



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**AŞIRI KRON HARABİYETİ OLAN KANAL TEDAVİSİ
GÖRMÜŞ DİŞLERDE CAD/CAM İLE YAPILAN
RESTORASYONLARIN KIRILMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Ata Hikmet TİMUR

Samsun

Mayıs-2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**AŞIRI KRON HARABİYETİ OLAN KANAL TEDAVİSİ
GÖRMÜŞ DİŞLERDE CAD/CAM İLE YAPILAN
RESTORASYONLARIN KIRILMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Ata Hikmet TİMUR

Danışman

Doç. Dr. İsmail UZUN

Samsun

Mayıs-2019

T.C

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Ata Hikmet TİMUR tarafından Dr. Öğr. Üyesi İsmail UZUN danışmanlığında hazırlanan "Aşırı Kron Harabiyeti Olan Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerde CAD/CAM ile Yapılan Restorasyonların Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 02/05/2019 tarihinde yapılan sınav ile Endodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof.Dr.Hikmet AYDEMİR
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR
Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Dr. Öğr. Üyesi İsmail UZUN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Bu tez, Endodonti Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2019

Prof.Dr.Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim süresince sadece danışmanım olarak kalmayıp her zaman bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösterip beni destekleyen, tezimin her aşamasında beni yönlendiren ve yardımını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. İsmail UZUN'a,

Lisans ve uzmanlık eğitimim süresince her zaman destek olan ve emeği geçen anabilim dalı başkanımız sayın Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR'e,

Eğitim hayatım boyunca bana yardımcı olan tüm saygı değer Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Tezimin laboratuvar aşamalarında büyük bir özveri ve içtenlikle yardımcı olan Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğretim Üyeleri sayın Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ'e ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU'na,

Tez çalışmasının birçok aşamasında bana yardımcı olan sayın Araş. Gör. Muhammed Fatih BAŞOĞLU'na,

Tezimin istatistiksel kısmının yapım aşamasındaki yardımlarından ve katkılarından dolayı sayın Doç. Dr. Akif KETEN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Uzm. Dt. Can TOPKARA ve Uzm. Dt. Duygu Hazal GÜLER olmak üzere asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerine,

Tüm öğretim hayatım boyunca her anımda ve kararımdayanımdayan olan, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen ve emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim aileme,

TEŞEKKÜRLERİMLE...

Bu çalışma PYO.1904.17.021 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

AŞIRI KRON HARABİYETİ OLAN KANAL TEDAVİSİ GÖRMÜŞ DİŞLERDE CAD/CAM İLE YAPILAN RESTORASYONLARIN KIRILMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavili dişlere yapılan farklı restorasyonların aksiyal kuvvetler altındaki kırılma dayanımlarının incelenmesi.

Materyal Metod: Bu çalışmada 80 adet alt daimi 1. büyükazı dişi kullanıldı. Grup I (Post-Kor), Grup II (Kor-Kron), Grup III (Endokron) ve Grup IV (Kontrol) olacak şekilde 20'şerli dört gruba ayrıldı. Kontrol grubu hariç hepsine kök kanal tedavisi yapıldı. Tüm örneklerin kavite preparasyonları yapıldı. Hazırlık aşamaları bittikten sonra her bir dişin restorasyonu CAD/CAM sistemi ile üretildi. Restorasyonların simantasyon işlemi rezin simanla gerçekleştirildi ve örnekler akrilik bloklara gömüldü. Termomekanik yaşlandırma işleminin ardından örnekler kırılma dayanıklılığı testine hazır hale getirildi. Universal test cihazında, örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Kırık tipleri incelendi. Verilerin istatistiksel analizi yapıldı. ($p<0,05$)

Bulgular: Aksiyal kuvvetler altında kırılma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0,05$). En yüksek kırılma dayanımı değeri kontrol grubunda (1830 ± 277 N) görülürken, en düşük kırılma dayanımı değeri Kor-Kron grubunda (1532 ± 371 N) görüldü. Kırılma dayanıklılığı testi sonucunda görülen başarısızlık tipleri ile deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p=0,001$). En fazla görülen kırık tipi Tip II (%33,75) kırık olarak belirlendi.

Sonuç: Günümüzde CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavili dişlerin restorasyonunda daha kolay ve başarılı sonuçlar alınmaktadır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Post-Kor, Endokron, Kırılma Dayanımı

Ata Hikmet TİMUR, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun - 2019

ABSTRACT

COMPARISON OF FRACTURE RESISTANCE OF RESTORATIONS MADE WITH CAD / CAM IN ROOT CANAL TREATED TEETH HAVING SEVERE CROWN DAMAGES

Aim: The present study aimed to compare the fracture strength of different restorations manufactured with CAD/CAM under axial forces.

Material and Methods: In this study, 80 permanent mandibular first molar teeth were used. Samples were divided into four groups: Group I (Post-Core), Group II (Core-Crown), Group III (Endocrown) and Group IV (Control). All but the control group, root canal treatment was performed. Cavity preparations of all samples were made. After the preparation stages, the restoration of each tooth was produced with the CAD/CAM system. The cementation of the restorations was carried out with resin cement. Sample teeth are embedded in acrylic blocks. After the thermomechanical aging process, the samples were ready for fracture resistance testing. In the universal testing machine, force was applied to the samples until they break. The fracture types were examined. The data obtained was statistically analyzed. ($p < 0,05$)

Results: A statistically significant difference was observed in the fracture values under axial forces ($p < 0.05$). The highest fracture strength was found in the control group (1830 ± 277 N), while the lowest fracture strength was found in the Core-Crown group (1532 ± 371 N). A statistically significant difference was found between the failure types and the experimental groups ($p = 0.001$). The most common type of fracture was Type II fracture (33.75%).

Conclusions: Nowadays, with the technological developments in CAD/CAM, the restoration of the endodontically treated teeth with excessive crown destruction is easier and more successful.

Keywords: CAD/CAM, Post-Core, Endocrown, Fracture Strength

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
µm	: Mikrometre
AEB	: Amerikan Endodonti Birliği
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Al₂O₃2SiO₂2H₂O	: Alüminyum silikat hidrat
Au	: Altın
B₂O₃	: Bor oksit
Bis-EMA	: Bisfenol-A diglisidil metakrilat etoksilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A diglisidil metakrilat
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	: Kalsiyum oksit
Cr-Ni	: Krom-Nikel
dk	: Dakika
EDTA	: Etilen diamin tetraasetik asit
GPa	: Gigapaskal
Hz	: Hertz
ISO	: International Organization for Standardization
K₂O	: Potasyum oksit
kg	: Kilogram
Li₂O	: Lityum oksit

Li₂SiO₃	: Lityum metasilikat
MgO	: Magnezyum oksit
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Na₂O	: Sodyum oksit
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
nm	: Nanometre
pH	: Power of Hydrogen
Psi	: Power per square inch
PVC	: Polivinil klorür
SiO₂	: Silikon dioksit
sn	: Saniye
SW	: Software
TEDGMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	: Titanyum
UDMA	: Üretan dimetakrilat
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Endodontik Tedavi Sonrası Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler.....	3
2.2. Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerin Restorasyonu	4
2.3. Post ile Destekli Restorasyonlar	6
2.3.1. Geleneksel Post Uygulamalarına Genel Bakış	7
2.3.2. Postların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	8
2.3.3. Post Uygulamalarında Güncel Yaklaşımlar	8
2.3.4. Post ile Restore Edilen Dişlerin Kırılma Direncine Etki Eden Faktörler	10
2.3.4. Kor Materyalleri	11
2.4. Post İçermeyen Restorasyonlar	12
2.4.1. Post Kullanılmadan Dolgu veya Kor Yapımı	13
2.4.2. Koronal-Radiküler Restorasyonlar	13
2.4.3. Tam Kron Restorasyonlar	13
2.4.4. İnley, Onley, Overlay ve Endokron Restorasyonlar	14
2.5. Endokron Restorasyonlar	14
2.5.1. Endokronların Preparasyonu	15
2.5.2. Endokron Yapımında Kullanılan Materyaller	15
2.6. Dental Seramikler	17
2.6.1. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri	18
2.6.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	20
2.6.3. Tam Seramikler	20
2.6.4. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	22
2.7. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri	24
2.8. CEREC Sistemi	26
2.8.1. CEREC Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması	26
2.8.2. CEREC Sisteminde Restorasyonun Tasarımı	27
2.8.3. CEREC Sisteminde Restorasyonun Üretimi	27
2.9. Simantasyon	28
2.9.1. Rezin Simanlar	29

2.10. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey İşlemleri	30
2.10.1. Asitle Pürüzlendirme	31
2.10.2. Kumlama	31
2.10.3. Silan Bağlayıcı Ajan Uygulaması	31
2.11. Yaşlandırma Metotları.....	33
2.11.1. Termal Siklus (Isısal Döngü ile Yaşlandırma)	33
2.11.2. Okluzal Yükleme Yöntemi ile Yaşlandırma	33
2.12. Kırılma Dayanıklılığı Testi	34
3. GEREÇ ve YÖNTEM	36
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması.....	36
3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması ve Kavite Preparasyonu.....	37
3.3. Örneklerin Gruplandırılması	39
3.4. Restorasyonların CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanması	42
3.5. Restorasyonların Yüzey İşlemlerinin Yapılması	46
3.6. Restorasyonların Simantasyonu	47
3.7. Periodontal Ligament Aralığının Oluşturulması	48
3.8. Yaşlandırma İşlemi.....	49
3.9. Kırılma Dayanımı Testi.....	50
3.10. Kırık Tiplerinin İncelenmesi	51
3.11. Verilerin İstatistiksel Analizi.....	51
4. BULGULAR	53
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	68
KAYNAKLAR.....	69
ÖZGEÇMİŞ.....	87

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, travma ve ileri düzeyde dişeti hastalıkları ile ağız ortamındaki mikroorganizmalar diş yüzeyinden ilerleyerek pulpaya giriş sağlarlar ve burada sayılarını arttırarak dişte enfeksiyona yol açarlar.¹ Pulpal ve periapikal dokulardaki enfeksiyonu kontrol altına almak ve önleyebilmek için ilgili diş kök kanal tedavisi yapılması gerekir. Kök kanal tedavisindeki amaç; kök kanal sisteminin temizlenmesi, şekillendirilmesi ve üç boyutlu olarak sızdırmaz bir biçimde doldurulmasıdır.²

Kök kanal tedavisi; güncel kanal şekillendirme teknikleri ve kanal dolum yöntemleri ile kullanılan materyallerdeki sürekli gelişmeler sayesinde güvenilir ve gereksinim duyulan bir tedavi seçeneği olmuştur. Ancak ağızda tutulmaya çalışılan endodontik tedavili dişlerin kapsamlı bir restorasyon gereksinimi vardır. Endodontik tedavi sonrası ağızda kalan dişlerin hangi yöntemlerle restore edileceği en kritik noktayı oluşturmaktadır. Yapılacak restorasyonlar uzun süre kullanılabilir ve güvenilir bir sonuç ortaya koyabilmelidir.³

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu sonrası en sık karşılaşılan klinik problem dişin kırılmasıdır.⁴ Endodontik tedavili dişlerin kaybedilmesine neden olan klinik problemlerin daha çok koronal restorasyonun başarısızlığına bağlı olduğu bildirilmiştir.^{5,6} İdeal bir koronal restorasyon kök kanal sistemini korumalı, kalan diş dokularına destek olmalı ve dişin ağız içinde fonksiyon görmesini tekrardan sağlayabilmelidir.⁷

Aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda post-kor ve kron restorasyonlar, amalkor restorasyonlar, pin tutuculu restorasyonlar, koronal-radiküler restorasyonlar, onley ve overlay restorasyonlar günümüze kadar uygulanan tedavi seçeneklerindedir.⁸

Endodontik tedavi görmüş dişlerde, kaybedilen madde miktarına bağlı olarak, daimi restorasyonların uygulanabilmesi için post-kor restorasyonlara gerek duyulmaktadır. Post-kor restorasyonlar, aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş dişlerde, kron uygulamalarında restorasyona destek ve tutuculuk sağlayarak dişlerin fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi görevlerini yerine getirmesine yardımcı olmaktadır.⁹ Yüzey özellikleri ve kullanılan materyallerin sertlikleri, post-kor restorasyona sahip endodontik tedavili dişlerin mekanik davranışlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Kök perforasyonuna sebep olması ve kök dentininin miktarını azaltması gibi riskler, kök-

kanal tedavili dişlerin restorasyonunda post kullanımının çoğu araştırmacı tarafından önerilmemesine neden olmaktadır.¹⁰ Aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda post-kor dışında amalkor veya koronal-radiküler restorasyon uygulamaları da yapılmaktadır. Çalışmalarda bu restorasyon türünün klinik ve laboratuvar çalışmalarında başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir.^{11,12}

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte minimal invaziv yaklaşımlara olan ilginin her geçen gün artması, endodontik tedavi görmüş olan dişlerin restorasyonu için yeni tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Bu durum, aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavili büyük azı dişlerinin restorasyonu için geleneksel post-kor ve kron restorasyonları yerine seramik inleyler, onleyler ve endokronların alternatif uygulamalar olarak tercih edilmesine sebep olmuştur.¹³

Diş hekimliğinde her geçen gün yeni materyal ve tekniklerin gelişmesiyle birlikte hasta başı tasarım ve üretim imkanı sağlayan CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisi kullanıma sunulmuştur.¹⁴ CAD/CAM sistemleri günümüzde hasta başında kullanılan ve kabul görmüş ileri bir teknolojidir. CAD/CAM teknolojileri içinde klinisyenler tarafından oldukça ilgi gören Cerec (Ceramic Reconstruction) sistemi geliştirilerek Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kamera, Cerec SW (Software) 4.3 yazılımı ve Cerec MC XL frezleme cihazı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılmaya başlanmıştır.¹⁵

