni dentinle karşılaştırıldığında çok daha fazla sert olmaları dolayısıyla stresin post içinde veya diş/post arayüzünde artarak birikmesiyle ilişkilidir. Cam fiber postlarla dentin arasındaki benzer elastik özellikler kırılmaları önler ve metal postlara oranla bir avantaj oluşturur (Sarkis-Onofre, Jacinto, Boscato, Cenci ve Pereira-Cenci, 2014).

Biacchi ve Basting (2012) ve Chang ve diğerleri (2009), endokronların, cam fiber postların kullanılarak yapıldığı lityum disilikat seramikle güçlendirilmiş geleneksel restorasyonlardan istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bulgulamışlardır.

Bizim çalışmamızın bulgularında da endokron restorasyonların kırılma dayanımının Chang ve diğerlerinin (2009) bulgularına (1,446.68N) yakın değerler göstermesi (1,250.0-1,349.7 N) endokron restorasyonların kırılma dayanımlarının yüksek olduğunu desteklemektedir.

Forberger ve Göhring (2008) tarafından yapılan çalışmada, endokron restorasyonlar seramik (zirkonya), altın veya cam fiber postlarla karşılaştırıldığında kırılma dayanımlarının benzer olduğu gösterilmiştir.

Ağız içi fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin 50-250 N, maksimum ısırma kuvvetlerinin (bruksizim) 500-900 N olduğu göz önünde tutulduğunda bu in vitro çalışmamızda test edilen CAD/CAM endokron sistemlerin kırılma dayanımı, maksimum çiğneme kuvvetlerinin ortalamasının çok üstünde olduğu bulunmuştur (Kampe, 1987; Kiliaridis, Kjellberg, Wenneberg ve Engstrom, 1993). Bu da çalışmamızda test

edilen CAD/CAM endokron sistemlerinin maksimum ağız içi çiğneme kuvvetlerine karşı koyabileceğini göstermektedir. Bundan dolayı, klinikte arka grup dişlerde post uygulamalarının yerine endokronların koronal aşırı madde kayıplı endodontik tedavi görmüş büyük azı dişlerde güvenle kullanılabileceğini ileri sürebiliriz. Bu savımız, aynı zamanda çalışmamızın negatif kontrol gurubunu oluşturan prepare edilmemiş doğal dişlerle CAD/CAM seramiklerin kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli bir farkın bulunmamasıyla da desteklenmektedir.

Materyaller arasındaki bağlanma değerlerinin ağız ortamındaki kuvvetlere benzer kuvvetler üreterek ölçülmesi mekanik testlerle sağlanır. Birçok farklı araştırmada kullanılabilen bu testler sayesinde materyaller için ön değerlendirme sağlanmış olur. Genellikle porselen, amalgam ve siman gibi kırılğan ve çekme kuvvetlerine dayanıksız malzemelerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde basma testleri (compressive tests) kullanılır (Özpinar ve diğerleri, 2008). Bu nedenle araştırmamızda CAD/CAM bloklarının kırılma dayanıklılıklarını ölçmek için basma testi kullandık. Ancak, bir restorasyon tarafından karşılanan oklüzal kuvvetlerin bileşkeleri miktar bakımından çok değişkendir. Dolgunun bulunduğu bölgeye ve alt çenenin fonksiyonel hareketlerinin yönüne göre değişkenlik gösterir. Bu nedenle hiçbir testin tek başına ağızda oluşan bu kuvvetleri taklit etme yeteneğine sahip olmadığı göz ardı edilmemelidir.

Endokron restorasyonların geleneksel restorasyon sistemleriyle karşılaştırıldığında başarısının daha iyi olması, geleneksel kronlarda ferrulenin sağlam mine ve dentin kaybına yol açması, buna karşılık endokron restorasyonların ferrulesiz yapılmasına, endokronların oklüzal kalınlığının ise 3-7 mm olmasına karşılık geleneksel kronlarda oklüzal kalınlığın sadece 1,5-2 mm olmasına bağlanmaktadır (Jotkowitz ve Samet, 2010; Lin ve diğerler, 2010; Tsai, Petsche, Anusavice ve Yang, 1998).

Endokron restorasyonlarında oklüzal kalınlığın geleneksel kronlardan daha fazla olması, kırılma dayanımının fazla olmasının önemli bir etkenidir. Pulpa kavitesi ne kadar derin olursa intrakoronal genişlik de adeziv retansiyon için o kadar fazla olur ve çiğneme fonksiyonu sırasında oklüzal stresler pulpa odasının adezyon oluşturulmuş duvarlarına iletilir. Chen ve diğerleri (2014) ve Mörmann ve diğerleri (1998) Lava Ultimate restorasyonların kırılma dayanımı ile kalınlıkları arasında

doğrusal olarak artan bir ilişki bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da endokronların taban kısmıyla en derin fissür arası mesafe, ortalama 6-6.5 mm olacak şekilde tasarlanarak restorasyon kalınlıkları standardize edilmiştir.

Restoratif diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biri kaybedilen diş yapılarının yerine yerleştirilecek materyallerin yapıları ve fiziksel özelliklerinin doğal dişlere benzemesidir (Coldea, Swain ve Thiel, 2013). Bu amaçla üreticiler, seramiklerin sağlamlık ve renk stabilitesi gibi avantajları ile kompozit rezinlerin düşük aşınma ve esneklik özelliklerini bünyesinde bulunduran CAD/CAM materyallerinin geliştirilmesi yönünde çalışmalarını odaklamışlardır. Materyallerin partikül büyüklüğü ve kimyasal özellikleri nano teknoloji ile değiştirilebilir, kimyasal reaktivitesi, partikül büyüklüğü nano düzeyde azaltılarak artırılabilir. Nano teknoloji kullanılarak kompozitler ile seramikler entegre edilerek yeni rezin nanoseramik materyaller geliştirilmiştir. Kompozit rezin nanoseramik bloklar, polimer matriksin nano boyutta seramik partiküller (Lava Ultimate) veya nanohibrit doldurucular ile (Cerasmart) güçlendirilmesinden ibarettir (Nagas ve diğerleri, 2016; VanNoort, 2012).

Tez çalışmamızda bu iki materyal kullanarak oluşturulan endokronların kırılma dayanımları pozitif kontrol grubu olarak lityum disilikat cam ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD ile karşılaştırarak incelendi. Araştırmamızın pozitif kontrol grubunu oluşturan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, IPS e.max CAD endokronların yapıştırma simanlarından bağımsız olarak değerlendirilen kırılma dayanımı, Cerasmart'dan daha yüksek bulunurken, diğer rezin-nano seramik Lava Ultimate ile kırılma dayanımı arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Bu durumda sıfır hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir.

Gaujat ve diğerleri (2017) dört CAD/CAM bloğun mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, bizim araştırmamızın sonuçlarıyla örtüşen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, IPS e.max CAD'in kırılma dayanımının Cerasmart'tan daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğin mekanik dayanımı yüksek, estetiği diş minesine çok benzeyen restorasyonlar oluşturduğu bir çok çalışmada

gösterilmiştir (Gresnigt, Özcan, Houten, Schipper ve Cune, 2016; Gungor, Bal, Yılmaz, Aydın ve Nemli, 2017; El-Damanhoury ve diğerleri, 2015).

Lityum disilikat mikroyapısı, çok yönlü dağılım gösteren ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristal yapı, materyal içinde, çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığını artırır (Anusavice, 2003). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerin esneklik ve kırılma dayanımı değerleri, CAD/CAM tekniğinde (360 MPa, 2.25 MPa) ve ısı altında basınç ile presleme tekniğinde (400 MPa, 2.75 MPa), diğer cam seramik materyallerden önemli derecede yüksek olduğu gösterilmiştir (Reich, 2015; Tysowsky, 2009).

Lityum disilikat ile sağlanan yenilikçi gelişmelerin hepsi tartışmasız bir gerçek olup, restoratif işlemlerde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Optik özelliklerinin mükemmel, mekanik dayanıklılığın yüksek olması, çok yönlü özgün restoratif ve farklı üretim tekniklerinin yapılabilmesi nedeniyle bu tez çalışmasında IPS e.max CAD pozitif kontrol amaçlı kullanılmıştır. Aynı zamanda, dijital diş hekimliği alanında oldukça fazla umut verici bir materyal olduğu ve bazı klinik ve teknik bakış açılarına ışık tuttuğu ileri sürülmektedir (Kang, Chang ve Son, 2013; Zarone ve diğerleri, 2016).

Lava Ultimate'in nanoseramik yapısı ve rezin arasında bağlanmanın kuvvetli olması nedeniyle kırılma dayanımı yüksektir. Bunun yanısıra Lava Ultimate'in bükülme dayanımı 200 MPa, elastisite modülü ise 29.8 GPa dir. Bu değerlerin dentine çok yakın olduğu belirtilmiştir (Lauvahutanon ve diğerleri, 2014; Mihali, Bortun ve Bratu, 2013). Bu da, Lava Ultimate'nin kuvveti absorbe etme özelliğinin yeterince yüksek olduğunu düşündürmektedir.

Swaina ve diğerleri (2016), rezin nanoseramik materyallerinin sertliklerinin ve elastisite modüllerinin lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden düşük fakat, kırılma dayanımlarının cam seramiklerle karşılaştırılabilir veya daha yüksek olduğunu bulgulamışlardır. Araştırma sonuçlarımızı destekleyen bu çalışma ve pozitif kontrol gurubumuzu oluşturan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, IPS e.max CAD ile Lava Ultimate'in kırılma dayanımı arasında istatistiksel olarak önemli bir farkın bulunmaması Lava Ultimate'in de endokron restorasyonların

CAD/CAM sistemiyle hazırlanmasında önerilebilecek bir materyal olduğunu göstermektedir.

Lawson, Bansal ve Burdess (2016) CAD/CAM restoratif materyallerin aşınma, dayanıklılık, modulus ve sertlikleriyle ilgili yaptıkları çalışmalarında rezin nanoseramik materyallerin (Cerasmart ve Lava Ultimate) esneklik dayanımlarının cam seramiklerden daha düşük olduğunu bulmuşlardır.