Bu çalışmanın amacı, aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş alt birinci büyük azı dişlerinde CAD/CAM ile feldspatik porselen bloklardan üretilen farklı tip restorasyonların (post-kor ve kron, kompozit rezin kor ve kron, endokron) kırılma dayanımlarının ve oluşan kırılma tiplerinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisi, kron ve kök pulpasının lokal anestezi altında çıkarılmasını takiben, kök kanallarının mekanik olarak şekillendirilmesi, mikroorganizmaların elimine edilmesi ve biyouyumlu materyaller ile kök ucuna kadar tamamen sızdırmaz bir biçimde doldurulması işlemi olarak tarif edilebilir.²

Endodontik tedavinin başlangıcından sonlandırılmasına kadar, tedavinin başarısında birçok faktör etkili olmaktadır. Tedavi sürecinin farklı aşamalarında uygulanan preparasyon tekniği, irrigasyon solüsyonları, çalışma boyutu tespiti ve doldurma tekniği gibi değişik prosedürler endodontik tedavili dişlerin uzun dönem başarısını etkiler. Klinik başarı için endodontik tedavi sonrası uygulanan restorasyonun en az endodontik tedavi sürecindeki uygulamalar kadar önemi vardır. Restorasyonun kalitesi ile endodontik tedavi görmüş olan dişin klinik başarısı arasında doğrudan ilişki olduğunu belirten birçok çalışma bulunmaktadır.^{10,16,19}

2.1. Endodontik Tedavi Sonrası Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Endodontik tedavi görmüş olan dişlerin kırılma dayanıklılığının azalmasının asıl nedeni dehidratasyon ve dentindeki fiziksel değişikliklerden ziyade, diş yapısının çürük, travma veya geniş kavite preparasyonu sonrası sert dokuların kaybedilmesidir.¹⁷ Geçmiş yıllarda endodontik tedavili dişlerin nem kaybına bağlı olarak kollajen çapraz bağlarında bir takım değişiklikler olduğu bu yüzden vital dişlere oranla kırılmaya daha yatkın oldukları görüşü kabul görmüştür.¹⁸ Dişin devital hale gelmesi sonucu nem içeriğinde bir miktar değişim gözlemlendiği bilinmektedir.^{19,20} Endodontik tedavi esnasında kullanılan irrigasyon solüsyonları ve dezenfektanlar, dentinin mineral ve organik içeriğini değiştirip, dişin elastikiyetini, bükülme dayanıklılığını ve mikrosertliğini azaltırlar.^{21,22} Ancak aynı bireylerden protetik amaçla çekilen vital ve devital dişlerin nem içeriklerine bakıldığında, değerler arasında önemli bir fark olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.^{23,24} Devital dişlerdeki fiziksel değişimler, dentinde oluşan biyolojik değişikliklerden ziyade diş dokusundaki fazla madde kaybından dolayı dişin kırılmaya daha yatkın olmasından kaynaklanır. Vital dişlerin devital dişlerden sadece %5 daha dayanıklı oldukları yapılan bir çalışmada belirtilmiştir.^{23,24,25}

Diş yapısının dayanıklılığının azalmasının esas nedeninin marjinal duvarların kaybı olduğu yapılan birçok çalışmada gösterilmiştir.^{13,16,24} Endodontik giriş kavitesinin ve kök kanal preparasyonunun dişte madde kaybına ve dişin kırılmasına olan

yatkınlığını arttırmada dentinde meydana gelen değişikliklere göre daha etkili olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, endodontik tedavi ve restoratif işlemlerin tüberkül dayanıklılığı üzerine etkisini karşılaştıran bir çalışma göstermiştir ki; endodontik işlemler, okluzal kavite preparasyonları ve MOD kavite preparasyonları sırasıyla; %5, %20 ve %63 oranında dişlerin kırılma direncini azaltmaktadırlar.²⁴

Endodontik tedavili dişlerde pulpa dokusunun çıkartılmasıyla nörosensör geri bildirim mekanizmasının zayıflaması sonucunda fonksiyon sırasında dişlerin koruma refleksleri azalır. Koruyucu reflekslerin azalması ve eşik seviyelerindeki artış endodontik tedavili dişlerin daha fazla yüke maruz kalma riskini artırır. Bu da dişlerin kırılma dayanıklılığına olumsuz yönde etki etmektedir.²⁵

2.2. Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerin Restorasyonu

Endodontik tedavi görmüş bir dişin üst restorasyonuna başlamadan önce, iyi bir apikal tıkanmanın sağlandığı gözlenmelidir. Ayrıca yapılacak olan klinik incelemede dişin çevre dokularında eksuda ve fistül gibi aktif enflamasyon bulunmamalı, diş üzerine basınç uygulandığında apikal bölgede hassasiyet olmamalıdır.²⁶ Diş yapısına destek olan uygun bir restoratif materyalin seçimi endodontik tedavili bir dişin kullanım ömrünü etkileyen önemli bir faktördür.²⁷ Dişin anatomik ve fiziksel özellikleri, periodontal dokuların sağlığı, diş yapısındaki doku kayıpları, okluzyon şekli, estetik ve fonksiyonel gereksinimler yapılacak olan restorasyonu ve seçilecek olan materyali etkilemektedir.²⁸

Endodontik tedavili dişler için seçilecek olan restorasyon tipi, kalan sert dokuların miktarına bağlıdır. Diş sert dokularının mümkün olduğunca korunarak hazırlanan restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar elde edilebilir. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonları için farklı sorunlar ortaya çıkmaktadır. Ön grup dişlerde hasta açısından estetik kaygı ön plandayken arka grup dişlerde çiğneme sırasında yüksek kuvvetlere maruz kalmaları sebebiyle kırılma riski fazla olduğundan dolayı fonksiyonel gereksinimler ön plana çıkmaktadır. Kanal tedavili dişler hakkında birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen restorasyon tipi ve kullanılacak materyal konusunda hala tartişmalar vardır. Kanal tedavili dişlerin restorasyonu konusunda klinisyenler arasında direkt ya da indirekt, post ile veya postsuz restorasyonlar, kullanılan materyal seçimi ve preparasyon ilkeleri tartişılmaktadır.²⁷⁻²⁹

Bazı araştırmacılar protetik veya konservatif restorasyon kararı verirken kalan diş dokusu miktarını sınıflandırmak suretiyle önerilerde bulunmuşlardır. Peröz ve ark.²⁹ geride kalan diş duvarlarının sayısına göre dişleri beş gruba ayırmıştır:

- Sınıf I: Sadece giriş kavitesinin açıldığı ve dört duvarın sağlam olduğu dişler,
- Sınıf II: Tek duvarın eksik olduğu dişler,
- Sınıf III: İki duvarın kaybedildiği dişler,
- Sınıf IV: Tek duvarın kaldığı dişler,
- Sınıf V: Koronal yapının bütünüyle kaybedildiği dişler olarak sınıflandırılır.

Araştırmacılar duvar sayısının belirlenirken kalan mevcut duvarların kalınlığının ve yüksekliğinin önemini vurgulamışlardır. Kalınlığı 1,5 mm ve yüksekliği 3 mm'den az olan kavite duvarlarının fonksiyonel kuvvetler altında yeterli dayanım göstermemesi ve kor yapıya yeterli desteği sağlayamaması nedeniyle sınıflandırma yapılırken bu tip duvarların kaybedilmiş duvar olarak değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Restorasyon tercihleri ise, sınıf I, II ve III dişlerde post uygulanmadan direkt adeziv restorasyon; sınıf IV dişlerde post uygulamasını takiben kron veya onley restorasyon; sınıf V dişlerde ise post uygulamasını takiben kron uygulanmasıdır.²⁹

Direkt kompozit rezinler posterior dişlerde küçük kavitelerin restorasyonlarında kullanılabilir. Ancak direkt kompozit rezin restorasyonlar, koronal diş yapısının üçte birinden büyük kayıplarında kontrendikedir. Restorasyon yapılacak olan bir dişin direkt yöntem ile konservatif olarak tedavi edilebilmesi için bukkal ve lingual bölgelerinde en az 1,5 mm kalınlığında ve 3-4 mm yüksekliğinde sağlam dentin dokusu kalmış olmalıdır.³⁰

Günümüzde konservatif restorasyonlar için sıklıkla kompozit rezinler ve dental seramikler tercih edilmektedir. Amalgam ise diş dokularına kimyasal olarak bağlanamaması ve estetik beklentileri karşılayamaması nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir.³¹ Amalgamın fiziksel özellikleri dental seramiklere kıyasla diş dokularına daha uygundur. Ancak amalgam restorasyonların diş sert dokuları ile yapmış oldukları bağlantılar, dişte istenmeyen stres dağılımlarına neden olmaktadır.³² Bu konu ile ilgili kanal tedavili küçük azı dişleriyle yapılan bir çalışmada; dişler kompozit rezin ve amalgam ile restore edilerek üç yıl süresince klinik takibi yapılmıştır. Bu çalışmada kompozit rezin ile restore edilen dişlerde amalgam ile restore edilen dişlere oranla daha az tüberkül kırığı görüldüğu bildirilmiştir.³³

Koronal-radiküler restorasyonlar, Nayyar ve ark.¹¹ tarafından tanımlanmıştır. Bu teknikte, amalgam veya kompozit rezin kanal girişlerine 2-4 mm yüksekliğinde olacak şekilde pulpa odasının içerisine yerleştirilir. Bu teknikte, pulpa odasının hacmi kullanılacak materyalin uygulanabileceği miktarda ve retansiyonu sağlamak için yeterli derinlikte ve genişlikte olmalıdır. Diş ile restorasyon bütünlüğünün sağlanabilmesi için pulpa odası etrafında yeterli dentin kalınlığı olmalıdır. Bu restorasyon türünün hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında başarılı olduğu gösterilmiştir.^{12,13}

Günümüzde aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerin birçoğunun tedavisinde, post-kor restorasyonları yaygın olarak kullanılmaktadır. Dişe yapılacak olan restorasyonun temel amacı; diş yapısını destekleme, kaybolan dokuları yerine koyma ve retansiyon şeklinde sıralanabilir. Bu amaçlar doğrultusunda restorasyonda post ve kor gibi bölümler bulunmaktadır.^{34,35} Post ve kor iki parça halinde hazırlanır; dişeti üzerinde kalan bölüm koronal diş yapılarını taklit ettiği için “kor”, kök kanalı içinde kalan bölüm ise “post” adını alır. Post, kök kanalının 2/3’üne kadar uzanan, kor yapısına destek ve tutuculuk sağlayan bölümdür.^{36,37}

Seramik veya kompozit rezin onleyler, overlay restorasyonlar ve endokronlar, kök kanal tedavili dişlerin restorasyonlarında kullanılabilir. Overlay restorasyonlar kaybolan dokuyu yerine koymak için bir veya daha fazla tüberküle birleştirirken, endokronlar kanal içi post, kor ve kronu tek bileşende bir araya getirir.³⁸ Hem onleyler hem de endokronlar, kırılan diş yapısının korunmasına izin verirken, diğer seçenek olan tam kron restorasyonlarda dişin tüberküllerinin ve çevre duvarlarının tamamen ortadan kaldırılması gerekmektedir.¹² Endokronlar, aşırı madde kaybı olan, interproksimal mesafenin dar olduğu ve tam kron restorasyonlarla yeterli seramik kalınlığının sağlanamadığı durumlarda endikedir. Ayrıca maliyetinin az olması, uygulamasının kolay olması ve hazırlanma süresinin kısa olması nedeniyle hem hekimin hem de hastanın zaman kaybını en aza indirmesi endokronların avantajlarındandır.⁸

2.3. Post ile Destekli Restorasyonlar

Post-kor restorasyonlar, temel olarak iki ana bileşenden oluşur. “Post”, restorasyona retansiyon sağlamak amacıyla kök kanalının içine uzanan kısım iken; “Kor”, restorasyonun koronal kısmındaki prepare edilmiş diş şeklindeki yapıdır. Post-korlar daimi restorasyona destek ve retansiyon alanı sağlar.³⁹ Postlar, diş gelen

kuvvetleri kök dentininden dişin çevre dokularına eşit biçimde dağıtmalı ve koronal diş yapısını oluşturan kor yapısının ve restorasyonun tutuculuğunu arttırmalıdır.⁴⁰

2.3.1. Geleneksel Post Uygulamalarına Genel Bakış

Post ve kor yapısıyla ilgili çalışmalar ilk olarak 1700'lü yıllarda Pierre Fauchard tarafından yapılmaya başlanmıştır. 1746 yılında Claude Mouton, altın milli kronların üstünlüğünü savunmuştur. Lefoulon 1841'de dişin kökünden mum ile ölçü alarak post yerleştirmiştir. Sir John Tomes 1849'da ilk defa postun uzunluğu ve çapı ile ilgili değerler ortaya koymuştur. Bu değerler günümüzde kullanılan ölçülere benzerlik göstermektedir. 1950 yılında Uhlig günümüzde kullandığımız tekniğe benzer şekilde post-kor restorasyonu uygulamıştır.⁴¹

Post sistemleri genel olarak döküm ve prefabrik postlar olarak iki ayrı şekilde incelenebilir. Döküm postlar, hazırlanan kök kanalı içerisinden alınan ölçüyle tek parça halinde üretilirler. Bu post-kor çeşitlerinde tip 3 ve tip 4 altın veya Cr-Ni alaşımları kullanılır. Bu post-kor sistemlerinin kullanılması sonucu bazı komplikasyonlar oluşabilmektedir. Bunların başında retansiyon kaybı ve kök kırıkları gelmektedir. Soy olmayan alaşımlarla hazırlandığında ise korozyon riski ve mikrosızıntı oluşumu gözlenebilmektedir.^{42,43} Ayrıca, post boşluğunun daha geniş hazırlanmasından dolayı diş zayıflayabilir ve kök kırığı riski artar.²⁷

Metal prefabrike postlar belirli çap ve uzunlukta üretilen paslanmaz çelik, titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları veya altın (Au) kaplama pirinçten oluşabilen tek aşamada uygulanan post çeşitleridir. Prefabrike postlar ile hazırlanan post-kor restorasyonlarının ilave ölçü gerektirmemesi, klinik uygulamasının basit olması ve daha az post kavitesi hazırlığı gerektirmesi nedeni ile döküm postlara göre avantajlı konumdadır. Ayrıca, laboratuvar işlemleri gerekmemesi sebebiyle daha ekonomiktir.⁴⁴