İlave olarak, Cerasmart'ın doldurucu oranı kendisi gibi rezin nanoseramik olan Lava Ultimate'den (%80) daha azdır (%71). Esneklik dayanımı (200-240 MPa) ve elastisite modülü (7-9 GPa) dır.Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD (320-450 MPa - 90-95 GPa)'dan daha düşüktür. Bu da araştırmamızın bulgularında Cerasmart'ın kırılma dayanımının lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD'den istatistiksel olarak daha düşük olmasını açıklamaktadır. Cerasmart ve Lava Ultimate, seramik materyallerden daha düşük esneklik modülüne sahiptir. Bu materyallerin; seramik doldurucu partiküllerle güçlendirilmiş polimer matrikse sahip olmaları, polimer matriksin kovalent ve sekonder bağlardan oluşması, bu bağların kimyasal yapısı materyale daha fazla esneklik kazandırır. Öte yandan cam seramik esaslı materyaller sert iyonik bağlardan oluşur. Lava Ultimate ve Cerasmart'ın mikro yapısı birbirinden çok az farklılık gösterir. Cerasmart'da doldurucu partikülleri daha az kümelenme oluşturur ve partiküller arasında boşluklar bulunur. Doldurucu kümelenmesi ne kadar az olursa polimer matrikste yükleme sırasında elastik deformasyonun dağılabilmesi o kadar fazla olur (Lawson ve diğerleri, 2016).

Kanıtlanmış bir bulgu olan rezinin esekliği nedeni ile rezin nanoseramik esnekliğinin fazla kırılma dayanımının az olması, çalışmamızın bulgularında Lava Ultimate ve Cerasmart'ın kırılma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli bulunmaması ile de desteklenmektedir (Nagas ve diğerleri, 2016).

Stawarczyk ve diğerleri (2015) dental restoratif CAD/CAM kompozitlerin mekanik ve optik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, CAD/CAM kompozitlerin, elastisite modüllerinin düşük ve aralarında istatistiksel olarak önemli bir farkın

bulunmamasını, deformasyona neden olan fonksiyonel stresleri daha fazla absorbe etmelerinden kaynaklanması ile açıklamışlardır.

Goujat ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmalarında Cerasmart'ın esneklik dayanımı Lava Ultimate'den daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçtan hareketle Lava Ultimate'in doldurucu partiküllerinin oranının Cerasmart'tan fazla olmasına karşın Cerasmart'ın esneklik dayanımının yüksek olması çalışmamızda test edilen bu iki materyalin kırılma dayanım verileri arasındaki farkının istatistiksel olarak önemli bulunmamasının açıklaması olabilir.

Klinik şartlarda, çiğneme fonksiyonu veya para fonksiyonlar sırasında oklüzal stresler, rezin kompozit restorasyonlardaki sert ve kırılğan dolduruculardan esnek ve akışkan rezin matrikse doğru iletilir. Stres birikimi, doldurucu rezin matriks ara yüzünde doldurucuların yerinden çıkmasına ve rezin matriksin aşınmaya başlamasına neden olur (Blatz ve diğerleri, 2003). Bu stres konsantrasyonları aynı zamanda ısıl döngü kaynaklı olabilir. Isıl döngü testi, ağız ortamını taklit edecek şekilde test edilen örneklerde ısı değişiklikleri oluşturur. Isı değişiklikleri sırasında, doldurucular ve rezin matriks arasında termal genleşme katsayısının farklı olmasından dolayı rezin kompozitlerde yüksek interfasiyal streslerin oluşmasına neden olur. Isıl döngü, CAD/CAM rezin kompozit materyallerin aşınması ve esneklik özelliklerinde etkili olabilir (Gale ve Darvell, 1999).

Isıl döngü yaşlandırma testi, materyallerin in vitro kırılma dayanımını test etmede çok yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Hibrit tabakanın ısıl döngü sırasında sıcak su ile açığa çıkması, korunmasız kollajenin hidrolizisini hızlandırır ve iyi polimerize olmamış rezinin açığa çıkmasıyla adeziv tabakayı etkileyebilir. Doğrusal ısıl genleşme katsayısının, materyallerin mikrosızıntısında olduğu kadar kırılma dayanımının test edilmesinde de önemli bir faktör olduğu gösterilmiştir. Bu faktör, restoratif materyalin içeriği ile yakın ilişkilidir. Diş ve restoratif materyal arasında doğrusal ısıl genleşme katsayısındaki artan farklılık, bağlanma ara yüzeyinde mikro çatlakların oluşmasına yol açar (El-Damanhoury ve diğerleri, 2015). Mikrosızıntı ve kırılma dayanımında önemli olan bu durum nedeniyle, araştırmamızda CAD/CAM blokların ve yapıştırma simanlarının kırılma dayanımlarını test etmeden önce

materyalin ağız ortamında aşınmasını taklit eden ısı döngü yöntemi tüm örneklere 5-55⁰ C'de 5.000 kez olacak şekilde uygulandı.

Tsujimoto ve diğerleri (2017), CAD/CAM rezin kompozitlerin esneme özelliklerinin zirkonyum dioksit içerenlerde (Lava Ultimate , Paradigm MZ100 ve Shofu Block HC) ısı döngüden sonra azaldığını ancak, CAD/CAM hibrit seramik materyallerin (Cerasmart,Vita Enamic ve Katana Avencia Block) esneklik özelliklerinin ise ısı döngüden sonra azalmadığını göstermiştir

Bizim çalışmamızda da test edilen örneklere 24 saat suda bekletmeden sonra ağız ortamını taklit etmesi nedeniyle ısı döngü testi uygulandıktan sonra kırılma dayanımı test edilmiştir. Örneklerin suda bekletilmesi, rezin matriksin içine suyun penetrasyonuna neden olur ve polimeri yumuşatır. Suyun emilimi, özellikle yüksek oranda kristal içeren zirkonyum dioksit materyallerinin yeterince silanize edilememesi ve interfacial silanın hidrolizisine neden olur (Da Silva ve diğerleri, 2014). Araştırmamızda test edilen Cerasmart ve Lava Ultimate'in kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak farkın önemli bulunmaması, Tsujimoto ve diğerleri (2017) nin bulgularını desteklemektedir. Isı döngünün belki de Lava Ultimate'in esnekliğini azaltmasına karşın Cerasmart'ta bir değişikliğe yol açmaması kırılma dayanımlarının birbirine yakın olmasının diğer bir nedeni olabilir.

Araştırmamızda test edilen CAD/CAM endokron restorasyon örnekleri, negatif kontrol gurubumuzu oluşturan prepare edilmemiş sağlam doğal dişlerin kırılma dayanımları ile karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak önemli bir farkın bulunmaması, materyallerin su absorpsiyon miktarının az olduğunu ve ilave olarak, mikroyapılarını oluşturan seramik bileşenin rezin-seramik bağlanmasının hidrolitik parçalanmaya dayanıklı olduğunu gösterir. Bundan dolayı, CAD/CAM rezin nanoseramiklerin (Cerasmart, Lava Ultimate) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, IPS e.max CAD'in ısı döngüden çok fazla etkilenmediğini ileri sürebiliriz. Ancak, materyallerde aşınmayı taklit eden çok sayıda farklı yollar ve sonuçları etkileyecek yöntemlerin olması, bunların seçiminde kararsızlıklar yaşanmasına yol açabilir ve bundan dolayı farklı testlerden farklı başarı sonuçlarının alınabileceği göz ardı edilmemelidir.

Endokronların başarısı ve ömrü; dişin preparasyonunun doğruluğuna, en uygun seramiğin, adeziv simanın ve bağlayıcı materyalin seçimine bağlıdır (Bindl ve Mörmann, 1999; Bindl ve diğerleri, 2005; Göhring ve Peters, 2003). Genellikle tercih edilen siman, bir adeziv rezin siman veya kendinden adeziv rezin simandır. Seramik restorasyonların retansiyonu asidik floridlerle kimyasal pürüzlendirme yoluyla veya rezin simanın bağlanmasından önce silan uygulamasıyla başarılır. Ancak, Lava Ultimate rezin nanoseramik pürüzlendirilemediğinden hidroflorik asitle pürüzlendirme yapılmaz. Partikül büyüklüğü 50 mikron veya daha az olan alüminyum oksit kumlarıyla 2 bar basınçla pürüzlendirme yapılır (Kim ve diğerleri, 2016).

Bu nedenle çalışmamızda Lava Ultimate ve Cerasmart örneklerine alüminyum oksit kumlaması yaparak pürüzlendirme gerçekleştirildi. Lava Ultimate restorasyonlara, üretici önerileri doğrultusunda silan ve/veya bir bağlayıcı etken, yapıştırmadan önce uygulanmalıdır. Silan bifonksiyonel bir moleküldür. Kompozitte açığa çıkan doldurucularla bağlanma yapar ve nemliliği artırarak bağlanma dayanımını arttırabilir. Silanizasyondan önce bu kumlama işlemi rezin matriks yüzeyini kısmen uzaklaştırır ve doldurucu partikülleri açığa çıkar. Bu da restorasyon ve alt yapılar ile arasında daha iyi bir mekanik bağlanmaya neden olur (Yun ve diğerleri, 2010).

Çeşitli in vitro çalışmalarda kendinden pürüzlendirmeli yapıştırma materyallerinin geleneksel kompozit rezin yapıştırma sistemlerine alternatif olup olamayacağı sorularına yanıt aranmaktadır. Bu çalışmalarda kendinden pürüzlendirmeli yapıştırma simanlarının ve geleneksel çok basamaklı adeziv sistemler ile uygulanan kompozit rezin yapıştırma simanlarının bağlanma dayanımı, marjinal adaptasyonu ve sızdırmazlığı benzer bulunmuştur (Baader ve diğerleri, 2016).