Metal postların üstün fiziksel özellikleri ve biyolojik uyumları olmasına rağmen metalik renkleri, ışık geçirgenliğinin olmaması ve korozyon sonucu dişetinde oluşturdukları renklenme gibi dezavantajları vardır. Bu durum özellikle anterior dişlerde estetik sorun oluşturabilir. Bu problemlerin çözümü için zirkonyum ile güçlendirilmiş tam seramik postlar alternatif olarak tanıtılmıştır.⁴⁵ Kor yapımı amacıyla da bileşiminde uygun oranda zirkonyum içeren seramik kor maddesi veya kompozit rezinlerin de kullanılabileceği rapor edilmiştir.⁴⁶

2.3.2. Postların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Post-kor Restorasyonlarının Endikasyonları:

1. Pin retansiyonlu korlar, mevcut andırkatlar, yardımcı kaviteler, retansiyon olukları veya adeziv rezinlerin kullanımıyla çözümlenemeyen; çürük, travma veya bruksizm abrazyonu gibi nedenlerle oluşmuş koronal doku kaybının olduğu durumlarda,
2. Mine displazileri ve distrofileri gibi gelişimsel koronal bozuklukların etkisiyle madde kaybı oluşan dişlerde,
3. Aşırı madde kaybına sebep olmuş giriş kavitelerinin ve restorasyonların varlığında,
4. Periodontal desteği zayıf dişlerde kron/kök oranının yeniden ayarlanması gereken durumlarda,
5. Overdenture protezlerde bar ataçmanlarının köklerle retansiyonunun gerektiği durumlarda,
6. Ortodontik vakaların protetik olarak düzenlenmesi gerektiği durumlarda post-korlar endikedir.^{47,48}

Post-Kor Restorasyonlarının Kontrendikasyonları:

1. Kırılma eğilimli ince kökleri olan dişlerde,
2. Endodontik tedavi görmüş ancak tedavinin başarısız olduğu dişlerde,
3. Hatalı kök kanal tedavisi sonucunda oluşan perforasyonların varlığında,
4. Kötü ağız hijyeni olan ve periodontal hastalık riski yüksek olan hastalarda,
5. Hiperkalsifiye kanalları olan dişlerde,
6. Kökte kırık ve çatlak olduğu durumlarda post-kor kullanımı kontrendikedir.^{47,48}

2.3.3. Post Uygulamalarında Güncel Yaklaşımlar

Günümüzde kanal tedavisi uygulanmış dişlerin protetik restorasyonunun metal veya zirkonyum oksit gibi rijit materyallerden yapılan postlar yerine elastiklik katsayısı dentininkine oldukça yakın olması sayesinde kök kırıklarına daha az sebep olması beklenen fiber postlar kullanılarak yapılması gerektiği görüşü ağırlık kazanmıştır.⁴⁹⁻⁵¹ Fiber postlar, üretildikleri materyalin içeriğine, fiber mimarilerine, yüzey yapılarına ve kullanım yerlerine göre sınıflandırılabilir. Kullanılan temel malzemeler

genellikle cam, polietilen, kevlar ve karbon fiberleridir. Fiberler tek yönlü, örgü veya ağsı mimariye sahip olabilirler.⁵⁰ Fiber postların mekanik özellikleri anizotropik olarak adlandırılmaktadır. Bu da postların farklı doğrultularda yüklendiklerinde farklı fiziksel özellikler göstermesi anlamına gelir. Bu özelliğe bağlı olarak da postların yükleme altındaki elastisite modülü değişmektedir. Fiber postların en önemli avantajlarından biri elastiklik modülünün (4×10^6 psi), dentin elastik modülüne (2×10^6 psi) yakın olmasıdır.⁵²

Karbon fiber postların radyopak özelliklerinin düşük olması ve siyah renginin tam porselen restorasyonlarda oluşturduğu estetik problemler kullanımlarını kısıtlamaktadır.⁵³ Bu postların düşük estetik özellikleri, hekim ve üreticileri diş renginde materyallerin arayışına itmiştir. Nitekim, diş yapıları içerisindeki anatomik yapılara adeziv simanlarla birlikte uygulanmak üzere hazırlanmış farklı fiber post sistemleri piyasaya sürülmüştür.⁵⁰

Cam fiber postların büyük bir kısmı, ultraviyole ışık geçirgenlikleri sayesinde dual-cure adeziv simanların kullanımına izin vermektedir. Geniş açılı kanallarda, ekstra preparasyon gerektirmediklerinden ve kanalın şeklini aldıklarından, cam fiber postlar ve doldurucu kompozitler dentin bütünlüğünü ve gücünü korumaya yardımcı olmaktadır.⁵⁴

Bu sistemlerde rezin matris içine yerleştirilmiş cam fiberler kullanılmaktadır. Elastisite modülü dentinin elastisite modülüne oldukça yakındır ve prepare edilmiş olan kanal yüzeyi boyunca gelen kuvvetlerin eşit olarak dağıtılmasına olanak sağlar. Bu durum fiberle güçlendirilmiş postların tercih edilmesini sağlamaktadır. Bu postların kuvvet altında esnediği ve yükün dentin ve post arasında paylaştırıldığı bilinmektedir. Daha rijit post tiplerinde ise yük, direkt dentine ve köke iletiğinden dolayı kök kırıkları ve çatlaklarının oluşması ihtimali artmaktadır.⁵⁵

Cam fiber postlar, kompozisyonlarına göre farklı sınıflara ayrılmakla birlikte en sık kullanılan tipleri şunlardır;

- E-Cam fiberler (Electrical Glass) ağırlıkça %54.5 SiO_2 , %14.5 Al_2O_3 , %17 CaO , %4.5 MgO , %8.5 B_2O_3 , %0.5 Na_2O içeriğine sahiptir. Yüksek direnci ve ekonomik olması sebebiyle en sık kullanılan cam fiber post tipidir.⁵⁶
- S-Cam fiberler (High Strength Glass) ise ağırlıkça %64 SiO_2 , %26 Al_2O_3 , %10 MgO içeriğine sahiptir.⁵⁷

Çift bükülmüş polietilen fiber (Ribbond) (Ribbond, Seattle, ABD), özel bir şerit boyunca kuvvetin dağıtılmasını sağlayan fiber ipliklerden oluşur.⁵⁸ Bu materyalin

soğuk plazma gazı ile güçlendirilmesi restoratif materyallere olan adezyonunu artırmıştır.⁵⁹ Örgülü yapısı, fiberlerin rezin ile infüzyonuna izin vermekte, kuvvetlerin etkili bir şekilde iletilmesini sağlamaktadır.⁶⁰

Seramik sistemlerdeki gelişmeler sonucunda seramikler kanal postu olarak da tercih edilmeye başlanmıştır. Seramik postlar estetik özellikleri nedeniyle günümüzde popüler hale gelmiştir. Seramik postların en büyük avantajları ise dentin rengini yansıtabilmesi, biyolojik uyum göstermeleri ve galvanik korozyon göstermemeleridir.⁶¹ Aynı zamanda estetik olarak tam seramik kronlarla birlikte kullanıldığında, tatminkar sonuçlara sahiptir. Seramik postların içeriğinde kullanılan materyaller ise cam seramikler, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler ve zirkonyum oksit esaslı seramiklerdir.⁶²

2.3.4. Post ile Restore Edilen Dişlerin Kırılma Direncine Etki Eden Faktörler

Endodontik tedavi görmüş dişler, vital dişlere göre farklı fiziksel ve mekanik özellikler göstermektedir. Çürüğün derinliğinin etkisi ve giriş kavitesi açılması esnasında kaybedilen sert dokular dişlerin kırılmaya olan direncini azaltmaktadır.⁶³ Geçmişte endodontik tedavili dişlerde post uygulamalarının diş köküne gelen yıkıcı kuvvetleri dentin üzerinden diş çevre dokularına aktardığı düşüncesiyle kırılma direncini arttırdığı düşünülürdü.⁶⁴ Ancak günümüzde yapılmış olan çalışmalarda post uygulamasının dişleri güçlendirmedeği belirtilmiştir.^{65,66} Ayrıca post-kor sistemlerinin uygulama sırasında ve fonksiyon esnasında kök kırıklarına neden olabilen stresleri oluşturduğunu belirten çalışmalar yapılmıştır.^{10,67} Dolayısıyla, post-korlar diş yapısının güçlendirilmesinden ziyade, yapılacak daimi protetik restorasyona retansiyon sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.⁶⁷

Ferrule etkisi, preparasyon aşamasında kole bölgesinde dişi çepeçevre saran sağlıklı bir dentin dokusunun korunmasının dişin biyomekanik bütünlüğüne fayda sağlayacağı görüşünü savunur.^{68,69} Ferrule yüksekliğinin, kalınlığının ve bölgesel bütünlüğünün etkisi üzerinde yapılan çalışmalarda 1,5 ile 2 mm yüksekliğe sahip ferrule oluşturulmasının dişlerin kırılma direncini arttırdığı ve klinik başarıya olumlu yönde etki ettiği belirtilmiştir.⁷⁰⁻⁷²

Kullanılacak postun çapını, kök kanalının genişliği ve kanalın çevresindeki dentin miktarı belirlemektedir. Retansiyon söz konusu olduğunda postun çapı; postun

boyu, postun yapıştırılmasında kullanılan materyalin tipi ve postun mekanik tutuculuğu kadar önem taşımamaktadır.⁷³ Uygulanan postun çapı diş kökünün çapının 1/3'ünden büyük olur ise, postun çevresindeki dentin kalınlığı azalır ve stres yoğunlaşmasından dolayı kök kırıkları görülebilir.^{74,75}

Post dizaynı ile endodontik tedavi görmüş dişlerin prognozu arasında doğrudan ilişki kurulabilmektedir. Apikalde 2-3 mm'lik koniklik açısına sahip paralel postların streslerin daha iyi yayılmasını sağladığı ve kök dentininde daha konservatif olmaya imkan tanıdığı düşünülmektedir.⁷⁶

Yüzey şekli de post seçiminde dikkate alınması gereken faktörlerden birisidir. Aktif postlarda retansiyon vida yivleri aracılığıyla sağlanırken, paralel postlarda simantasyon işlemi ile sağlanmaktadır. Literatürde, aktif postlarda (%7) ucu incelen paralel (%2) ve paralel postlara (%1) göre daha fazla kök kırığı gözlemlendiği bildirilmiştir.⁷⁶

Güncel adeziv rezin simanlar konvansiyonel simanlara göre marjinal adaptasyonu ve retansiyonu arttırmakta iken, kök dentinine gelen stresleri ve geri dönüşümsüz kırıkların oluşma ihtimalini azaltmaktadır.⁷⁷ Adeziv rezin simanlar dişe ve post yapısına kimyasal olarak bağlanmaktadır. Bu nedenle rezin simanlar retansiyonun artmasına katkıda bulunurlar. Simantasyon işleminde kullanılan materyal, okluzal yükler karşısında tamponlama görevi görerek streslerin kök boyunca dağıtılmasına yardımcı olmaktadır.^{78,79}

2.3.4. Kor Materyalleri

Kor, kayıp koronal diş dokularının post yapısı üzerinde, kesilmiş diş preparasyonu şeklinde hazırlandığı restorasyon bölümüdür.⁸⁰ Kor yapımında genellikle amalgam, cam iyonomer simanlar, hibrit cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler kullanılır. Dişin bir parçası haline gelecek olan korun, ağız içindeki çekme ve basma kuvvetlerini karşılayacak yeterli dirence sahip olması istenir.^{81,82}

Amalgam, kor materyali olarak uzun yıllardır kullanımda olan bir materyaldir. Uygulaması kolay, iyi mekanik özellikleri olan, postlar, pinler ve diğer retansiyon unsurlarıyla uyumlu bir kor malzemesidir. Amalgamın diş dokularından farklı termal genleşme katsayısı, korozyon direncinin düşük olması, sertleşme süresinin uzun olması ve estetik olmaması en önemli dezavantajlarıdır. Ayrıca amalgam korlar, rezin simanlar ile yapıştırılan estetik kronlarla yeterli adezyonu sağlayamazlar.⁸³

Cam iyonomer simanların, flor salabilmeleri, mine ve dentine fiziko-kimyasal adezyonu ve termal genleşme katsayısının dentine yakın olması bir avantajdır. Bu materyalin düşük aşınma direncine sahip olması, düşük gerilme dayanıklılığı ve kırılabilirliği ise kor yapılı materyali olarak kullanılmasını sınırlandırmaktadır.⁸¹ Işıklı polimerize olan hibrit cam iyonomer simanlar, mine ve dentinle zayıf kimyasal bağlar kurarlar. Basma ve çekme dirençlerinin düşük olması, klinik başarısızlık oranını arttırmaktadır.⁸⁴

Kor materyali olarak kompozit rezinler diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. Kullanımının kolay olması ve polimerizasyonunun kontrol edilebilmesi bu materyalin tercih edilmesinin başlıca nedenlerindedir.⁸⁵ Kompozit rezinlerin dentin bağlayıcı ajanlar ile birlikte kullanılması, diş yapısına yüksek bağlanma dayanımı sağlar ve bu da retansiyon artışına neden olur. Mekanik özellikleri ve kimyasal olarak bağlanma avantajları nedeniyle; aşırı madde kaybına uğramış dişlerde başarıyla kullanılabilirler. Doldurucuların cinsi ve miktarına bağlı olarak materyalin sertliği, dentinin sertlik oranına kadar yükseltilebilir ve bu da preparasyonu kolaylaştırır. Elastiklik modülü dentininkine eşit veya daha yüksektir ve bu özellikler uygulanacak restorasyonun direncini arttırmaktadır.⁸⁶