Geleneksel rezin simanlar, kompozit rezinlere benzer ve diğer adeziv esaslı rezin simanlardan daha üstün fiziksel özellikler gösterir. Geleneksel rezin simanlar uygun dentin bağlayıcı etkenlerle kullanıldığında bağlanma dayanımları yüksektir. Bir çok çalışmada, geleneksel rezin simanların bağlanma dayanımları kendinden adeziv rezin simanlardan daha yüksek bulunmuştur (Kim ve diğerleri, 2016). Kendinden adeziv simanlarda asidik monomerler diş yapılarını demineralize ve infiltre ederek mikromekanik retansiyon sağlar (Pisani ve diğerleri, 2011).

Kendinden adeziv simanın fosforik asit monomerleri ve dişin hidroksiapatiti arasında simultane olarak gelişen reaksiyonla, kimyasal retansiyon sağlanır. Ancak, bir çok çalışmada dentine kötü bir adezyon ve geleneksel rezinlerden daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği bulgulanmıştır. İlave olarak, siman çok viskz olduğu için demineralize kollajen liflerin arasına penetre olması zordur (Burgess ve diğerleri, 2010; Pavan ve diğerleri, 2010; Santos ve diğerleri, 2011). Bunun yanısıra, kendinden adeziv dual olarak polimerize olan rezin simanlar bağlanma işlem basamağını basitleştirerek çok basamaklı kompleks uygulamaların ve geleneksel rezin simanların post operatif duyarlılığının ve nem hassasiyetinin üstesinden gelmek gibi avantajlara sahiptir (Broyles ve diğerleri, 2013; Burgess ve diğerleri, 2010; Koller ve diğerleri, 2012).

Kim ve diğerleri (2016), kompozit bloklarda iki kendinden adeziv simanı geleneksel rezin simanla karşılaştırdıkları çalışmalarında, geleneksel rezin simanın kendinden adeziv rezin simanlardan daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir.

Bu tez araştırmasında, rezin siman olan RelyX Ultmate Clicker ve kendinden adeziv rezin siman olan RelyX U200, CAD/CAM bloklarından bağımsız kırılma dayanımları değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır. Kim ve diğerleri'nin (2016) araştırmaları ile bizim araştırmamız arasındaki farklılığın birkaç nedeni olabilir. Bunlardan bir tanesi ve belki de en önemlisi CAD/CAM endokron restorasyon örneklerimiz mine içerdiği için self adeziv RelyX U200 simanı uygulanan gruptaki örneklere klinikteki uygulamalara benzer olması amacıyla ayrıca asit uygulamamızdan kaynaklanabilir. Baarder ve diğerleri (2016) in vivo olarak yaptıkları 6.5 yıl takipli çalışmalarında kendinden adeziv yapıştırma simanı RelyX Unicem'in selektif pürüzlendirme uygulayarak yapıştırdıkları seramik kronların başarı oranının (%82) selektif pürüzlendirme uygulamadan yapıştırılan seramik kronların başarı oranından (%60) daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Kendinden pürüzlendirmeli yapıştırma simanlarının mineye bağlanması, pürüzlendirmeli yıkamalı adeziv sistemler kadar etkin değildir. Bu nedenle, kendinden pürüzlendirmeli yapıştırma simanlarının mineye bağlanmasını arttırmak amacıyla ilave mikroretansiyon sağlamak için selektif pürüzlendirme yapılması önerilmektedir. In vitro çalışmalarda, minede ilave mikroretansiyon oluşturmak

amacıyla selektif pürüzlendirme sonuçlarının kendinden adeziv yapıştırma materyallerinin bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (De Munck ve diğerleri, 2004; Lin, Shinya, Gomi ve Shinya, 2010)

Farklılığın diğer bir nedeni de simanların doldurucu içerikleri ve bağlanma dayanımı test yöntemleri arasındaki farklılıklar olabilir. Kim ve diğerleri (2016), simanların kompozit bloklara bağlanma dayanımını makaslama bağlanma testi ile değerlendirmelerine karşın bizim çalışmamızda kırılma dayanımı testi ile değerlendirilme yapılmış ve simanların bağlanma dayanımları test edilmemiştir (Kim ve diğerleri, 2016; Santos ve diğerleri, 2011).

Çeşitli çalışmalarda seramik materyalin mikro yapısının, seramik / siman ve diş / siman ara yüzünün bağlanma dayanımını ve yapıştırma simanının tam seramik kronlarda kırılma kuvvetini etkilediği gösterilmiştir (Chen ve diğerleri, 1999; Kao ve Johnston, 1991). Ancak, bizim çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik olan IPS e.max CAD'in kırılma dayanımı yapıştırma simanlarından etkilenmemiştir. McCormic ve diğerleri (1993), yapıştırma simanlarının, tam seramik kronlarda kırılma dayanımlarına herhangi bir etkisinin bulunmadığını ileri süren çalışmaları, bizim çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Rezin simanların çoğu dual olarak polimerize olur, hem self hem de ışıkla sertleşen bileşenler içerir. Bir çok klinik vakada, restorasyonun kalınlığı ve opasitesi nedeniyle ışık kaynağına uzak kalınlabileceğinden dental simanların sadece ışıkla sertleşmesi zordur (Arrais ve diğerleri, 2007; Arrais ve diğerleri, 2008).

Çeşitli çalışmalarda kendi kendine sertleşmenin tek başına; polimerizasyon oranında, simanın sertleşmesinde, erirililikte ve bağlanma dayanımında ışıkla aktive olan dual polimerize olan rezin simanlar kadar etkili olmadığı gösterilmiştir (Arrais ve diğerleri, 2008; Luhrs ve diğerleri, 2014).

Kendiliğinden setleşme modunda polimerizasyon derecesinin düşük olması, su absorpsiyonunun ve eririliliğin artmasıyla ilişkilendirilebilir. Bu da rezin simanın mekanik özelliklerini ve indirekt restorasyonların ömrünü olumsuz yönde etkiler (Gerdolle ve diğerleri, 2008; Kilinc ve diğerleri, 2011). Biz de araştırmamızda dual

olarak polimerize olan rezin siman, RelyX Ultimate Clicker örneklerini ışıkla aktive ederek CAD/CAM endokron restorasyonların kırılma dayanımına etkisini inceledik.

Otopolimerizasyon reaksiyonu sırasında viskozitedeki değişiklikler, radikallerin göç edebilirliğini ve polimerizasyon reaksiyonunu azaltır. İlave olarak, self adeziv rezin simandaki temel doldurucularla fosfat monomerlerin nötralizasyon reaksiyonu sırasında oluşan su, kendinden sertleşme sırasında polimerizasyonun yavaş olmasına yol açar. Benzoyl peroksit, kendinden sertleşmede tersiyer aminle oksidasyon–reduksiyon reaksiyonu sonucu polimerizasyonun başlatıcısı olarak rol oynar. Ancak, adezivdeki asit, tersiyer aminle reaksiyona girebilir ve dörtlü amonyum bileşiği oluşur, bu da polimerizasyonu azaltır. RelyX U200 başlatıcı olarak sodyum *p*-toluen sulfonat içerir (Rueggeberg ve Caughman, 1993).

Suh ve diğerleri (2003), sodyum aryl-sülfat veya aryl-borat tuzunun kimyasal polimerizasyonu başlatmak için tersiyer aminle asidik monomerin reaksiyonunu önlediğini bildirmektedirler. Sodyum tuzları asidik rezin monomerle reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatır ve fenil veya benzen sulfonil serbest radikalini oluşturur. Yapıştırma simanın bu özelliği simanın daha dayanıklı ve uzun ömürlü olmasına neden olur (Tay ve diğerleri, 2003).

Çalışmamızda kullandığımız her iki yapıştırma simanın CAD/CAM blok türlerinden bağımsız ve CAD/CAM blok türlerine göre kırılma dayanımlarının istatistiksel olarak önemli farklılık göstermemiş olması, prepare edilen dişin dentininde oluşan ve kuvvetin uygulandığı sırada stresleri absorbe eden hibrit tabakasına kuvvetle bağlanmasına ve seramik yüzeyine hem kimyasal hem de mikromekanik bağlanması neden olabilir. Bundan dolayı bu simanlar, CAD/CAM endokron restorasyonların yapıştırılmasında tercih edilebilir ve önerilebilir simanlardır.

Bu in vitro araştırmada test örnekleri, Single Bond Universal uygulamasından sonra simante edilmiştir. Single Bond Universal, makaslama bağlanma dayanımı yüksek, ışıkla sertleşen bir bağlayıcıdır ve silan, MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond kopolimeri, doldurucu, etanol, su ve başlatıcılar içerir. Silan, pürüzlendirilmiş cam yüzeylere ve rezin nano seramiklerin silika komponentine primer gibi etki ederek fonksiyon görür. Primerin asiti siloksanın oluşumunu

destekleyerek silan ve seramik yüzeyi arasında bağ oluşturur ve yüksek bağlanma dayanım değerlerine neden olur. Bu asidik primer aynı zamanda ara yüzün nemlenmesini arttırarak silanın kompozite kondenzasyonunu kolaylaştırır. MDP fosfat monomer kendinden pürüzlendiren monomer olarak kanıtlanmıştır ve zirkonyum, alüminyum, metaller ve rezin nanoseramiğin zirkonyum bileşenleri için primerdir. Fosfat monomer zirkonyuma uygulandığında fosfat monomerin hidrojen gurubu ile zirkonyum oksijen gurubu reaksiyona girerek su oluşturur ve stabil Zr-O-P kovalent bağları meydana gelir. Vitrabond kopolimeri, tüm pürüzlendiren teknikte nemli veya kuru dentine bağlanmaya olanak sağlar (Erdemir ve diğerleri, 2014; Senyilmaz ve diğerleri, 2007; Stangel ve diğerleri, 1987; Wolfart, Lehmann Wolfart ve Kern, 2007; Yoshida, Tsuo ve Atsuta, 2006).