2.4. Post İçermeyen Restorasyonlar

Adeziv materyallerin diş yapıları fazla aşındırılmadan mevcut tutucu bölgelerden yararlanılarak yerleştirilmesi bazı olgularda oldukça yarar sağlamaktadır ve böylece post kullanılmadan kor yapısı rahatlıkla oluşturulabilmektedir. Bu tür olgularda ön ve arka grup dişler birbirlerinden farklı değerlendirilmelidir. Arka grup dişlerde pulpa odası ve çevresinde bulunan duvarlar önemli ölçüde tutucu yüzey sağlamaktadır.⁸⁷

Post yuvası açılması diş yapısında daha büyük kayıplara yol açabilmektedir. Bu da dişlerin yüklemeler altında kırılma dayanımının azalmasına neden olmaktadır. Endodontik tedavili büyük azı dişleri kor oluşturulması için ön grup dişlere göre daha fazla koronal diş yapısı sağlamakta ve retansiyon açısından daha geniş bir pulpa odası barındırmaktadır. Sonuç olarak post yerleştirilip yerleştirilmemesinin kararının verilmesinde dişin türü önem kazanmaktadır.⁸⁷

2.4.1. Post Kullanılmadan Dolgu veya Kor Yapımı

Geride kalan diş yapıları dolgu veya kor yapımı için yeterli tutuculuk sağlayabildiğinde post kullanımı gerekmemektedir. Onarım için kullanılacak olan materyal ile pulpa odası doldurularak yeterli tutuculuk elde edilebilir. Kor yapımında adeziv bağlanmaya ek olarak yeterli diş yapısının da bulunması önemli bir gerekliliktir. Mekanik tutuculuk olanakları tek ve çok köklü dişlerde farklılık göstermektedir. Çok köklü dişlerdeki boşluklar ve girintiler mekanik tutuculuk açısından kolaylık sağlar. Kompozit rezin kor yapısı altında kaide olarak uygulanan akışkan kompozit veya cam iyonomer siman gibi elastik özellikleri yüksek materyaller, polimerizasyon büzülmesini dengeleyerek kenar sızıntısını azaltabilmektedir. Bu elastik bariyer yalnızca polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu gerilimi dengelemekle kalmayıp, aynı zamanda kompozit rezin üzerinde ısı değişiklikleri ile oluşan hacimsel farklılıkları da karşılamaktadır.⁸⁷

2.4.2. Koronal-Radiküler Restorasyonlar

Aşırı miktarda meydana gelen diş dokusu kayıplarında üst yapı restorasyonu için postların stres üretmeleri ve kökte kırıklara neden olabilecekleri düşüncesiyle, kök kanalı ağızlarını da içine alan “Koronal-Radiküler Teknik” olarak adlandırılan kavite şekli denenmiştir. İlk olarak Nayyar ve ark.¹¹ tarafından, posterior dişlerde kanalların doğal kavsinden ve pulpa andırkatlarından yararlanılarak uygulanan bu teknikte, her bir kanalın içerisine kullanılacak materyal 2-4 mm kondanse edilmektedir.

2.4.3. Tam Kron Restorasyonlar

Çürük, travma veya kök kanal tedavisi sonrasında diş yapısının büyük kısmının kaybedildiği durumlarda tam kron restorasyonlar tedavi seçenekleri arasında yer alabilmektedir. Kron materyalinin retansiyonu, genellikle kök kanalı içerisine yerleştirilen bir postla veya bazı durumlarda direkt kalan diş yapısı prepare edilerek sağlanır. Preparasyon sonrası kron materyali, oluşturulan kor yapıyı kaplayarak dişe estetik ve fonksiyonel özelliklerini geri kazandırır.⁸⁸

Restorasyon tipi için tam seramik kron düşünüldüğü takdirde kron yapılması planlanan dişin arktaki pozisyonu, okluzal ilişkileri, dişin morfolojik yapısı bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Tam seramik kron preparasyonu mümkün olduğunca eşit porselen kalınlığı sağlayacak ve porselene maksimum destek verecek şekilde hazırlanmalıdır.^{89,90} Küçük azılar ve anterior bölge dişlerinden daha büyük çapa sahip

olan ve daha çok miktarda okluzal kuvvetlerin geldiği yerde konumlanan büyük azılar, genellikle küçük azılar ve anterior bölge dişlerinden daha fazla taper açısı ile prepare edilirler. Bu nedenle 10° ila 20°'lik taper açısı ve en az 4 mm kron uzunluğu büyük azılar için kabul edilen değerlerdir. Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi bu kronlar için uygundur.⁹¹ Bitiş çizgisi derinliği de en az 0,8-1 mm arasında olmalıdır.⁹² Posterior bölgede bir dişe yapılacak olan tam seramik kron preparasyonunda, fonksiyonel tüberküllerde 2,5 mm, fonksiyonel olmayan tüberküllerde ise 2 mm'lik redüksiyon yeterli görülmektedir. Okluzoservikal/Fasiyolingual uzunluk oranının 0,4 veya daha fazla olması tavsiye edilir.⁹¹

2.4.4. İnley, Onley, Overlay ve Endokron Restorasyonlar

Kavitenin büyüklüğüne ve şekline göre adlandırılan inley, onley ve overlay restorasyonların yapımında altın, kompozit ve seramik gibi materyaller kullanılmaktadır. Kalan diş yapısının direkt teknikle restore edilemeyecek kadar kaybedildiği durumlarda bu restorasyon tipleri endikedir.⁹³ Overlay restorasyonlarında kaybolan diş yapısını yerine koymak için bir veya daha fazla tüberkül birleştirilirken; endokronlarda kanal içi post, kor ve kron tek bir bileşenden meydana gelir.³⁸

2.5. Endokron Restorasyonlar

Günümüzde adeziv sistemlerin gelişmesi ve dayanıklı seramiklerin üretimi sonucunda aşırı kron harabiyeti olan dişlerin post uygulanması gerekmeden restore edilebilmesine olanak tanınmıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları, endodontik tedavili posterior dişlerde onley, overlay ve endokron gibi restorasyonların sıklıkla kullanıldığını göstermiştir.⁹³⁻⁹⁵

Literatürde çok fazla bilgi bulunmayan endokron tekniği, ilk olarak Pissis⁹⁶ tarafından 'kor ve kronu tek parça halinde içeren monoblok yapı' olarak tanımlanmıştır. 'Endokron' tanımı ise ilk kez 1999'da Bindl ve Mörmann⁹⁷ tarafından ortaya çıkarılmıştır.

Endokronlar, pulpa odasının iç duvarlarından ve kavite marjinlerinden destek almaktadır. Bu nedenle makromekanik retansiyon pulpa odası duvarlarından, mikromekanik retansiyon ise adeziv simantasyondan sağlanmaktadır. Aşırı madde kaybı olan dişlerde, sınırlı interproksimal aralık varlığında ve yeterli seramik kalınlığı sağlanamaması nedeniyle geleneksel post ve kron restorasyonlarının uygulanamadığı durumlarda endokronlar endikedir.¹⁷

Maliyetinin az olması, kolay uygulanabilir olması, kısa sürede hazırlanabilmesi nedeniyle hem hekimin hem de hastanın zaman kazanmasını sağlaması ve estetik özellikleri endokronların avantajlarıdır.¹⁰ Ayrıca; klinik kron boyu kısa olan, kalsifiye, kök kanalları kısa veya açılı olması sebebiyle post uygulanamayan dişlerde de tedavi seçeneği olarak düşünülebilir.⁹⁸

2.5.1. Endokronların Preparasyonu

Endokron preparasyonuna başlanmadan önce dişteki tüm eski restorasyonlar ve çürükler tamamen uzaklaştırılmalıdır. Pulpa odasındaki gütta perka artıkları temizlenmelidir. Endokron restorasyonların merkezi retansiyon kavitesinin preparasyon derinliği kesin olarak tanımlanmamıştır. Bazı araştırmacılar; pulpa odasındaki andırkatların giderilmesi, daha düz bir yüzey elde edilmesi ve sağlam diş yapısının korunması için bu alanın akışkan rezin kompozit ile düzenlenmesini önermektedir.⁹⁸ Pulpa odasının tabanı düz bir şekilde hazırlanır. Böylece pulpa odasında 2-3 mm yüksekliğinde santral retansiyon kavitesi oluşturulur. Kavite iç kenar açıları 90° marjin tabanı ile hazırlanmalı, keskin kenarlar ve köşeler yuvarlatılmalıdır.⁹⁹ Santral retansiyon kavitesinin duvarları 8°-10°'lik açı ile dişin anatomik yapısına uygun biçimde şekillendirilmelidir. Koronal diş duvarlarının kalınlığı yeterli desteğin sağlanabilmesi için en az 2 mm kalınlıkta olmalıdır.¹⁰⁰

Endokronun okluzal bölgesinin seramik kalınlığı 3-7 mm arasında değişmektedir.¹⁰¹ Okluzal kalınlığın artmasıyla birlikte endokron restorasyonunun kırılma dayanıklılığı da artmaktadır. Yapılan bir çalışmada; 5,5 mm okluzal seramik kalınlığına sahip endokronların, klasik kron preparasyonu yapılan ve seramik kalınlığı 1,5 mm olan tam seramik kron restorasyonlara oranla kırılma dayanımı değerlerinin iki kat daha fazla olduğu belirtilmiştir.¹⁰²

2.5.2. Endokron Yapımında Kullanılan Materyaller

Teknolojik gelişmeler ve estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, diş hekimliğinde kullanılan materyaller geliştirilmekte ve her geçen gün yeni materyaller piyasaya sürülmektedir. Gelişmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle metal altyapı desteğine olan gereklilik ortadan kalkmıştır.¹⁶

CAD/CAM sistemlerde kullanılan feldspatik seramik blokların içeriğinde bulunan 3-4 µm büyüklüğündeki feldspar partikülleri cam matris içinde homojen olarak dağılmışlardır. Vakum altında sinterlenen ve standart bir şekilde üretilen bu

bloklar, laboratuvarda sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahiptir.¹⁰³

Günümüzde Vita ve Sirona firmaları tarafından üretilen çeşitli feldspatik seramik bloklar bulunmaktadır. Bloklar monokromatik olabildikleri gibi polikromatik de olabilmektedirler. Polikromatik bloklar, silika esaslı seramiklerin translusent yapısına ek olarak dentin, mine ve minenin translusent kısmını taklit eden üç farklı renk birleşimi ile doğal diş rengine benzer özellikler gösterir.¹⁰⁴ Cam içeriklerinin fazla olması sayesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha başarılı sonuçlar verirler.¹⁰⁵

Laboratuvar ortamında üretilen lösitle güçlendirilmiş seramikler, günümüzde CAD/CAM teknolojisinde de kullanılabilir. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksin genleşme katsayısından daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matrisi kendine doğru çeker. Bundan dolayı yapı içinde bir iç basınç oluşur. Bu iç basınç yapının içinde bulunan Griffith çatlaklarının ilerlemesini durdurur.¹⁰⁶ Bu yöntem ile seramiğin baskı dayanımı 160-180 MPa değerine ulaşmaktadır. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, ışık geçirgenliğinin ve estetik özelliklerinin yüksek olmasından dolayı tercih edilmektedir. Ivoclar firmasının IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve 3M ESPE firmasının Paradigm C (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) blokları lösitle güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir.¹⁰⁷

CAD/CAM sistemler ile üretilen sabit protetik restorasyonların daha yaygın bir kullanım alanı bulmasıyla birlikte, 2005 yılında lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen cam seramik olan IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) piyasaya sürülmüştür. IPS e.max CAD blok, %40 oranında lityum metasilikat kristallerinden oluşan yarı kristalize bir bloktur. Bloklar cam seramiğin içeriği ve mikroyapısı nedeniyle mavi renktedir. Bloklar bu haliyle daha kolay freze edilebilmekte ve ağız içindeki uyumu da bu aşamada kontrol edilebilmektedir. 850⁰ C'de 10 dakika boyunca yapılan fırınlama sırasında malzemenin mikroyapısı değişmekte, lityum disilikat kristallerine dönüşmektedir. Seramiğin rengi bu işlem sonrasında seçilen renge ulaşır ve kırılma dayanımı 160 MPa'dan 360 MPa'ya yükselir.¹⁰⁸

Geleneksel cam seramiklerin ve zirkonyanın olumlu özelliklerini biraraya getirmek amacıyla zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler geliştirilmiştir. Zirkonya infiltre lityum silikat seramikler olarak da adlandırılmaktadır. Bu cam seramik

materyal, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikroyapıya sahiptir. Kütleli olarak %56-64'ünü SiO_2 , %15-21'ini Li_2O , % 10'unu ise ZrO_2 bileşikleri oluşturur. Mikroyapısında; ortalama boyutu 0,5-0,7 μm olan çok ince lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri ile %10'luk zirkonyum oksit kristalleri içeren camsı matris bulunur. Zirkonya infiltrasyonu ile yüksek fiziksel dayanıma, aynı zamanda da cam seramiklerin estetik özelliklerine sahip olan bir materyal elde edilmesi amaçlanmıştır.¹⁰⁹

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bloklar kompozit ve seramik materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini bir arada bulduran rezin nanoseramik materyaller olarak tanıtılmışlardır. Nanoseramik matris 20 nm çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomer içerir. Resin matris içerisinde ise BisGMA, UDMA, Bis-EMA ve TEDGMA bileşenleri bulunmaktadır.¹⁰⁷ Blokların üretim aşamasında silan ile resin matris ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşturulur. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nano partikül demetleri 0,6-10 μm boyutundadır. Resin matris içerisinde %80 oranında gömülü olarak bulunan bu seramik nano partikül yapı, materyale yüksek kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağlamaktadır. Üretim sırasında bloklar ısısal işleme tabii tutulmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların tersine tam sinterize nanoseramik bloklar ilave ısı işlem gerektirmez. Cam seramiklere göre karşıt dişte daha az aşındırma yapmakta, glazür işlemine gerek duyulmamakta, cila işlemleri kolaylıkla yapılabilmektedir. Ayrıca kompozit restorasyonlarla tamir ve ilave işlemleri de yapılabilmektedir.¹⁰⁹