Araştırmamızda Tip I ve II kırılmaların toplam 14 restorasyonda görülmesi (%46.5) adeziv bağlanma dayanımı ile ilgili testlerin yapılmasının gerekliliğini göstermektedir. Ancak, araştırmamızda adezivin bağlanma dayanımı ile ilgili herhangi bir deney gerçekleştirilmemiştir.

Çalışmamızda materyallerin test edilmesinde, elastisite modülü, bağlanma ve dayanım özellikleri klinik koşulları ve standardizasyonu en uygun şekilde sağlayabildiği için benzer boyutlardaki doğal dişler seçilerek kullanılmıştır.

Doğal dişlerle ilgili tartışılması gereken bir başka konu da bunların çalışmalarda negatif kontrol gurubu olarak kullanılmasıdır. Materyallerin prelinik ve klinik ömürleri önemlidir. Asıl amaç, bu test edilen materyallerin sonuçta doğal dişlerde kullanılmalarının uzun ömürlü olmalarını sağlamaktır. Bu in vitro çalışmada test ettiğimiz CAD/CAM bloklarıyla oluşturduğumuz endokron restorasyonların basma kuvvetlerine negatif kontrol gurubunu oluşturan restore edilmemiş doğal dişlerle benzer şekilde dayanıklılık göstermesi ve Gresnigt ve diğerleri'nin (2016), benzer materyallerle yaptıkları çalışmalarında çekilmiş sağlam doğal dişlerin kırılma dayanıklılığının benzer oranlarda bulgulanması, doğal dişlerin araştırmalarda negatif kontrol amaçlı kullanılmalarının uygun olduğunu göstermektedir. Ancak, çekilmiş sağlam doğal dişlerin değişkenliği ve değişik boyutta ve özellikteki yapıları, saklama koşullarındaki farklılıklar nedeniyle yapay materyallerin doğrudan karşılaştırılması ve yorumlanmasında dikkatli olunmalıdır.

Materyallerin yaşlandırma protokolü, diş ve restorasyon materyalinin yapısında stres oluşturur, bunun sonucunda basma testleri daha düşük kuvvet uygulamalarında bile kırılmalara yol açabilir. 45°'lik eğimle uygulanan kuvvetin daha fazla zarar verici olduğu in vitro çalışmalarda ileri sürülmüştür (Barreto ve diğerleri, 2016; Wang ve diğerleri, 2016). Çünkü, stresler dişin uzun eksenini boyunca dağılamayacağından ve servikal bölgede daha fazla yoğunlaşacağından tamir edilemez kırılmaların görülmesi daha fazla olacaktır. Bizim çalışmamızda da CAD/CAM restorasyon örneklerimize kuvvet uygulaması, Scotti ve diğerleri'nin (2016) ve Ramírez ve diğerleri'nin (2014) çalışmalarında olduğu gibi 45°'lik eğimle gerçekleştirilmiştir.

Oblik yönde kuvvet uygulaması, çok yüksek tek bir kuvvetle kırılma olasılığını artırır. Araştırmamızın bulgularında restorasyonlarda en fazla tamir edilemeyecek şekilde kırıkların olduğu Tip IV kırılmaların görülmesi (Lava Ultimate deney gruplarında 28 adet diş, IPS e.max CAD deney gruplarında 25 adet diş), kuvveti oblik olarak uygulamamızdan ve seramik-adeziv siman ve dentin arasındaki elastisite modülü farklılıklarından kaynaklanıyor olabilir. IPS e.max CAD ve Lava Ultimate'in seramik doldurucu partikül oranlarının fazla olması bu materyallerin bir taraftan yüksek esneme dayanımı göstermelerine karşın diğer taraftan tamir edilemez kırılmalara yol açması, kırılma özelliklerinin fazla olmasından kaynaklandığını düşündürmektedir (Steele ve Johnson, 1999). Biacchi ve Basting'in (2012) çalışma bulguları da araştırmamızın bulgularıyla paralellik göstermektedir.

IPS e.max CAD deney grubunda Tip I ve Tip III kırılmanın görülmemesi, asitle pürüzlendirilebilen lityum disilikat bazlı seramiklerin adeziv özelliği, rezin simanla mikromekanik olarak bağlanmaları, rezin siman/ diş yüzeyi arasında adezyonu desteklemesine ve yerinden çıkmaya dayanıklılık göstermesine neden olur (Magne ve Douglas, 1999; Ree ve Schwartz, 2010). Ancak, intrinsek kırılma davranışı nedeniyle lityum disilikat bazlı seramikler yorgunluğa karşı başarısızlıklara maruz kalınca genellikle yükleme sırasında veya stres konsantrasyon alanlarında mikro çatlaklar meydana gelir. Bunun sonucunda dinamik kuvvetler altında ergime ortaya çıkar ve büyük çatlaklar oluşur. Bunlar lityum disilikatın yapısını zayıflatarak mekanik dayanımın ortadan kalkmasına ve katastrofik/ tamir edilemez

başarısızlıkların meydana gelmesine neden olur (Dhima ve diğerleri, 2014; Wiskott, Nicholls ve Belser, 1995).

Araştırmamızda test edilen örneklerde Tip III kırıklarının görülmemesi; endokron restorasyonların genellikle pulpa odası ile sınırlı internal preparasyonu ve fabrikasyon olarak üretilen tek bir CAD/CAM materyal ile kaybedilen koronal diş sağlam dokularının tüm anatomik yapısının yerini alan tek parça tam kron restorasyon olması restorasyon/siman/diş bağlanmasının iyi olmasından kaynaklanır ve yerinden çıkmaya karşı direnç gösterip uygulanan aşırı kuvveti absorbe ederek doğrudan köke iletmeleri ile ilişkili olabilir.

Tamir edilebilir (Tip I ve Tip II) kırıkların en fazla Cerasmart CAD/CAM bloklarda görülmesi Cerasmart'ın resin içeriğinin diğer guruplardan daha fazla ve elastisite modülünün daha düşük olmasıyla açıklayabiliriz. Ancak, laboratuvar kırılma dayanım testlerinin ağız içi yükleme şartlarını tam olarak sağlayamaması, dişin şekli, yaşı, diş yapıları, depolama koşulları, preparasyon ve restorasyon yöntemleri, materyal farklılıkları, yükleme teknikleri ve en önemlisi başarısızlıkların lokalizasyonunun sınıflamasındaki farklılıklar nedeniyle çalışmalar arasında bir ilişki kurmanın zorluğunu da vurgulamak isteriz.

Endokron tekniğinin; kolay yapılması, geleneksel kronlarla karşılaştırıldığında klinikte sarf edilen zamanın daha az, ölçüsünün dijital alınması gibi bir çok işlem basamağını azaltması, gün içerisinde randevu saatinde tedavinin bitirilebilmesi, hastanın daha az zamanını alması ve estetiğinin seramikten yapılması nedeniyle daha iyi olması, diş dokularına maksimum koruyucu etki göstermesi avantajlarının yanısıra, Zarone ve diğerleri (2006) ve Lin ve diğerleri (2009)'nin çalışmalarında, tutunma için yüzey alanının daha az olduğu küçük azı dişlerinde bile geleneksel kronlara göre invitro başarılı sonuçların alınması, günümüzde ağız içi uygulanabilirliğinin giderek yaygınlaşacağını göstermekte olup, in vivo klinik takipli araştırmaların yapılarak in vitro çalışmaları desteklemesi gerektiğini ileri sürebiliriz.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırları içerisinde;

1. Çalışmamızda test edilen CAD/CAM seramik endokronların kırılma dayanımı maksimum çiğneme kuvvetlerinin ortalamasının çok üstünde olduğu bulgulanmıştır. Bu da çalışmamızda test edilen CAD/CAM endokron sistemlerinin maksimum ağız içi çiğneme kuvvetlerine karşı koyabileceğini göstermektedir. Bundan dolayı, klinikte endokronların, arka grup dişlerde koronal aşırı madde kayıplı endodontik tedavi görmüş dişlerde uygulanması önerilebilir.
2. Endodontik olarak tedavi görmüş dişlerin restorasyonu için en iyi materyalin seçimi konusunda henüz bir fikir birliği sağlanmamış olmakla beraber, araştırmamızda test edilen rezin nanoseramik materyallerin (Cerasmart ve Lava Ultimate) kırılma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli bulunmaması endodontik olarak tedavi görmüş dişlerin CAD/CAM endokron restorasyonlarında ve hatta para fonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda bile Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyale seçenek olarak klinik kullanımda önerilebilecek materyaller olduğunu ileri sürebiliriz.
3. Araştırmamızda CAD/CAM endokronların yapıştırılmasında kullanılan rezin siman olan RelyX Ultimate Clicker ve self adeziv rezin siman olan RelyX U200'ün kırılma dayanımları değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel önem içeren bir farklılık bulunmaması, CAD/CAM endokron restorasyonların yapıştırılmasında önerilebilir simanlar olduğu ve ayrıca bu simanların bağlanma dayanımlarının da test edilmesinin gerektiğini vurgulamak isteriz.
4. Çekilmiş sağlam doğal dişlerin, endokronların kırılma dayanımlarının değerlendirilmesinde negatif kontrol amacıyla kullanılmasının uygun olduğu söylenebilir. Ancak, sonuçların yorumlanmasında; değişkenlikleri, değişik boyutta ve özellikteki yapıları ve saklama koşullarındaki farklılıklar nedeniyle dikkatli olunmalıdır.
5. Endodontik tedavi görmüş dişlerin giderek kullanımı yaygınlaşacak olan CAD/CAM endokron restorasyonlarının klinik takipli çalışmalarla in vitro araştırmaları desteklemesi gerekmektedir.