2.6. Dental Seramikler

Estetik ve uzun ömürlü restoratif materyallerin araştırılmasında seramiklerden, ilk kez Fransız bir diş hekimi olan Pierre Fauchard söz etmiştir. Chemant isimli başka bir Fransız diş hekimi, 1790'larda Alexes isimli bir eczacının fikirlerinden esinlenerek dental seramiklerin gelişimini sağlamıştır. Üretmiş olduğu mineral hamur protezler Paris'te bulunan İtalyan diş hekimi Fonzi tarafından geliştirilmiş ve Ferro Metalik dişler ortaya çıkmıştır. Böylelikle ilk kez kişiye özel seramik dişler başarılı bir şekilde üretilmiştir. Endüstriyel devrim ile seramik dişlerin üretimi artmış ve 19. yüzyılın ortalarında 'vulcanit' yönteminin ortaya çıkması ile seramik dişler kişisel kullanım için daha kabul edilebilir olmuştur. Kron yapımı için seramiklerin kullanımı, etkili diş preparasyon enstürümanlarının geliştirilmesi ile artmıştır. Geliştirilmiş dental simanlar, kök kanal dolgu maddesi olarak güta perkanın kullanımı ve daha küçük boyuttaki

seramik fırınlarının hepsi, kron ve köprü restorasyonları için seramiklerin kullanımını daha da arttırmıştır.¹¹⁰

İlk porselen jaket kron, 1887’de platinyum matrisi tekniğinin patentini alan Dr. C.H. Land tarafından geliştirilmiştir. Yüksek, orta ve düşük ısı seramiklerinin kullanımı birçok kez tartışılmıştır. Birçok seramik inley ve kron uygulaması denenmiş ve eleştirilmiştir. 1900’lerin başlarına kadar dental restorasyonlar için seramiklerin kullanımı bu eleştiriler yüzünden azalmıştır. 1920’lerde seramiklerin popülaritesinin artmasını sağlayan başarılı sonuçlar araştırmalar sonunda gösterilmiştir. 1950’lerde diş hekimliğinde akrilik rezinlerin gelişimi ile seramiklerin kullanımı yeniden azalmış, 1960’larda metal destekli porselenlerin kullanımındaki ilerleme ve başarı, sabit protezlerde porselenlerin kullanımını yeniden gündeme taşımıştır. Yüksek dayanıklılık ve üstün estetik özellikleri çoğu sabit protetik tedavi için öngörülebilir ve uzun dönem kullanılabilir bir çözüm sunmuştur. 1970 ve 80’li yıllar boyunca metal destekli seramik restorasyonlar çoğu klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980’ler ve 1990’lı yılların başında hastaların estetik beklentilerinin artması seramik sistemlerin gelişiminin hızlanmasına neden olmuştur.¹¹⁰

2.6.1. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri

Seramikler, metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanması ile elde edilirler. Porselen ise 3000 yıldır geniş bir kullanımı olan seramiklerin özel bir tipidir ve kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir.^{111,112} Çini ve çömlek yapımında kullanılan porselenlerden, en iyi porselene kadar tüm seramikler fırınlama prosedürü ve temel maddelerin oranlarındaki farklılıklarla beraber, esas olarak aynı materyallerden oluşur. Seramiklerin içeriğini oluşturan bu maddeler feldspar, silika (kuartz) ve kaolin (kil)’dir. Potas, soda veya kireç gibi diğer bileşikler ise bir takım özellikler vermesi için sıklıkla bu yapıya eklenirler. Seramiğin kalitesi onu oluşturan maddelerin seçimine, seçilen maddelerin oranına ve fırınlama işleminin kontrolüne bağlıdır. Dental seramiklerin üretim aşamasında, istenilen dayanıklılık ve ısıl genleşme özelliklerinin yanı sıra, renk gereksinimleri, kırılma olmadan sertlik, çözünmezlik ve translüensiden dolayı sadece en saf maddeler kullanılır.¹¹³

Feldspar, dental seramiklerin temel materyalidir. Gri ve pembe arasında bir renkte, kristalin yapıda ve opaktır.¹¹³ Seramiğin içindeki maddeleri birleştirici özelliği

vardır ve seramiğe saydamlık verir.^{111,114-116} Isıtıldığında yaklaşık 1290⁰ C'de erir ve seramiğe translüsen si özelliğini veren camsı bir yapı halini alır. Aşırı ısıtılmadığı sürece yuvarlak bir form almaksızın yapısını korur.¹¹³

Saf kuartz kristalleri (SiO₂), dental seramiklerde mümkün olan en ince gren boyutlarında kullanılır.¹¹³ Seramiğin yapısındaki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak fırınlama esnasında materyale stabilite sağlar, dayanıklılığını artırır, büzülme miktarını kontrol eder.^{113,116}

Kaolin, Al₂O₃2SiO₂2H₂O formülü ile bir kil türü olarak tanımlanabilir. Kaolin seramiğe opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir form alır, diğer maddeleri bir arada tutar ve biçimlendirme işlemi esnasında seramiğin çalışılabilir kütle si ni oluşturmaya yardım eder.¹¹⁶ Yapıştırıcı ve şekillendirici özelliği vardır.^{111,114-116}

Seramiklerin yapısında feldspar, kuartz ve kaoline ek olarak porselenin erime derecesini düşürüp ısıl genişleme katsayısını artıran akışkanlar veya cam modifiye ediciler, cam modifiye edicilerin düşürdüğü viskoziteyi artıran ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliği veren çeşitli ajanlar da bulunmaktadır.¹¹⁴⁻¹¹⁶

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun süre boyunca yapısında bozulma olmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısıl genişleme katsayıları mine ve dentinin genişleme katsayılarına benzerdir.¹¹⁷

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa gibi yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa gibi oldukça düşük değerlerdedir. Seramikler, büyük oranda camdan oluşmaktadır. Seramiğin dayanabileceği maksimum gerilme %0,1'den daha azdır. Seramiğin kırılganlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetleriyle karşılaştığında, plastik deformasyon göstermeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında seramiğin atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır.¹¹⁸ Bu durum dental porselenlerin kullanımındaki en büyük dezavantajlardan biridir.¹¹⁷

2.6.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler günümüze kadar farklı araştırmacılar tarafından farklı özellikleri ile sınıflandırılmıştır.

Fırınlanma Isılarına Göre:¹¹⁹

- Yüksek ısı seramikleri (1300-1400 °C)
- Orta ısı seramikleri (1100- 1300 °C)
- Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C)

Kullanım Yerlerine Göre:^{113,119}

- Hareketli protezde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan seramikler.
- Metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılan seramikler.
- Tam seramik kronlar, inley, onley ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde kullanılan seramikler.

İşleme Tekniklerine Göre:¹²⁰

- Toz-likit karıştırma yöntemi ile üretilen seramikler.
- Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler.
- Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler.
- Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile oluşturulan seramikler.

Mikroyapılarına Göre:¹²¹

- Cam bazlı sistemler.
- Cam bazlı dolduruculu sistemler.
- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler.
- Polikristalin katılar.

İçeriklerine göre:¹²²

- Feldspatik seramikler.
- Metal destekli dental seramikler.
- Metal desteksiz dental seramikler (Tam Seramikler).

2.6.3. Tam Seramikler

Günümüzde estetik beklentilerin önem kazanması ile birlikte estetik özellikli

materyallere olan ilginin artması ve metal destekli seramiklerin biyouyumluluğu ve estetiğinin beklentileri karşılayamaması tam seramik sistemlerin gelişiminde önemli rol oynamıştır.¹²³

Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları:

- Aşırı çürük varlığı, renklenme ve travma görülen dişlerde,
- Estetiğin ön planda olduğu ve yeterli kapanış mesafesi bulunmayan vakalarda,
- Periodontal dokuların korunması gereken durumlarda,
- Doğumda veya sonradan kazanılmış defektlerin kapatılmasında,
- Diastemaların kapatılmasında,
- Metal allerjisi olanlarda,
- Aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
- Çene yüz protezlerinde,
- Black 1,2,3,4,5 kavitelerde,
- Şekli veya diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde estetiği sağlamak ve çapraşıklıkları düzenlemek amacıyla tam seramik restorasyonlar kullanılmaktadır.¹²³⁻¹²⁵

Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları:

- Diş preparasyonu sonrası mesafenin 1 mm'den az olduğu vakalarda,
- Klinik kron boyu kısa olan dişlerde,
- Periodontal desteği zayıf olan dişlerde,
- Bruksizm veya diğer parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda,
- Örtülü kapanışa sahip bireylerde,
- Karşılıklı temas gerektiren sporlarla uğraşanlarda, kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olanlarda, pipo kullananlarda veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip bireylerde tam seramik restorasyonlar kullanılmamalıdır.^{123,124}

Tam Seramik Restorasyonların Avantajları:

- Seramiklerin, tüm restoratif materyaller içinde leke tutmama ve plak oluşumuna karşı direnç gösterme özellikleri nedeniyle doku uyumları çok yüksektir. Biyouyumlulukları ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyelleri yüksek olan metallere kıyasla daha üstündür.¹¹²

- Tam seramik restorasyonlar renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler. Bu özellikleri ile tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara göre estetik açıdan daha üstündür.
- Tam seramik kron restorasyonlarının konturu orijinal diş morfolojisine yakın hazırlanabildiğinden periodontal dokular tarafından çok iyi kabul edilir.
- Doğal diş yapısına yakın ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir.
- Renk ve boyut stabilitesi vardır.
- Kimyasal maddelere dirençlidir.
- Sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.¹¹²

Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları:

- Kırılgandırlar.
- Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir.
- Çalışması özen ve dikkat istediğinden dolayı üretimi zaman alır.
- Bazı teknikler için özel ekipmanlar gerekir ve bu nedenle pahalıdır.
- Kullanım alanları sınırlı olabilir. Arka gurup dişlerde ve köprülerde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir.¹¹²

2.6.4. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Geçmişten günümüze tam seramikler ve seramik benzeri materyaller için birçok sınıflandırma yapılmıştır. Ancak bu sınıflandırmalar belirsiz olabilmekte ve bu nedenle yeni materyallerin sınıflandırılmasında zorluk yaşanabilmektedir. Gracis ve ark.¹²⁵ tarafından tanımlanan sınıflandırmada bütün alt gruplar bileşenlerine göre ayrılır ve yeni materyallerin gruplandırılmasına olanak tanınır.

Bu sınıflandırmaya göre;¹²⁵

1. Cam Matriks Seramikler
 - a) Feldspatik Seramikler
 - b) Sentetik Seramikler
 - Lityum Disilikat Bazlı
 - Lösit Esaslı
 - Floropatit Esaslı

- c) Cam İnfiltre Seramikler
 - Alümina
 - Alümina ve Zirkonya
 - Alümina ve Magnezyum
2. Polikristalin Seramikler
 - a) Alümina
 - b) Stabilize Zirkonya
 - c) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina
 - d) Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
3. Rezin Matriks Seramikler
 - a) Rezin Nanoseramik
 - b) Cam Seramik İçerikli Rezin Matriks
 - c) Zirkonya-Silika İçerikli Rezin Matriks olarak sınıflandırılır.

Tam seramikler yapım tekniklerine göre 4 farklı grupta sınıflandırılırlar:¹¹⁶

1. Isıya Dayanıklı Daylar ile Hazırlanan Seramik Sistemleri
 - a) Alümina
 - b) Magnezyum Kor
 - c) Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp. ABD)
 - d) Optek (Jeneric, Pentron Inc. ABD)
 - e) Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
 - f) In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
2. Dökülebilir Seramik Sistemleri
 - a) Dicor (Dentsply, ABD)
 - b) Cerapearl (Kyocera, ABD)
3. Sıkıştırılabilir Seramik Sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen seramik sistemleri)
 - a) IPS-Empress (Ivoclar, Schan, Lihtenştayn)
 - b) IPS-Empress II
 - c) Finesse All Ceramic (Dentsply/Ceramco York, ABD)
 - d) IPS e.max Press (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn)
 - e) Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Meiningen, Avusturya)
4. CAD/CAM Sistemleri ile Frezeleme Tekniğine Göre Üretilen Sistemler

2.7. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture)

Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) teknolojinin birçok alanında önceki yıllarda sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların dijital olarak görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. CAD/CAM uygulamalarının diş hekimliğinde ilk kullanımı ise ancak 1980'lerde başlamıştır. 1984'te Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üyeli restorasyonları elde etmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistemi ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir.¹²⁶

Sistemin temelinde çok hassas bir freze cihazının, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılmak üzere seramik veya kompozit bloklardan kronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanır.¹²⁷

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları:

- Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kaldırılmış ve bekleme süresi kısaltılmıştır.^{128,129}
- Daha iyi restoratif materyallerden daha kısa süre içerisinde kaliteli restorasyonlar elde edilmesi sağlanmıştır.
- Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir.¹²⁶
- Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri azalmıştır.¹²⁷
- Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman tasarrufu sağlanmıştır.
- Çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır.
- Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmıştır.¹³⁰

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:

- Maliyetlerin fazla olması.

- Monokromatik blokların ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamaması, ancak farklı renklerdeki blokların geliştirilmesi ile bu sorun aşılmaya çalışılmaktadır.
- Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmekte, iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir.¹³¹

Günümüzde üretim metotlarına göre CAD/CAM sistemleri 3 gruba ayrılmaktadır:

1. Ofis Sistemi : Hekim prepare edilen dişi dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretilir ve tek seansta bitirilir.

2. In Lab Sistemi: Ağız içinden alınan ölçülerden elde edilen alçı modelden laboratuvar ortamında tarama yapılarak restorasyon üretimi gerçekleştirilir.

3. Merkezi Üretim: Hekim, hasta başında dijital olarak elde ettiği ölçü verilerini internet yoluyla laboratuvara gönderir ve restorasyonun üretimi orada yapılır.

Şu anda mevcut olan hasta başı frezeleme cihazı ile birlikte kullanılan ofis sistemleri CEREC (Sirona Dental; Charlotte, KK), E4 (D4D Technologies; Richardson, TX) ve Kavo'dur (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya). Hasta başında dijital olarak elde edilen ölçülerin laboratuvara gönderildiği sistemler iTero, CEREC ve Lava C.O.S sistemleridir. Taranan veriler, karmaşık ve ileri restorasyonların üretimi için (CEREC AC Connect veya E4D Sky) laboratuvara aktarılabilir.¹³²

Günümüzde pek çok CAD/CAM sistemi diş hekimliği pratiğindeki kullanım yerlerini almıştır. Güncel CAD/CAM sistemlerinden bazı örnekler şunlardır:¹³³

- CEREC 3 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya)
- Lava 3M ESPE (Seefeld, Almanya)
- Everest Kavo (Leutkirch, Almanya)
- DigiDent DentaCAD (Hint-Els, Griesheim, Almanya)
- Precident DCS (DCS AG, Allschwil, İsviçre)
- Procera (Nobel Biocare, Göteburg, İsveç)

2.8. CEREC Sistemi

CEREC, kelime anlamı olarak “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” kelimelerinin baş harflerinden veya “CEramic REConstruction” teriminden oluşmaktadır.

Tüm CAD/CAM sistemleri içinde Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), CEREC ürün grubuyla hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. İlk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olan bu cihaz, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 piyasaya sürülmüştür.¹³⁴ Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırdı. Sistemin en önemli özelliği hasta ağızından küçük bir kamerayla restore edilecek dişin görüntüsünün elde edilebilmesidir. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği dizayn ünitesi (CAD) ve freze işleminin gerçekleştirildiği freze ünitesinden (CAM) oluşur. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı kablo yerine radyo dalgaları yoluyla sağlanır.¹³⁵ CEREC 3D, ağız içi kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır.¹³⁶

2.8.1. CEREC Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması

İlk CEREC sisteminde bulunan ‘Redcam’ kameralarda infrared ışıklar kullanılarak kaydedilen görüntülerin net algılanabilmesi için görüntüyü yansıtıcı toz kullanılması gerekiyordu. Daha sonra düşük dalga boyundaki mavi led ışığın kullanıldığı ‘Bluecam’ geliştirildi. Bluecam kameraların Redcam kameralardan farklı olarak otomatik görüntü elde etme, titreşimi azaltma ve artan el hassasiyeti gibi avantajları vardır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, ‘Omnicaam’ kameralarda ise yansıtıcı toz kullanılmadan renkli ve 3 boyutlu dijital ölçü elde edilebilmektedir. Toz kullanma gerekliliğinin ortadan kalkması hem hastanın konforu hem de maliyet açısından avantaj sağlamaktadır. Bluecam görüntüleme esnasında tek bir görüntü alırken Omnicam devamlı görüntü almaktadır. Ayrıca Omnicam’ın tarama işlemi esnasında diş yüzeyine 0-15 mm gibi bir mesafeden ölçü alınabilmesi en büyük avantajlarından biridir. Bluecam ile veri toplanırken sadece tek bir diş veya kadrandan görüntü alınabilirken Omnicam ile bir diş, kadrana veya tüm ark için görüntüleme yapılabilir.^{136,137}

CEREC Omnicam ile tarama işlemine görüntüsü alınacak bölgenin okluzalinden başlanır ve sırasıyla lingual/palatinal ve bukkal bölgelerin ölçüsü alınarak bilgisayara kaydedilir. Prepare edilmiş dişin, komşuluğundaki dişlerin ve çevre dokuların görüntüsünün elde edilmesinin ardından antagonist bölgenin görüntüleri kaydedilir. Dijital ölçü tekniklerinde sadece bu bölgelerin görüntüleri yeterli olmamaktadır. Bunlara ek olarak çenelerin birbiriyle olan ilişkisinin de kaydedilmesi gerekir. ‘Bukkal Scan’ yöntemiyle çeneler sentrik okluzyon halindeyken alt ve üst çene dişlerinin kaydı bukkal yönden alınır ve yazılım programı okluzal ilişkiyi düzenler.¹³⁸

2.8.2. CEREC Sisteminde Restorasyonun Tasarımı

Dijital ölçü alındıktan sonra, görüntü kameranın direkt bağlı olduğu bilgisayara transfer edilir. Elde edilen 3 boyutlu model üzerinde marjin çizimleri gerçekleştirildikten sonra yazılım (CEREC Software 4.4.4 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya), restorasyon için uygun tasarımı prepare edilmiş diş üzerine komşu dişlere uygun olacak şekilde yerleştirir. Yazılımın ‘Biogeneric’ özelliğiyle hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyonu önerme özelliği bulunmaktadır. Bu şekilde her bireye özel, kişinin kendi dişlerine benzer restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu aşamadan sonra hekim, restorasyon üzerinde gerekli gördüğü değişiklikleri yapabilir; karşıt diş ile olan kontakt noktalarını kontrol edebilir, sanal olarak aşındırma, ekleme ve kontur değişikliği yapabilir, komşu dişlerle kontakt noktalarının sıklığını arttırıp azaltabilir. Yazılıma bağlı olarak daha birçok değişikliğin yapılması mümkündür.¹³⁷

2.8.3. CEREC Sisteminde Restorasyonun Üretimi

Bilgisayar ortamında oluşturulan restorasyon tasarımı sanal ortamdaki blok içerisinde konumlandırılır. Tarama cihazına komut verilir ve üretim aşamasına geçilir. Tasarlanan restorasyonun boyutuna ve rengine uygun olan blok, freze ünitesine (CEREC MC XL, Sirona) özel torklu torna vidası kullanılarak yerleştirilir. Freze ünitesindeki farklı boyutta ve şekillerdeki elmas frezler ile su soğutması altında blok aşındırılarak restorasyon üretilir. Kazıma işlemi tamamlanan restorasyon, cihazın kesim yapılan bölgesinin altındaki hazneye düşer. Kazıma işlemi tamamlanan restorasyonun ağız içinde uyumlanması yapıldıktan sonra üretici firma talimatları doğrultusunda polisaj ve glazür işlemleri yapılabilir. Bu sayede CEREC sistemi ile yüksek hassasiyete sahip restorasyonların üretimi kısa sürede gerçekleştirilmiş olur.¹²⁹

2.9. Simantasyon

Simantasyon işlemi, sabit restorasyonların klinik başarısında önemli role sahiptir.¹³⁹ Simantasyonda kullanılan ajanlar, restorasyonları diş yapıştırma işleminde kullanılan ve geniş bir yelpazeden oluşan materyallerdir.¹⁴⁰ Simanlar, diş ve restorasyon arasındaki bağlantının uzun ömürlü olması ve mikrosızıntının önlenmesinde, restore edilen dişin kırılmaya karşı dayanıklılığının artırılmasında büyük önem taşımaktadır.^{141,142}

İdeal bir yapıştırıcı siman;¹³⁹

- Kesme, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı yüksek direnç gösterebilmeli,
- Biyouyumlu olmalı,
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- Restorasyonun kırılma direncini arttırmalı,
- Ağız sıvılarından etkilenmemeli,
- Çalışma ve sertleşme süresi yeterli olmalı,
- Mine ve dentin ile farklı restorasyon materyalleri arasında kalıcı bağlantı sağlamalı,
- Estetik bölgede restorasyon ile renk uyumu olmalı,
- Galvanik akım etkisini en aza indirmelidir.

Sabit restorasyonların kalıcı simantasyonu için mevcut pekçok siman çeşidi vardır. Bunlardan bazıları çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, çinko oksit ojenol siman, cam iyonomer siman ve rezin simandır.^{96,139}

Geleneksel simanların uygulanması kolaydır, fazla siman artıklarının uzaklaştırılması basittir ve istenildiği zaman restorasyon çıkartılabilir. Ancak retansiyonu yetersiz ve ağız sıvılarında çözünürlükleri fazladır. Aynı zamanda dişle olan bağlantıları düşüktür ve estetik özellikleri istenilen düzeyde değildir. Tikotropik özellikleri sebebiyle basınç altında rezin simanlardan farklı davranırlar.¹¹⁵

Amerikan Estetik Diş Hekimliği Akademisi tam seramik kronların simantasyonu için rezin simanların kullanımının önemini vurgulamaktadır.¹⁴¹ Sağlam ve uzun ömürlü rezin bağlantısı, üst düzey retansiyon ve iyi bir marjinal uyum sağlayarak mikrosızıntıyı önler. Böylece restorasyonun ve diş yapısının kırılmaya olan direnci artar.¹⁴³

2.9.1. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, Bis-GMA veya UDMA gibi bir rezin matris ve inorganik doldurucu partiküllerinden oluşur. Düşük doldurucu içeriği ve viskozitesinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdır.⁹⁶ Rezin simanları geleneksel simanlardan ayıran özellikleri; yüksek bağlantı dayanımları, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı olan dayanıklılıkları, kolay çözünmemeleri, fonksiyon esnasında desimantasyonu engelleyen yüksek elastisite modülüne sahip olmalarıdır. Rezin simanların elastik modülünün, dentinin elastik modülü (18 GPa) ile uygulanacak olan indirekt restorasyonun elastik modülü arasında bir değerde olması istenmektedir.¹⁴⁴

Rezin simanlar polimerizasyon tiplerine göre 3'e ayrılırlar:

1) Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Toz-likit veya iki ayrı pat formu şeklinde bulunan kimyasal polimerize rezin simanlar, polimerize olurken ışık gerektirmediklerinden özellikle endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (zirkonyum oksit içeren) olan tam seramik ve kompozit restorasyonlar için kullanılmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların çok fazla renk seçeneği ve translüsensi özelliği bulunmaz.¹⁴⁴

2) Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlar, uzun çalışma süresi ve farklı renk seçenekleri gibi avantajlara sahiptirler. Polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak ise alifatik amin içerirler.¹⁴⁴ Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan ve translüent yapıdaki seramik veya kompozit laminate veneer restorasyonlarının yapıştırılmasında tercih edilirler. Bu simanlar zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur.¹¹⁰

3) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-Cure)

Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık geçişine izin verecek kadar translüent olduğu, ancak polimerizasyonun tümüyle ışık ile sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır.¹¹⁰

Yapısında hem kamforokinon hem de kimyasal aktivatör komponenti olan peroksitamin bulunmaktadır. Dual-cure rezin simanlarda ışık ile polimerizasyonun kimyasal polimerizasyona oranla çok daha hızlı gerçekleşmesi nedeniyle simanın karıştırılmasının ardından hemen ışıkla polimerize edilirse simanın viskozitesi hızla

artar ve kimyasal reaksiyonu yürüten peroksitamin sistemi, yoğunluk arttığından dolayı birbirini bulamaz ve polimerizasyon işlemi tam olarak gerçekleşmez. Bu nedenle mümkün olan en son evrede ışık kaynağı kullanmak gerekmektedir.¹⁴⁴

Restorasyonun uzun ömürlü olması için dentin ile rezin siman arasında etkili bir bağlanmaya ihtiyaç vardır.¹⁴⁵ Bu nedenle rezin simanlar dentin bağlayıcı ajanlar ile birlikte kullanılırlar.¹⁴⁶ Dentin bağlayıcı ajanlar, dentin ile kompozit rezin yüzeyleri arasındaki ayrışmayı önlemek, restorasyonun tutuculuğunu sağlamaya yardımcı olmak, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin tübüllerinin örtülmesini sağlayarak bu işlemin sonrasında oluşabilecek hassasiyeti engellemek amacı ile kullanılan, dentin ve kompozit rezin ile bağlanabilen materyallerdir.^{147,148}

2.10. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey İşlemleri

Seramikler ve rezin simanlar arasında kusursuz bir bağlantı elde etmek için seramik restorasyonların yüzey hazırlığının yapılması çok önemlidir. Yüzey hazırlığı rezin simanın seramik yüzeyine gerçekleştireceği adezyonun durumunu belirlemekte ve bağlantı dayanıklılığını net bir şekilde etkilemektedir.¹⁴⁹⁻¹⁵¹ Seramik restorasyona uygulanacak yüzey işlemlerine karar verirken seramik materyalinin mikroyapısı ve içeriği göz önünde bulundurulmalıdır. Seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin temel amacı, yüzeyin pürüzlüğünü ve enerjisini arttırmaktır. Bu işlemler materyal yüzeyinin daha iyi ıslanmasını ve adezyon potansiyelinin gelişmesini sağlar. Burada fiziksel adezyonu en iyi tanımlayan gösterge ise yüzey enerjisidir; fiziksel adezyon yüzey enerjisine göre tanımlanmaktadır. Pürüzlendirilmiş yüzeyler daha küçük temas açıları göstermektedir.^{152,153} Rezin materyal, hazırlanan yüzeyde oluşturulan pürüzlerin arasına girer, burda sertleştikten sonra mikromekanik olarak seramik yüzeylerine kilitlenirler. Bu sayede seramik restorasyon ve rezin siman arasındaki bağlanmanın gücü artırılmış olur.¹⁵⁴

Seramiklerin rezin simanlarla gerçekleştirdiği mikromekanik bağlanma kimyasal adeziv bağlanmayı da pozitif yönde etkilemektedir.^{154,155} Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışmada; glazür uygulanmış seramik yüzeyine silanla gerçekleştirilen rezin siman adezyonunun yetersiz olması örnek gösterilebilir.¹⁵⁶

Farklı seramiklerde farklı yüzey işlemlerinin avantajlarını gösteren çalışmalar olmasına rağmen kullanılan siman ve seramiklerle ilgili optimum bağlanma dayanıklılığı için en iyi yüzey işlemi konusunda ortak bir karar bulunmamaktadır.^{154,156,157}

2.10.1. Asitle Pürüzlendirme

Seramik yüzeylerin asitle pürüzlendirilebilme özelliği; materyalin içeriğine ve mikroyapısına, kullanılan asit türüne, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır. Cam seramiklere (feldspar, lösit ve lityum disilikat içerikli seramikler) asit uygulaması yapıldığında, mikromekanik bağlantıyı arttıran morfolojik yüzey değişimleri meydana gelmektedir. Bu amaç doğrultusunda çeşitli asit solüsyonları kullanılmasına rağmen, hidroflorik asit bu asit solüsyonları arasında en etkili olanıdır. %4-10'luk konsantrasyonda hidroflorik asidin 1 dakika boyunca uygulanması, cam seramik restorasyonlara uygulanan en kabul edilebilir asitleme prosedürüdür.^{157,158}