KAYNAKLAR

- Addison O., Fleming G.J., Marquis P.M. (2003). The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental Materials*, 19(4): 291-297.
- Akaltan F. (2002). *Yapıştırma simanları*. TDBD, 71, 58-63.
- Alaçam T., Nalbant L., Alaçam A. (1998). *İleri Restorasyon Teknikleri*. Ankara: Polat Yayınları, 199-211, 309-340.
- Alaçam, T. (2012). *Endodonti* (2. Baskı). Ankara: Özyurt Matbaacılık, 1059-1148.
- Al-Assaf K., Chakmakchi M., Palaghias G., Karanika-Kouma A., Elaidis G. (2007). Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials Journal*, 23(7):829-39.
- Anusavice K.J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in Dental Research*, 17, 43-48.
- Arrais C.A., Giannini M., Rueggeberg F.A., Pashley D.H. (2007). Microtensile bond strength of dual-polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(2): 99-106.
- Arrais C.A., Rueggeberg F.A., Waller J.L., de Goes M.F., Giannini M. (2008). Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *Journal of Dentistry*, 36(6):418-26.
- Assif D., Gorfil C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6): 565-567.
- Ateyah N., Elhejazi A.A. (2004). Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 5(1): 63-73.
- Awada A., Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4): 587-593.
- Baader K., Hiller K.A., Buchalla W., Schmalz G., Federlin M. (2016). Self-adhesive luting of partial ceramic crowns: Selective enamel etching leads to higher survival after 6.5 years in vivo. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(1):69-79.

- Barreto B.C.F., Van Ende A., Lise D.P., Noritomi P.Y., Jaecques S., Sloten J.V., De Munck J., Van Meerbeek B. (2016). Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment, *Clinical Oral Investigation*, 20(5): 959–966.
- Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G. (2004). Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials*, 20(2):191-7.
- Bernhart J., Bräuning A., Altenburger M.J., Wrbas K.T. (2010). Cerec3D endocrowns—two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *International Journal Computerized Dentistry*, 13(2): 141-54.
- Biacchi G.R., Basting R.T. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns, *Operative Dentistry*, 37(2): 130–136.
- 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., Mörmann W.H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(3): 255-65.
- 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 Prosthodont*, 18(3): 219-224.
- Bitter K., Priehn K., Martus P., Kielbassa A. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(4):302-10.
- Blatz M.B. (2014). Bonding protocols for improved long-term clinical success. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(4): 276-277.
- Blatz M.B., Sadan A., Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3): 268-274.
- Bouillaguet S., Troesch S., Wataha J.C. (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials*, 19(3):199–205.
- Braga R.R., Meira J.B.C., Boaro L.C.C., Xavier T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2): 38-49.
- Broyles A.C., Pavan S., Bedran-Russo, A.K. (2013). Effect of dentin surface modification on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthodontics*, 22(1):59-62.

- Burgess J.O., Ghuman T. (2008). A practical guide to the use of luting cements. www.ineedCE.com.
- Burgess J.O., Ghuman T., Cakir D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6): 412-419.
- Burke F.J. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 26(4):293-300.
- Burke, F.J., Fleming G.C., Abbas C , Richer B. (2006). Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentinbonded crowns, *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 14(4):185-8.
- Calgaro P.A., Furuse A.Y., Correr G.M., Ornaghi B.P., Gonzaga C.C. (2013). Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Brazilian Oral Research*. 27(5): 403-9.
- Caputo A.A., Standlee J.P. (1987). Restoration of endodontically involved teeth. In: Biomechanics in clinical dentistry. *Chicago: Quintessence International*, 185-203.
- Carvalho R.M., Pereira J.C., Yoshiyama M. (1996) A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*, 21(1):17–24.
- Caughman W.F., Caughman G.B., Dominy W.T, Schuster G.S. (1990). Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(5):513-21.
- Cerasmart Block. (2017). *Technical Product Profile*. St. Paul, MN: 3M ESPE.
- Chang C., Kuo J., Lin Y., Chang Y. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns, *Journal of Dental Sciences*, 4(3): 110–117.
- Chang H.H., Chang M.C., Wang H.H., Huang G.F., Lee .Y.L., Wang Y.L., Chan C.P., Yeung S.Y., Tseng S.K., Jeng J.H. (2014). Urethane dimethacrylate induces cytotoxicity and regulates cyclooxygenase-2, hemeoxygenase and carboxylesterase expression in human dental pulp cells. *Acta Biomaterialia*, 10(2): 722-31.
- Chen C., Trindade F.Z., de Jager N., Kleverlaan C.J., Feilzer A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9):954-62.
- Chen H.Y., Hickel R., Setcos J.C., Kunzelmann K.H. (1999). Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressedceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(4):468-75.

- Cheung W. (2005). A review of the management of endodontically treated teeth. Post core and the final restoration. *Journal of American Dental Association*, 136(5):611-9.
- Christensen G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of American Dental Association*, 132(9): 1301-1303.
- Coldea A., Swain M.V., Thiel N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4): 419–426.
- Craig R.G., Powers J.M. (2002). *Restorative dental materials* (11th ed.) Mosby; 551-592.
- Cura C., Saraçoğlu A., Çöter S. (2003). Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4):394-9.
- Da Silva E.M., Miragaya L., Sabrosa C.E., Maia L.C. (2014). Stability of the bond between two resin cements and an yttria-stabilized zirconia ceramic after six months of aging in water. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3): 568-75.
- D'Arcangelo C., Zarow M., De Angelis F., Vadini M., Paolantonio M., Giannoni M., D'Amaro M. (2014). Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*, 18(2): 615-24.
- Davidowitz G., Kotick P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3): 559-570.
- Dayangaç B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. Ankara: Quintessence Yayıncılık, 50-53.
- De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2): 118-132.
- De Munck J., Vargas M., Van Landuyt K., Hikita K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials*, 20(10):963-71.
- De Souza G., Braga R.R., Cesar P.F., Lopes G.C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Sciences*, 23(4): 358-68.
- Denry L. (1996). Recent advances in ceramic for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2):134-43.

- Dhima M., Carr A.B., Salinas T.J., Lohse C., Berglund L., and Nan K.A. (2014). "Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2," *Journal of Prosthodontics*, 23(5): 353–357.
- Diaz- Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2):135-41.
- Dietschi D., Duc O., Kreji I., et al. (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence International*, 39(2):117-29.
- Donovan T.E., Chee W.W. (2004). Cervical margin design with contemporary esthetic restorations. *Dental Clinics of North America*, 48(2): 417-31.
- Douglas R.D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2): 166-170.
- Duret F., Preston J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2): 150-154.
- El-Damanhoury H.M., Haj-Ali R.N., Platt J.A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD/CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2): 201-210.
- El-Mowafy O. (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal of Canadian Dental Association*, 67(2): 97-102.
- Erdemir U., Sancakli H.S., Sancakli E., Eren M.M., Ozel S., Yucel T., Yildiz E. (2014). Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced cad/cam ceramic material. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6):434-43.
- Ergüven S. (2005). *Adeziv rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi*. Doktora tezi, M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Eryürük, S.E. (2013). *Farklı üretim tekniği ve materyaller kullanılarak üretilen estetik post-kor sistemlerinin kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Estafan D., David A., David S., Calamia J. (1999). A new approach to restorative dentistry: fabricating ceramic restorations using CEREC CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(6): 555-560.
- Fages M., Bennasar B. (2013). The endocrown: A different type of all-ceramic reconstruction for molars. *Journal of Canadian Dental Association*, 79: d140.

- Fasbinder D., Dennison J.B., Heys D.R., Lampe K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *American Dental Association Journal*, 136(12):1714-23.
- Fasbinder D.J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of American Dental Association*, 137(9): 22-31.
- Ferracane J.L., Stansbury J.W., Burke F.J. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4): 295-314.
- Ferrari M., Vichi A., Mannocci F., Mason P.N. (2000). Restorative study of the clinical performance of fiber posts. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No): 9-13.
- Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *Journal of American Dentistry Association*, 135(1): 11-16.
- Fischer, H., Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental Materials*, 18(1): 12-19.
- Foong J., Lee K., Tang G., Austin D., Ching C., Burrow M.F., Thomas D.L. (2006). Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian Dental Journal*, 51(3): 252-257.
- Forberger N, Göhring T. (2008). Influence of the type of post and core on invitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based allceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4): 264-273.
- Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2): 89-99.
- Gehrt M., Wolfart S., Rafai N., Reich S., Edelhoff D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*, 17(1):275-84.
- Gerdolle D.A., Mortier E., Jacquot B., Panighi M.M. (2008). Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study. *Quintessence International*, 39(3): 107–114.
- Gerth H.U.B., Dammaschke T., Zuchner H., Schafer E. (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites – a comparative study. *Dental Materials*, 22(10): 934-41.
- Göhring T.N., Peters A.O. (2003). Restoration of endodontically treated teeth without posts. *American Journal of Dentistry*, 16(5): 313-7.

- Gordan V.V., Riley J.L., Rindal B., Qvist V., Fellows J.L., Dilbone D.A., Brotman S.G., Gilbert G.H., National Dental PBRN Collaborative Group. Repair or replacement of restorations: a prospective cohort study by dentists in The National Dental PBRN. *Journal of American Dental Association*, 146(12): 895-903.
- Goujat A., Abouelleil H., Colon P., Jeannin C., Pradelle N., Seux D., Grosogeat B. (2017). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.001.
- Gökalp S., Ayvaz E.Y. (2002). Dental adezivler. *TDBD*, 71, 10-14.
- Graham M., Amani-Tehran M., Saffar P.M. (2010). Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative Dentistry*, 35(6):605-9.
- Gresnigt M.M., Özcan M., Van den Houten M.L., Schippe L., Cun M.S. (2016). Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces, *Dental Materials*, 32(5): 607–614.
- Guarda G.B., Gonçalves L.S., Correr A.B., Moraes R.R., Sinhoreti M.A., Correr-Sobrinho L. (2010). Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. *Journal of Applied Oral Sciences*, 18(3): 244-8.
- 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. *Journal of Dentistry*, 33(1): 9-18.
- Gungor M.B., Bal B.T., Yılmaz H., Aydın C, and Nemli S.C. (2017). Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dental Materials Journal*, 36(2): 135–141.
- Guzy G.E., Nicholls J.I. (1979). In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(1):39-44.
- Herr P., Ciucchi B., Holz J., Baume L.J. Conservative dental treatments: clinical aspects of the development of dental technics concerning amalgams and composite resins (revue of the literature 1975-1978). *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 88(9): 1001-19.
- Heydecke G., Butz F., Strub J.R. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *Journal of Dentistry*, 29(6):427-33.