Silikat esaslı seramiklerin aksine konvansiyonel asitleme işlemlerinin yüksek dirençli seramikler (cam infiltre alüminyum oksit seramik, yoğun sinterize alümina seramik, zirkonyumla güçlendirilmiş seramik) üzerinde olumlu etkisi yoktur. Bu seramik türlerinde mikromekanik bağlantıyı arttırabilmek için farklı yöntemlerin uygulanması gerekir.^{159,160}

2.10.2. Kuşlama

Seramik restorasyonlarda kuşlama işlemi Al_2O_3 partikülleri kullanılarak yapılmaktadır. Bu işlem sonunda restorasyonun bağlanma yüzeyindeki kontaminasyon tabakası uzaklaştırılır ve rezin siman ile restorasyon arasındaki mikromekanik bağlanma artar. Kuşlama işleminde tam seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi için çeşitli büyüklükte Al_2O_3 partikülleri (25, 50, 100, 110, 250 μm) kullanılır. Cam seramik restorasyon yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde ise 25-50 μm boyutlarında Al_2O_3 partiküllerinin kullanılması önerilmektedir.^{161,162}

Kuşlama işlemi restorasyon yüzeyinde plastik deformasyona neden olur. Bu işlem yüzey pürüzlülüğünü artırır ve restorasyonun yüzey alanı artar. Böylece, yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik de artmış olur.¹⁶³

Cam seramik restorasyonların yüzeylerine Al_2O_3 partikülleri püskürtülerek yapılan pürüzlendirme işlemi sonucunda elde edilen bağlanma kuvveti değerinin hidroflorik asitle pürüzlendirme sonucunda elde edilen değere göre daha az olduğu bildirilmiştir.^{150,155,158}

2.10.3. Silan Bağlayıcı Ajan Uygulaması

Silanlar, rezin esaslı maddeler ve seramikler arasında kimyasal bağlantı kurabilen bifonksiyonel moleküllerdir.^{154,164} Silanların diş hekimliğindeki kullanım

alanları yalnızca seramik restorasyonların adeziv simantasyonu ve seramikteki kırıkların kompozit rezinler ile tamiri gibi uygulamalarla sınırlı değildir. Bütün bunlara ek olarak, kompozit rezinlerin üretim aşamasında rezin matriks ve doldurucu maddeler arasındaki kimyasal bağlantının oluşturulması amacıyla da kullanılırlar.¹⁶⁵

Günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan silan molekülü 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan'dır. Bu molekül, metakrilat grubu ve metoksi grubu olmak üzere 2 farklı kimyasal yapıdan oluşur. Metakrilat grubu rezin simanın organik matriksine bağlanırken, metoksi grubu ise seramik restorasyon yüzeyi ile kimyasal bağlantı kurmaktadır.¹⁵⁴

Günümüzde diş hekimliği pratiğinde hazır hidrolize olmuş tek aşamalı silan solüsyonları tercih edilmektedir. Bu solüsyonlar genellikle su ve etanolden oluşan bir çözelti içerisinde %1-5 oranında silan moleküllerinden oluşur. Silan moleküllerinin aktive edilmesi solüsyona katılan ve solüsyonun pH değerini 4-5 arasında sabitleyen asetik asitle sağlanır. Hazır hidrolize olmuş silanların en büyük dezavantajı raf ömürlerinin kısa olmasıdır. Bu durumun nedeni solüsyon içinde aktif halde bulunan silan moleküllerinin birbirleri ile reaksiyona girmesi olarak gösterilmektedir.¹⁴¹

Silan seramik yüzeyine uygulandığında, farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip 3 tabaka meydana gelir. En alt tabaka çapraz bağlantılı olup kovalent siloksan bağlantılarından oluşur. Orta ve üst tabakalar ise alttaki tabakaya yalnızca fiziksel olarak tutunur. Bu tabakalar ortamdan yalnızca organik solventler veya su ile uzaklaştırılabilirler. Silan tabakasının hava ile kurutulması, silanın bu 3 tabakasının tek tabaka haline gelmesini sağlayarak rezin siman ile seramik arasındaki bağlantıyı artırır. İdeal bir silan tabakasının kalınlığı yaklaşık olarak 10-50 µm arasındadır. Silanın kalın bir tabaka halinde uygulanması veya tam olarak kurutulmayıp alkol, su, asetik asit gibi hem silan solüsyonunun içinde bulunan, hem de kondansasyon reaksiyonunun yan ürünü olarak açığa çıkan maddelerin ortamdan uzaklaştırılmaması bağlantıyı azaltır.^{166,167}

Silan uygulamasıyla birlikte seramik restorasyon yüzeyinin rezin siman tarafından daha iyi ıslatılabilmesi sağlanmaktadır. Bu şekilde elde edilen seramik-rezin siman bağlantı direncinin rezin siman-dentin bağlantı direncinden daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Dolayısıyla adeziv başarısızlık daha çok dentin ile rezin siman arasındaki yüzey bağlantısından kaynaklanmaktadır.¹⁶⁸

2.11. Yaşlandırma Metotları

Ağız ortamı, protetik restorasyonların yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir. Bu nedenle, restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarmaktadır ve maliyetler de oldukça yüksektir.¹⁶⁹

Sulu ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır. Yapay yaşlandırma yöntemlerinden en fazla kullanılanlar; termal siklus (ısısal döngü), suda bekletme, okluzal yükleme ve NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırmadır.¹⁷⁰

2.11.1. Termal Siklus (Isısal Döngü ile Yaşlandırma)

Bütün restorasyonlar ağız içindeki sıcaklık değişimlerinden etkilenmektedirler. Ağızdan nefes alınmadığı zamanda ve herhangi bir ısısal yükleme yapılmadığında normal ağız içi sıcaklık yaklaşık olarak ortalama 35 °C olarak belirlenmiştir.¹⁷¹ Ağız içi sıcaklık, dışarıdan gelen etkiler sonucunda 0 °C ile 60-65 °C arasında değişim göstermektedir. Termal siklus testleri en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında ortalama 30 saniye bekletme süresiyle gerçekleştirilmektedir. İki ayrı su tankına belirli zaman aralıklarında daldırılarak belirli bir süre bu sıcaklıklarda bırakılmaktadır.¹⁷² Ağız içerisindeki kesin sayısı belli olmamakla birlikte günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10.000 siklusun 1 yıllık klinik kullanıma denk gelebileceği düşünülmektedir.^{173,174}

2.11.2. Okluzal Yükleme Yöntemi ile Yaşlandırma

Metal destekli seramiklerden tam seramiklere geçiş süresinde farklı içeriklere ait tam seramik restorasyonlar, uzun dönemli başarıları ve yorulmaya karşı kırılma dayanıklılıkları açısından test edilmişlerdir. Bu amaçla, ağız ortamının en iyi yansıtıldığı ortamların kullanılmasına özen gösterilmiştir. Ağız ortamını laboratuvar ortamını yansıtabilmek için çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷

Bireylerde ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir. Çiğneme yada yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir.^{178,179} Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken arka bölgede 200 N'dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir.^{180,181}

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır.¹⁷⁹ Bu nedenle, uygun bir çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000 - 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir.^{169,182}

Çiğneme simülatörü ayarlanması kolay bir cihazdır. En büyük özelliği altı farklı haznesine ayrı ayrı örnekler yerleştirilerek aynı anda tüm örneklerle belirli bir kuvvet uygulayabilmektedir. Bir diğer önemli özelliği de kullanıcı tarafından ayarlanan bir termal döngü sağlayabilmektedir.^{180,181}

Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklusunu yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır.¹⁸³

Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklerle yüklemeler yapılabilmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk kuvvet uygulanmaktadır.¹⁸⁰

2.12. Kırılma Dayanıklılığı Testi

Diş ve restorasyon materyali arasında meydana gelen gerilimler sonucunda kırılmalar oluşmaktadır. Çekme gerilimi (tensile stress), sıkışma gerilimi (compressive stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) adı altında bu gerilimler 3 grupta toplanırlar. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak veya esnetmek isteyen bir yükün oluşturduğu deformasyona karşı koyan kuvvete denilmektedir. Sıkışma gerilimi, kütlenin kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya zorlayan bir yüke karşı koyan içsel kuvvetlerdir. Makaslama gerilimi ise çevirme hareketine ya da bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı oluşan gerilimdir.¹⁸³

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Kırılma dayanıklılığı testinde örneklerle (köprü, kron, inley) uygulanan yük miktarı arttırıldığında materyal tamamen başarısızlığa uğrayana kadar görülen ilk çatlak

genişlemeye devam eder. Başarısızlığın ortaya çıktığı nokta, kritik stres yoğunluk faktörü olarak tanımlanır.¹⁸⁵ Kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği cihazlarda uygulanan kuvvet restorasyona dik veya açılı olacak şekilde uygulanabilmektedir.¹⁸⁴⁻¹⁸⁶

Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM tekniği ile üretilen farklı restorasyon çeşitlerinin kırılma dayanıklılığı açısından birbirleriyle karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın hipotezi ise; CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronların kırılma dayanımı açısından konvansiyonel kron restorasyonları ile arasında fark olmayacağıdır.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Yapmış olduğumuz tez çalışması; Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen PYO.DIS.1904.17.021 numaralı destek projesi ile temin edilen sarf malzemeler kullanılarak Endodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Bu araştırma için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 10.03.2017 tarihli toplantıda B.30.2.ODM.0.20.08/790 numaralı etik kurul onayı alınmıştır.

Çalışmamızda, CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan porselen kronların ve endokronların tasarımı ve üretiminde, Anabilim Dalı'mızda yer alan Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems; Bensheim, Almanya) sistemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

	MATERYAL	ÖZELLİKLER	ÜRETİCİ FİRMA
1.	Cerec Blocks	Feldspatik Seramik	Sirona; Bensheim, Almanya
2.	EverStick Post	Cam Fiber Post	Stick Tech Ltd; Turku, Finlandiya
3.	3M Single Bond	Bağlayıcı Ajan	3M ESPE; St. Paul, MN, ABD
4.	Maxcem Elite	Dual-Cure Rezin Siman	Kerr Hawe; Kaliforniya, ABD
5.	3M Filtek Z250	Universal Posterior Kompozit	3M ESPE; St. Paul, MN, ABD

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmada periodontal hastalık sebebiyle çekilmiş daimi alt 1. ve 2. büyük azı dişleri kullanıldı. Çekilmiş olan dişler akan su altında yıkandı. Ultrasonik scaler kullanılarak dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları uzaklaştırıldı. Çürüksüz, kırık olmayan, üzerinde önceden yapılmış bir restorasyon bulunmayan ve kökleri birbirinden ayrık 80 tane alt büyük azı dişi, 20 tanesi kontrol grubu olmak kaydı ile, çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi. Seçilen dişlerin benzer morfolojiye sahip olmalarına özen gösterildi. Bu amaçla dişlerin kron-kök boyları, mezial-distal ve bukkolingual genişlikleri dijital kumpas (Digital Caliper, CEN-TECH, Virginia, ABD) yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.1). Çalışmada kullanılacak dişler, ilk 24 saat timol solüsyonunda, daha sonra örnekler deneylere kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde

bekletildi.



Şekil 3.1. Dijital kumpas ile uygun dişlerin belirlenmesi

3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması ve Kavite Preparasyonu

Dişlerin kronları, okluzal yüzeye paralel olarak mine-sement sınırınının 1 mm üzerinden su soğutması altında düşük hızda çalışan doğrusal hassas testere (Isomet 5000 Linear Precision Saw; Buehler, Illinois, ABD) ile kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Doğrusal hassas testere

Endodontik giriş kaviteleri elmas fissür frez kullanılarak su soğutması altında açıldı. Pulpa dokusu uzaklaştırıldı. 15 nolu K tipi kanal eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak eğeleme hareketi ile kökün apikaline ulaşıldı ve böylece çalışma boyları tespit edilmiş oldu. Kök kanal şekillendirmesi, döner alet nikel titanyum eğeleri (ProTaper Next; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak ‘crown-down’ tekniğiyle gerçekleştirildi. Üreticinin önerileri doğrultusunda mezial kök kanallarında sırasıyla X1 (#17.04), X2 (#25.06) ve distal kök kanalında sırasıyla X1 (#17.04), X2 (#25.06), X3 (#30.07) döner alet nikel-titanyum kanal eğeleri kullanıldı.

Mezial kök kanallarında en son X2 (#25.06) kanal eğesi, distal kök kanalında ise en son X3 (#30.07) kanal eğesi ile kök kanalı şekillendirmesi işlemi tamamlandı. Her bir kanal aletinin değiştirilmesinden sonra %2,5'lik 2 ml sodyum hipoklorit (NaOCl; Endosolve HP, Imicryl, Konya, Turkey) ile irrigasyon yapıldı. Kök kanal şekillendirmesi işlemi tamamlandığında, son yıkamada smear tabakasının uzaklaştırılması için kök kanalları sırasıyla 2 ml %17'lik etilendiamin tetra asetik asit (EDTA; Werax, İzmir, Türkiye) ile 1 dakika süresince irrigate edildi. EDTA uygulanmasını takiben her bir kök kanalı 2 ml distile su ile ardından 2 ml %2,5'lik NaOCl ile yıkandı. En sonunda yıkama ajanlarının etkisini ortadan kaldırmak için tüm kök kanalları 2 ml distile su ile tekrar yıkandı. Kök kanalları, kağıt koniler (Diadent; Diadent Group International; Chongchong Buk Do, Güney Kore) ile kurutuldu. Kök kanalları, kağıt koniler ile kurutulduktan sonra, AH Plus (Dentsply; De Trey Konstanz, Almanya) kök kanal dolgu patı ve kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan son eğe ile uyumlu ana güta perka konu (Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre) ve yardımcı güta perka konları (Diadent #25.02; Diadent Group International; Chongchong Buk Do, Güney Kore) kullanılarak lateral kompaksiyon tekniğine uygun olarak dolduruldu. Koronaldeki güta perka konları sıcak bir el aleti yardımıyla kanal girişlerinden uzaklaştırıldı.