- Hikita K., Van Meerbeek., De Munck J., Ikeda T., Van Landuyt K., Maida T., Lambrechts P., Peumans M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23(1): 71-80.
- Hofmann N., Papsthart G., Hugo B., Klaiber B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11): 1022-8.
- Ilie N., Hickel R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials Journal*, 24(7): 908-14.
- Inoue S., Abe Y., Yoshida Y., De Munck J., Sano H., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2004). Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Operative Dentistry*, 29(6): 685–692.
- Johnson G.H, Hazelton L.R, Bales D.B. (2005). The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5):428-35.
- Jotkowitz A., Samet N. (2010). Rethinking ferrule—a new approach to an old dilemma, *Brazilian Dental Journal*, 209(1): 25–33.
- Kakehashi S., Stanley H.R., Fitzgerald R.J. (1965). The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 20, 340–9.
- Kampe T. (1987). Function and dysfunction of the masticatory system in individuals with intact and restored dentitions: a clinical, psychological and physiological study Swedish. *Dental Journal Supplement*, 42:1-68.
- Kane J.J., Burgess J.O. (1991). Modification of the resistance form of amalgam coronal-radicular restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(4):470-4.
- Kang S.K, Chang J., Son H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry&Endodontics*, 38(3): 134.
- Kao E.C., Johnston W.M. (1991). Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(5): 631-7.
- Karaalioglu O.F., Duymuş Z.Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD /CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Dergisi*, 18, 25-32.
- Kiliaridis S., Kjellberg H., Wenneberg B., & Engstrom C. (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: a cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 51(5): 323-331.

- Kilinc E., Antonson S.A., Hardigan, P.C., Kesercioglu A. (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 36(6):661-9.
- Kim J.Y., Cho G.Y., Roh B.D., Shin Y. (2016). Effect of Curing Mode on Shear Bond Strength of Self-Adhesive Cement to Composite Blocks. *Dental Materials* (Basel), 18(3): 9.
- Kinney J.H., Marshall S.J., Marshall G.W.(2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(1): 13-29.
- Kitasako Y., Burrow M.F., Katahira N., Nikaido T., Tagami J. (2001). Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *Journal of Dentistry*, 29(2): 139-44.
- Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6): 881-887.
- Koller M., Arnetzl G.V., Holly L., Arnetzl G. (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: Customization case study *International Journal of Computerized Dentistry*, 15(2): 159-164.
- Krämer N., Lohbauer U., Frankerberger R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13, 60-76.
- Krejci I., Mueller E., Lutz F. (1994) Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *Journal of Dental Research*, 73(6): 1228-1232.
- Kumbuloglu O., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3): 357-63.
- Kurz M., Attin T., Mehl A. (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical Oral Investigations*. 19(8):2035-43.
- Lander E., Dietschi D. (2008). Endocrowns: a clinical report. *Quintessence International*, 39(2): 99-106.
- Lauvahutanon S., Takahashi H., Shiozawa M., Iwasaki N., Asakawa Y., Oki M. (2014). Finger WJ, Arksonnukit M. Mechanical properties resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5): 705-10.
- Lava Ultimate Restorative Block. (2017). *Technical Product Profile*. St. Paul, MN: 3M ESPE.

- Lawson N.C., Bansal R., Burgess J.O. (2016). Dental Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11): 275-283.
- Leirskar J., Nordbù H., Thoresen N.R. (2003). A four to six year follow-up of indirect resin composite inlays/onlays. *Acta Odontologica Scandinavica*, 61(4):247-51.
- Lin C.L., Chang Y.H., Chang C.Y., Pai C.A., Huang S.F. (2010). Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European Journal of Oral Sciences*, 118(1): 87-93.
- Lin C.L., Chang Y.H., Pa C.A. (2009). Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations, *Journal of Endodontics*, 35(10): 139-145.
- Lin J., Shinya A., Gomi H. Shinya A. (2010). Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental Materials*, 29(4):425-32.
- Lise D.P., Ende A.V., Munck J.D., Suzuki T.Y.U., Vieira L.C.C., Van Meerbeek B. (2017). Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of Dentistry*, 59, 54–61.
- Liu P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*; 26(7): 507-12.
- Liu P.R., Essig M.E. (2008). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8):482, 484.
- Lopes G.C., Cardoso P.C., Vieira L.C., Balatieri L.N. (2004). Microtensile bond strenght to root canal vs pulp chamber dentin: Effect on bonding strategies. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(2):129-33.
- Luhrs A.K., De Munck J., Geurtsen, W., Van Meerbeek B. (2014). Composite cements benefit from light-curing. *Dental Materials*, 30(3): 292-301.
- Magne P., Douglas W.H. (1999). Additive contour of porcelain veneers: A key element in enamel preservation, adhesion, and esthetics for aging dentition. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(1): 81-92.
- Magne P., Knezevic A. (2009). Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Internatioal*, 40(2): 125-33.
- Mannocci F., Cowie J. (2014). Restoration of endodontically treated teeth. *Brazilian Dental Journal*, 216(6): 341-6.

- Marchack C.B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *Prosthetic Dentistry*, 97(6): 389-94.
- Marga R., Richard S. Schwart. (2010). The endo-restorative interface: Current concept. *Dental Clinics of North America*, 54(2):345-74.
- 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):253-9.
- McCabe J.F., Wan Y., Braem M.J.A. (2000) Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 50(3): 375–380.
- McCormick J.T., Rowland W., Shillingburg H.T. Jr, Duncanson M.G. Jr. (1993). Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence International*, 24(6):405-8.
- Meerbeek V.B., De Munck J., Mattar D., Van Landuyt K., Lanvrechts P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*, 28(5): 647-60.
- Meerbeek B.V., Peumans M., Poitevin A., Mine A., Van Ende A., Neves A., De Munck J. (2009). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2): 100-21.
- Mehl A., Ender A., Mormann W., Attin T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(1): 11-28.
- Miguez P.A., Castro P.S., Nunes, M.F., Walter, R., Pereira P.N. (2003). Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(2): 107-12.
- Mihali S., Bortun C., Bratu E. (2013). Nano-ceramic Particle Reinforced Composite- Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Revista de Chimie*, 15(2): 159-64.
- 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.
- Moraes R.R., Faria-e-Silva A.L., Ogliari F.A., Correr-Sobrinho L., Demarco F.F., Piva E. (2009). Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomaterialia*, 5(6): 2095-100.
- Moszner N., Salz U., Zimmermann J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel– dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10): 895-910.

- Mörmann W., Bindl A. (2002). All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2): 405-26.
- Mörmann W.H. (2006). The evolution of the Cerec system. *Journal of American Dental Association*, 137(9): 7-13.
- Mörmann W.H., Bind A. I, Lüthy H., Rathke A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 11(4): 333–339.
- Müller H.P., Eger T. (2002).Masticatory mucosa and periodontal phenotype: a review. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 22(2): 172-83.
- Nagas I.C., Ergun G., Egilmez F., VallittuP.K., Lassila L.V.S. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthodontics Research*, 60(4): 265-273.
- Nalcaci A., Kucukesmen C., Uludag B. (2005). Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2): 140-5.
- Naumann M., Preuss A., Frankenberger R. (2007). Reinforcement effect of adhesively lutedfiber reinforced composite versus titanium posts. *Dental Materials*, 23(2): 138–44.
- Otto T., De Nisco S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2): 122-128.
- Ozer F., Blatz M.B. (2013). Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 12-14, 16, 18; quiz 20, 30.
- Özpınar B., DüNDAR M., Gökçe B., Çömlekoğlu E. (2008). Farklı yöntemlerle hazırlanan polikristalin seramik yüzeylerle farklı kalınlıklardaki üst yapı porselenlerin mikro-çekme bağ dayanımlarının araştırılması, *Ege Üniversitesi Araştırma Projesi Kesin Raporu*, İzmir, 22-27.
- Öztürk N., Aykent F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon, *Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(2): 128-131.
- Palamara J.E., Wilson P.R., Thomas C.D., Messer H.H. (2000). A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. *Journal of Dentistry*. 28(2): 141-6.
- Palin W., Burke F.J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32(10): 566-572.

- Palmer D.S., Barco M.T., Billy E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3): 325-327.
- Panchim M., Urapepan S., Kanhanavas W. (2003). *Bond strength of 8 base metal alloys with 3 porcelains*. Mohidal University master of science june 6.
- Pavan S., dos Santos P.H., Berger S., Bedran-Russo A.K. (2010). The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4):258-64.
- Peutzfeldt A. (1996). Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. *American Journal of Dentistry*, 9(6):259-63.
- Pisani-Proenca J., Erhardt M.C., Amaral R., Valandro L.F., Bottino M.A. Del Castillo-Salmeron R. (2011). Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4):227-35.
- Pissis P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 7(5), 83-94.
- Powers J.M. (2008). Self-adhesive resin cements: characteristics, properties and manipulation. *Functional Esthetics & Restorative Dentistry*, 1, 34–6.
- Powers J.M., Dennison Y.B., Koran A. (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of Dental Research*, 57(11-12):964-70.
- Ramirez-Sebastia A., Bortolotto T., Cattani-Lorente M., Gine L., Roig M., Krejci I. (2014). Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical Oral Investigations*. 18(2), 545–554.
- Ree M., Schwartz R. (2010). The endo-restorative interface: Current concepts. *Dental Clinics of North America*, 54(2), 345-374.
- Rees J.S., Jacobsen P.H., Hickman J. (1994). The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. *Clinical Materials Journals*, 17(1), 11-5.
- Reich S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2):131-46.
- Reiss B. (2001). Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 22(6): 14-18.
- RelyX U200, Self-adhesive Resin Cement, Technical Product Profile. (2015). 3M ESPE Research and Development Scientific Service.

- Ritika B. (2015). In- vitro Wear of Four CAD- CAM Materials in the UAB Wear Simulating Device. *The University of Alabama at Birmingham*. 1597041, 8-10.
- Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5th Edition, Elsevier Health Sciences.
- Robles A.A., Yaman P., Dennison J.B., Neiva G.F., Razzoog M.E. (2008). All ceramic restorations luted with a self-etching adhesive: two-year report. *Journal of Dental Research*, AADR Abst # 0671.
- Rocca G.T., Saratti C.M., Poncet A., Feilzer A.J., Krejci I. (2016). The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology*, 104(2): 220-32.
- Rosensteil S.F., Rashid R.G. (2003). Post cementation hypersensitivity: scientific data versus dentists' perceptions. *Journal of Prosthodontics*, 12(2): 73-81.
- Rosensteil S.F., Land M.F., Crispin B.J. (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3): 280-301.
- Rueggeberg F.A., Caughman W.F. (1993). The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 18(2):48-55.
- Salameh Z., Ounsi H.F., Aboushelib M.N., Al-Hamdan R., Sadig W. & Ferrari M. (2010). Effect of different onlay systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated mandibular molars restored with and without glass fiber posts *American Journal of Dentistry*, 23(2): 81-86.
- Sang J. Lee., Rebecca A. Betensky, Grace E. Gianneschi and German O. Gallucci., (2015). Accuracy of Digital vs. Conventional Implant Impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6): 715–719.
- Sang J. Lee., German O. (2013). Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1): 111–115.
- Santos M.J., Bapoo H., Rizkalla A.S., Santos G.C. (2011). Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Operative Dentistry*, 36(5):512-20.
- Sarkis-Onofre R., Jacinto C., Boscato N., Cenci M.S., Pereira-Cenci T. (2014). Cast metal vs: glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up, *Journal of Dentistry*, 42(5): 582–587.
- Saunders W.P., Saunders E.M. (1994). Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. *Endodontics and Dental Traumatology*, 10(3):105-8.

- Scherrer S., Cesar P.F., Swain M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26(2): 78-93.
- Schmitter M., Huy C., Ohlmann B. (2006). Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced posts. *Journal of Endodontics*, 32(4):328–30.
- Scotti N., Forniglia A., Tempesta R.M., Comba A., Saratti C.M., Pasqualini D., Alovizi M., Berutti E. (2016). Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *Journal of Dentistry*, 53, 82–87.
- Sedrez-Porto J.A., Rosa W.L., da Silva A.F., Münchow E.A., Pereira-Cenci T. (2016). Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 52, 8-14.
- Senyilmaz D.P., Palin W.M., Shortall A.C., Burke F.J. (2007). The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Operative Dentistry*, 32(6):623-30.
- Shlichting L.H., Shlichting K.K., Stanley K, Magne M.P. (2014). An approach of biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(2), 107-115.
- Siervo S., Pampalone A., Valenti G., Bandettini B., Siervo R. (1992). Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *Journal of American Dentistry Association*, 123 (4), 63-67.
- Siqueira J.F. Jr. (2001). Aetiology of root canal treatment failure and why well-treated teeth can fail. *International Endodontic Journal*. 34(1):1-10.
- Sirona. (2017). 20 Aralık 2014. Ağ Sitesi: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerecchairside-solutions/?tab=241>.
- Slangen P., Corn S., Fages M., Cuisinier F.J. (2009). Prosthodontic crown mechanical integrity study using Speckle Interferometrie In: Osten W, Kujawinska M, editors. Fringe 2009: 6th *International Workshop on Advanced Optical Metrology*. Berlin Heidelberg: Springer, 734-8.
- Sorensen J.A., Martinoff J.T. (1985). Endodontically treated teeth as abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(5): 631-6.
- Spitznagel F.A., Horvath S.D., Guess P.C., Blatz M.B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382-393.
- Stangel I., Nathanson D., Hsu C.S. (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 66(9):1460-5.



- Stawarczyk B., Liebermann A., Eichberger M., Güth J.F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55:1-11. doi: 10.1016/j.
- Steele A., Johnson B.R. (1999). In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *International Endodontic Journal*, 25(1), 6-8.
- Strub J.R., Rekow E.D., Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
- Suh B.I., Feng L., Pashley D.H., Tay F.R. (2003). Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part iii. Effect of acidic resin monomers. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(4):267-82.
- Svizero Nda R., Silva M.S., Alonso R.C., Rodrigues F.P., Hipólito V.D., Carvalho R.M., D'Alpino P.H. (2013). Effects of curing protocols on fluid kinetics and hardness of resin cements. *Dental Materials Journal*, 32(1), 32-41.
- Swaina M.V., Coldeab A., Bilkhairc A., Guessc P.C. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.
- Tay F.R., Pashley D.H., Yiu C.K., Sanares A.M., Wei S.H. (2003). Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(1):27-40.
- Tinschert J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25-45.
- Trope M., Maltz D.O., Tronstad L. (1985). Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endodontics & Dental Traumatology*, 1(3):108-11.
- Tsai Y.L., Petsche P.E., Anusavice K.J., Yang M.C. (1998). Influence of glass-ceramic thickness on hertzian and bulk fracture mechanisms. *International Journal of Prosthodontics*, 11(1), 27-32.
- Tsujimoto A., Barkmeier W.W., Takamizawa T., Latta M.A., Miyazaki M. (2017). Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Operative Dentistry*, 42(1), 101-110.
- Tysowsky G.W. (2009). The science behind lithium disilicate: A metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3):112-3.
- Uctasli S. *Some Mechanical properties of resin-based dental materials*, Doktora tezi, University of Birmingham, Birmingham, 1991.

- Uy N.J., Lian J.N.C., Nicholls J.I., Tan K.B.C. (2006). Load-fatigue performance of gold crowns luted with resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(4):315-22.
- Valenti M., Valenti A. (2009). Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International*, 40(7):573-9.
- Van Meerbeek B., De Munck J., Mattar D., Van Landuyt K., Lambrecht P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surfaspitzel ce treatment. *Operative Dentistry*, 28(5):647-60.
- Van Meerbeek B., Yoshida Y., Inoue S. (2006). Glassionomer adhesion: the mechanisms at the interface, *Journal of Dentistry*, 615–617.
- Van Meerbeek B., Yoshihara K. (2014). Clinical recipe for durable dental bonding: why and how? *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(1), 94.
- Van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.
- Varpavaara P., Heikinheimo T., Carneiro L.C., & Lassila L. (2012). Effect of surface treatment on bond strengths with LAVA Ultimate. *Sixth International Association for Dental Research Pan-European Region Meeting Abstract #125*.
- Vaz R.R., Hipolito V.D., D'Alpino P.H., Goes M.F. (2012). Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthodontics*, 21(2), 101-111.
- Wang C.H., Du J.K., Li H.Y., Chang H.C., Chen K.K. (2016). Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a post used to restore a root filled premolar using the finite element stress analysis combined with the Taguchi method, *International Endodontic Journal*, 49(7), 690–699.
- Wassell R.W., McCabe J.F., Angus W.G.W. (1994). Wear characteristics in a two-body wear test., *Dental Materials*, 10(4), 269-274.
- Wendt S.L., McInnes P.M., Dickson G.L. (1992). The effect of thermocycling on microleakage analysis. *Dental Materials*, 8(3):181-4.
- Williams R., Bibb R., Rafik T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *Prosthetic Dentistry*, 91(1):85-8.
- Wiskott H.W.A, Nicholls J.I. and Belser U.C. (1995). "Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications". *The International Journal of Prosthodontics*, 8(2):105-16.

- Wolfart M., Lehmann F., Wolfart S., Kern M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, 23(1):45-50.
- Xu X., Burgess J.O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14):2451-61.
- Yoshida K., Tsuo Y., Atsuta M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 77(1):28-33.
- Young J.M., Altschuler B.R. (1977). Laser holography in dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 38(2):216-25.
- Yun J., Ha S., Lee J., Kim S. (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to YTZP ceramic. *Dental Materials*, 26(7):650-8.
- Zarone F., Ferrari M., Mangano F.G., Leone R., Sorrentino . (2016). "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*, 9840594, doi: 10.1155/2016/9840594.
- Zarone F., Sorrentino R., Apicella D., Valentino B., Ferrari M., Aversa R., Apicella A. (2006). Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis, *Dental Materials*, 22(11), 1035-1044.
- Zarow M., Devoto W., Saracinelli M. (2009). Reconstruction of endodontically treated posterior teeth—with or without post? Guidelines for the dental practitioner. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(4):312-27.
- Zaslansky P., Friesem A.A., Weiner S. (2006). Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. *Journal of Structural Biology*, 153(2),188-99.
- Zhu Z., Dong X.Y., He S., Pan X., Tang I. (2015). Effect of post Placement on restorations of endodontically treated teeth: a systematic review. *Int. Journal of Prosthodontics*. 28(5), 475-483.



Ek-1. Etik kurul

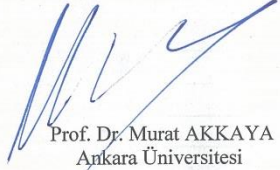
**T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/04

26.01.2016

Sayın Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ
G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ tarafından gönderilen “İki yeni hibrit CAD/CAM materyali ile iki farklı yapıştırma simanı kullanılarak endokron restorasyonların kırılma dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi” konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.


Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Başkanı

Eki: 3 sayfa

Ek-2. Proje

Form-3

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
PROTOKOLÜ**

Proje Kod No : 03/2016-03
Proje Yöneticisi : PROF.DR. HÜMA ÖMÜRLÜ
Proje Adı : İki yeni hibrit CAD/ CAM materyali ile iki farklı yapıştırma simanı kullanılarak endokron restorasyonların kırılma dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi
Projenin Verildiği Birim : Diş Hekimliği Fakültesi

TARAFLAR

1. Resmî Gazete'nin 10.04.2002 tarih ve 24722 sayılı nüshasında yayınlanan 2547 sayılı Kanun'un 4684 sayılı Kanun'la değişik 58. maddesi gereğince kurulan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) İta Amiri **Prof. Dr. Süleyman BÜYÜKBERBER** ile yukarıda Adı ve Soyadı yazılı Proje Yöneticisi **PROF.DR. HÜMA ÖMÜRLÜ** arasında aşağıdaki şartlarla bir araştırma projesi protokolü yapılmıştır.

SÖZLEŞMENİN KONUSU

2. Bu sözleşmenin konusu, ekli araştırma projesi başvuru formunda ayrıntıları verilmiş olan projenin Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmesidir.

PROJE YÖNETİCİSİNİN GÖREVLERİ

3. Projenin Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Hazırlama ve Değerlendirme Yönergesi'nde belirtilen esaslara bağlı kalarak protokolde ekli araştırma projesi başvuru formunda belirtilen program içinde, protokoldeki süre, amaç ve şartlara uygun olarak yürütülmesi, geliştirilmesi ve sonuçlandırılmasından proje yöneticisi sorumludur.

Desteklenmesi kabul edilmiş projenin amaç, kapsam, süre, program, araştırmacılar ve bütçesinde Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'nun yazılı izni alınmadan hiçbir değişiklik yapılamaz.

Proje Yöneticisinin emekli olması veya Üniversiteden herhangi bir sebeple ayrılması halinde, Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu proje yöneticilik görevini ilgili birimin (Bölüm, Yüksekokul veya Fakülte) önerisiyle proje personelinin birine veya başka öğretim üyesine verir.

ARAÇ, GEREÇ VE DONANIM

4. Yurt içinden veya yurt dışından temin edilerek projeye tahsis edilen sarf malzemesi dışındaki, demirbaş niteliğindeki her türlü teçhizat Gazi Üniversitesi'nin mali olup ayrıntı kaydına müteakip ilgili birimin ayrıntı mutemedine zimmetlenir.

RAPORLAR

5. Proje Yöneticisi projenin yürürlükte olduğu yılların **30 Haziran ve 31 Aralık** tarihlerine kadar proje çalışmalarının gidişi ve proje harcama durumlarıyla ilgili altı aylık dönemlerde birer gelişme raporunu ve ayrıca istenildiğinde projeye ilişkin ayrıntılı bilgileri ilgili birimin Uzmanlar Grubuna vermekle yükümlüdür.

6. BAP Komisyonunun gerekli görmesi halinde, BAP Komisyonu Başkanı projeye ilgili çalışmaları yerinde inceleyebilir

Ek-2. (devam) Proje

veya inceletebilir. Bu durumlarda proje yöneticisi projeye ilgili her türlü teknik, idari ve mali bilgileri ve belgeleri incelemeye hazır bulundurmak ve incelemeyi kolaylaştıracak bütün yardımları yapmakla yükümlüdür.

7. Proje yöneticisi projenin sona ermesini izleyen **4 ay içerisinde** Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Hazırlama ve Değerlendirme Yönergesi'nin 13. maddesinde belirtilen esaslar dahilinde hazırlanacak, tüm araştırma sonuçlarını içeren Kesin Raporu, ayrıca araştırma devam ederken bilimsel toplantılara sunulan bildiri metinleri ile varsa ara yayınların birer örneğini de ilgili birimin Uzmanlar Grubuna vermekle yükümlüdür

Proje kapsamında yapılacak yayınlarda çalışmanın Gazi Üniversitesi tarafından desteklendiğinin açık bir şekilde belirtilmesi zorunludur.

GÜVENLİK ÖNLEMLERİ

8. Proje yöneticisi, proje yerinde kazaları önleme ve sağlık şartları bakımından gerekli her türlü güvenlik önlemlerinin alınmasından ve etik kurallarının uygulanmasından sorumludur.

Klinik veya canlı hayvan türleri üzerinde uygulanacak deneysel çalışmalarda ilgili Etik Kurul(lar)dan onay alınması zorunludur. Bu konuda tüm sorumluluk proje yöneticisine aittir.

GİZLİLİK

9. Proje yöneticisi, projeye ilgili olarak elde edilecek bilgilerin gizliliğinin korunması bakımından Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na karşı sorumludur. Ulusal güvenlik, milli ekonomi ve ülke çıkarları aleyhine kullanılabilecek proje sonuçları üzerinde proje yöneticisi ve yardımcı araştırmacılar tarafından haber ya da beyanat verilemez ve yayın yapılamaz.

MUTEMET ELİ İLE HARCAMALAR

10. Harcamalar ilgili birimlerin (Fakülte/Y.Okul) avans ve kredi işlemleri için görevlendirilen mutemetler tarafından alınacak avansın kanıtlayıcı evrak karşılığı yapılır. Verilen bu avansın usulüne uygun olarak mahsubu yapılmadan yeniden avans verilmez.

PATENT HAKLARI

11. Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmek suretiyle ele alınan bir projenin sonucunda 17.07.1963 tarih ve 278 sayılı Kanun'un 2/a maddesine göre bir iktisat meydana gelmesi halinde, bu iktisat aynı Kanun'un 21. maddesi uyarınca Gazi Üniversitesi'ne ait olacaktır. Ancak Gazi Üniversitesi bu iktisatı dolaylı usulüne uygun olarak istihsal edineceği patenti satma yahut kiralamaya yolu ile elde edeceği bedel veya kiranın %30'unu iktisatçı yapana veya yapanlara verecektir.

Bilgisayarlarla ilgili araştırmalarda yazılan programlar CD veya disketleri ile teslim edilir.

DESTEK MİKTARI

12. Projeye, ayrıntıları protokolde ekli, araştırma projesi öneri formunda belirtilen ve Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından kabul edilen toplam **8.653 TL** destek sağlanacak olup, bu destek bütçenin serbest bırakıldığı oranda kullanılabilir.

ÖDEMENİN KESİLMESİ, HARCAMALARIN GERİ ALINMASI VE TAZMİNAT

13. Protokol gereğince yapılan ödemelerin, protokol şartlarına uygun olarak kullanılmadığının gelişme raporlarındaki

Ek-2. (devam) Proje

ayrıntılı bilgilerden veya yapılan incelemelerden anlaşılması, proje gelişme raporlarının öngörülen tarihlerde verilmemesi veya proje yöneticisinin Gazi Üniversitesinden ayrılması hallerinde başkaca bir uyarıya gerek kalmadan protokol gereğince yapılan ödemeler her zaman durdurulabilir. Başka talepler saklı kalmak üzere verilmiş araç, gereç ve donanım derhal geri alınır ve Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından gerekli görüldüğü takdirde, proje başka bir araştırmacıya veya araştırma grubuna verilebilir. Projenin bu yolla sonuçlanması ile sağlanacak yararlardan proje ile ilişkisi kesilenler hiçbir hak talep edemezler.

Projenin durdurulması veya yönetmelik ve yasal gereklerin yerine getirilmeden bırakılması halinde, proje yöneticisi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından proje kapsamında yapılan yolluk, hizmet alımı ve tüketim malzemesi harcamalarını, uygulamada bulunan yasal faizi ile birlikte Bilimsel Araştırma Projelerine geri ödemekle yükümlüdür. Bu durumda desteklenen proje iptal edilmiş ve protokol feshedilmiş sayılacaktır.

YÜRÜRLÜK SÜRESİ

14. Bu protokol 06.04.2016 tarihinden 05.04.2017 tarihine kadar yürürlüktedir.

PROTOKOL SÜRESİNİN UZATILMASI

15. Protokol süresinin uzatılması; proje yöneticisi tarafından protokol süresinin bitimi tarihinden en az 1 (bir) ay önce ilgili Uzmanlar Grubu'na teklif edilmesi ve Uzmanlar Grubu'ndan alınacak olumlu görüşün Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'nca uygun görülmesine bağlıdır.

Ek süre 1 (bir) yılı, ek ödenek ise proje toplamı bütçesinin % 50'sini geçemez.

YETKİLİ MERCİ

16. Anlaşmazlık halinde yetkili merci, Ankara Mahkemeleri ve İcra Daireleridir.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

Adına

Prof. Dr. Süleyman BÜYÜKBERBER
Rektör



PROJE YÖNETİCİSİ

PROF.DR. HÜMA ÖMÜRLÜ



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : RASİM, Fatih
 Uyuğu : Makedonya
 Doğum tarihi ve yeri : 17.09.1987
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : +90 535 970 60 18
 Faks :
 e-mail : rasimfatih@yahoo.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	“St. Kiril ve Metody” Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	“Dr. Pançe Karagyofov” Lisesi Diş Teknisyenliği Bölümü	2006
İlköğretim	“Tefeyüz” İlköğretim Okulu	2002

Yabancı Dil

Makedonca : Yüksek Seviye
 İngilizce : Orta Seviye
 Arnavutça : Orta seviye

Yayınlar:

Yikilgan I., Akpınar Y.Z., Özcan S., **Rasim F.** and Oya Bala. (2016). Evaluation of different restoration techniques on fracture resistance of teeth with palatal cusp fracture. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30:15.

Sunumlar:

Yikilgan I., Akpınar Y.Z., Özcan S., **Rasim F.** ve Oya Bala. (2014). Palatinal duvarı kırılmış premolar dişlere uygulanan alternatif tedavi yöntemlerinin dişlerin kırılma dayanımlarına etkilerinin In Vitro Olarak değerlendirilmesi. RDD 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İstanbul, Türkiye, 27-28 Ekim, (Poster Sunumu).

Rasim F., Ömürlü H., Üçtaşlı S. ve Bala O. (2017). Mandibular molar dişlere uygulanan endokron restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması. RDD 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 1-3 Aralık, (Sözlü Sunum).

Hobiler:

Şiir okumak ve yazmak, Tiyatro oynamak ve izlemek, Geleneksel okçuluk





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