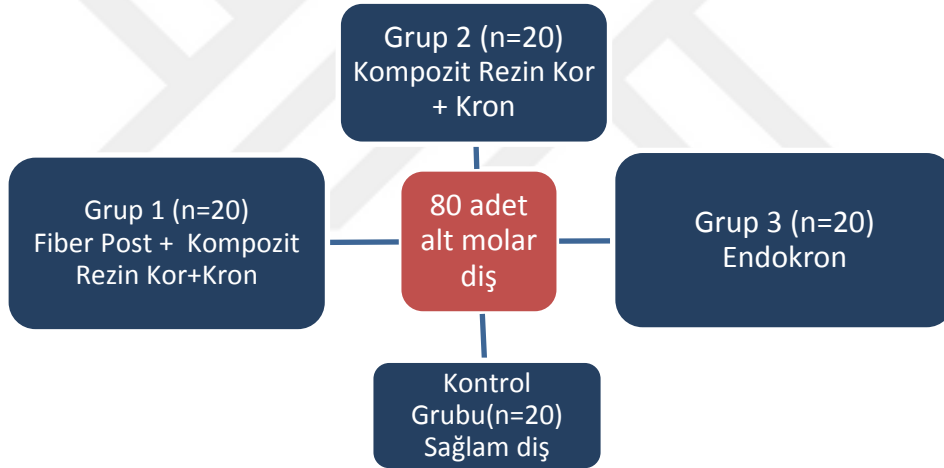
Pulpa odası preparasyonu, künt uçlu konik elmas frezler (Piranha Diamond, SS White, NJ, ABD) ile aksiyal duvarlara hizalanmış ve okluzale doğru genişleyen 8°-10° koniklik açısına sahip olacak şekilde yapıldı. Koronal dış duvarların kalınlıkları en az 2 mm olacak şekilde ayarlandı. Standardizasyonu sağlamak için periodontal sond ve dijital kumpas kullanılarak tüm kavite duvarlarının kalınlık ölçümleri yapıldı. Kavite duvarlarındaki keskin köşe ve kenarlar yuvarlatılarak kavite preparasyonu tamamlandı (Şekil 3.3). Kavite preparasyonu tamamlandıktan sonra kavite geçici dolgu materyali (Cavit G; 3M Espe, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı ve bir sonraki aşamaya kadar oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Şekil 3.3. Kavite preparasyonu

3.3. Örneklerin Gruplandırılması

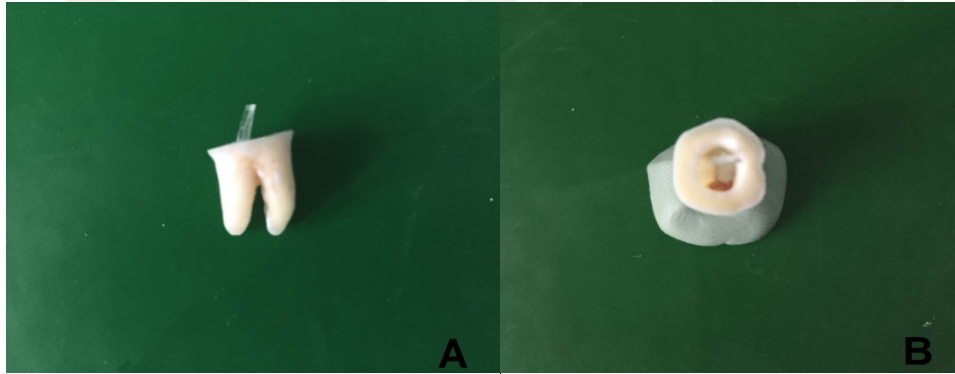
Örnekler, yapılan restorasyon tiplerine göre ve 1 tane kontrol grubu olacak şekilde 4 farklı gruba ayrılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Örneklerin gruplarına ayrılması

Grup 1: Geçici dolgu maddesi kaviteden uzaklaştırıldıktan sonra post yuvası hazırlanması işlemine başlandı. Post yuvası hazırlanırken 1.2 mm çapındaki post frezi (Cytec Blanco; Hahnenkratt, Almanya) bu gruptaki örneklerin distal kök kanallarında kullanıldı. Bütün örneklerin distal kök kanalının apikalinde en az 5 mm güta perka kalacak şekilde post yuvaları açıldı ve fazla güta perka kanaldan uzaklaştırıldı. Post boşluğunda kalan artıkları uzaklaştırmak için 2 ml %17'lik EDTA ve hemen ardından alkol kullanıldı. Kağıt konlar (Diadent Diadent Group International; Chongchong Buk

Do, Güney Kore) ile kurutuldu. Kullanılacak olan post (everStick Post; Stick Tech Ltd, Turku, Finlandiya) bistüri ile silikon paketinden çıkartıldı. Temiz bir presel yardımıyla tutuldu ve kanal içi uyumu kontrol edildi. Postun kanalın dışında kalacak uzunluğu 4 mm olacak şekilde düzenlemeler yapıldı. 20 sn boyunca ışık (Elipar S10 LED Cihazı, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile sertleştirildikten sonra ışık geçirmeyen kapalı bir kutunun içine kuru bir yüzey üzerine konuldu. Hazırlanan post boşluğu ve dentin yüzeyleri 30 sn boyunca %37'lik fosforik asit (Single bond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile asitlendi, yıkandı ve hava ile kurutuldu. Sertleşmesi sağlanan postun üzerine silan (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) uygulaması yapıldı. 30 sn bekletildikten sonra post yüzeyi hava ile hafifçe kurutuldu. Daha sonra hem post yüzeyine hem de kanal duvarları ve dentin yüzeylerine bağlayıcı ajan (Single bond, 3M ESPE, ABD) sürüldü, 30 sn boyunca bekletildi ve hava ile hafifçe kurutuldu. Ardından dual-cure rezin siman (MaxCem Elite; Kerr Orange, CA, ABD) post boşluğuna ve post yüzeyine bir fırça yardımıyla uygulandı. Post, hazırlanan kanala yerleştirildi ve siman artıkları bir fırça yardımıyla uzaklaştırıldı. Daha sonra 40 sn boyunca ışıkla polimerize edildi (Şekil 3.5).



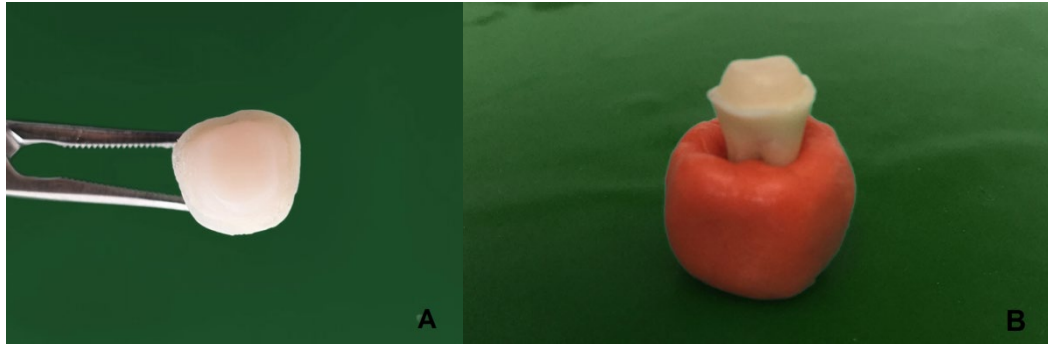
Şekil 3.5. Post uygulanmış örnek A) Yandan görünüm B) Üstten görünüm

Postun kök kanalına simantasyonu tamamlandıktan sonra bağlayıcı ajan pulpal duvarlara ve post yüzeyine 20 sn boyunca sürüldü, hafifçe kurutuldu ve 10 sn boyunca ışıkla polimerize edildi. Post uygulanmayan mezial kök kanallarının girişleri akışkan rezin kompozit (3M Filtek Ultimate; 3M ESPE, St. Paul, ABD) ile örtüldü ve pulpa odasının yüksekliği 2 mm olacak şekilde düzenlendi. Kor yapımı için universal posterior kompozit (3M Filtek Z250; 3M ESPE; St. Paul, ABD) kullanıldı. Kor materyali tabakalama yöntemiyle uygulandı ve her tabakalama işleminden sonra 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kor yapıların düzenlenmesi su soğutması altında aeratör

kullanılarak 8° - 10° taper açısına sahip künt uçlu elmas frezler ile yapıldı. Kor yapısı, kavite basamakları en az 1 mm shoulder basamak şeklinde ve okluzal yükseklik kavite marjiniinden itibaren 4 mm olacak şekilde düzenlendi.

Grup 2: Geçici dolgu materyali kaviteden uzaklaştırıldı. Pulpa odası alkol ile yıkandı. Pulpa odasının yüksekliği periodontal sond ile ölçüldü. Pulpa odası 2 mm'den yüksek olan dişlerin kanal girişleri akışkan kompozit rezin (3M Filtek Ultimate; 3M ESPE, St. Paul, ABD) ile örtüldü. Pulpa odası tabanı elmas fissür frez yardımıyla düzleştirildi ve pulpa odası derinliği 2 mm olacak şekilde ayarlandı.

Dişin tüm yüzeylerine 30 sn boyunca %37'lik fosforik asit uygulandı, su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Daha sonra pulpa odası duvarlarına ve kavite basamaklarının yüzeylerine bağlayıcı ajan 20 sn boyunca bir fırça yardımıyla uygulandı, hava ile hafifçe kurutuldu ve 10 sn boyunca ışık cihazıyla polimerize edildi. Kor yapısı tabakalama yöntemi ile universal posterior kompozit (3M Filtek Z250; 3M ESPE; St. Paul, ABD) kullanılarak her bir tabaka en fazla 1 mm olacak şekilde ve her birine 20 sn boyunca ışık uygulanarak yapıldı. Oluşturulan kor yapısına su soğutması altında 8° - 10° koniklik açısına sahip künt uçlu elmas frezler kullanılarak son şekli verildi. Kavitenin basamakları en az 1 mm, kor yapısının yüksekliği 4 mm olacak şekilde preparasyon işlemi bitirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Kor yapısının tamamlanması A) Üstten görünüm B) Yandan görünüm

Grup 3: Geçici dolgu materyalinin kaviteden uzaklaştırılmasının ardından pulpa odası alkol ile yıkandı. Pulpa odasının yüksekliği periodontal sond ile ölçüldü. Pulpa odası 2 mm'den yüksek olan dişlerin kanal girişleri akışkan kompozit rezin (3M Filtek Ultimate; 3M ESPE, St. Paul, ABD) ile örtüldü. Pulpa odası tabanı elmas fissür frez ile düzleştirildi ve pulpa odası derinliği 2 mm olacak şekilde ayarlandı. Pulpa odası

duvarlarına 8° - 10° koniklik açısına sahip künt uçlu elmas frezler kullanılarak son şekillendirmesi yapıldı. Şekillendirme işlemi kalın grenli frezden ince grenliye doğru yapıldı. Sonuç olarak pulpa odası tabanı düzgün, pulpa odası duvarları okluzale doğru 8° - 10° 'lik eğimle ve en az 2 mm koronal duvar kalınlığına sahip olacak şekilde endokron kaviteleri hazırlandı.

3.4. Restorasyonların CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanması

Tüm örneklerin dijital ölçüleri Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi kamera sistemi ile alınmıştır. Örneklerin dijital ölçüsü alınmadan önce dişin orijinal formunu sağlamak amacıyla her bir diş mine-sement sınırının 2 mm altında olacak şekilde silikon ölçü maddesine (Optosil, Heraeus Kulzer, Almanya) gömüldü.

Restorasyonların tasarımı bilgisayar ekranı (CEREC AC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerindeki yazılım programı (CEREC Software 4.4.4; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak yapıldı. Tasarımı yapılan restorasyonların üretimi de frezeleme ünitesinde (CEREC MC XL; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) gerçekleştirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Cerec MC XL ve Cerec AC

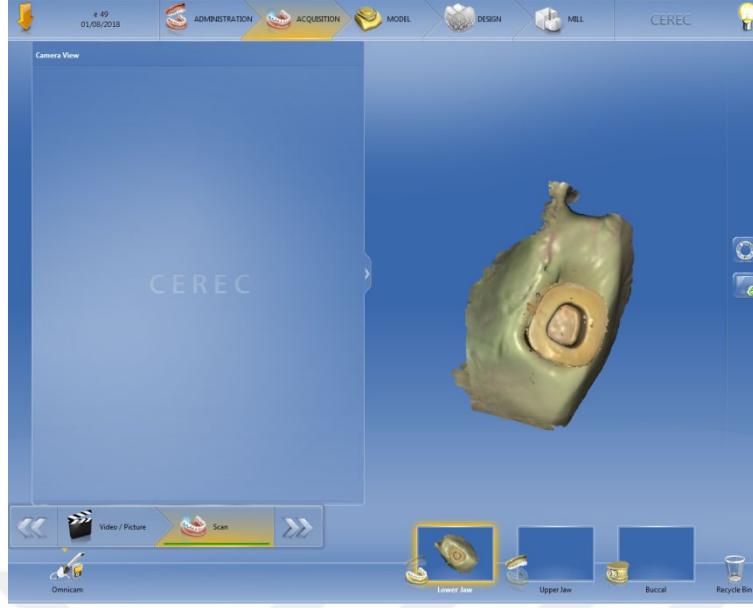
Her bir örnek için özel vaka dosyası açıldı. Yazılım ekranından “Yeni Hasta Ekle” sekmesi seçildi. “Soyisim” bölümüne örneğin numarası, “İsim” bölümüne grubun adı, “Diş Hekimi” bölümüne operatörün adı yazıldı. Örneklerin kimlik bilgileri oluşturulduktan sonra uygulama kısmına geçildi. “Endikasyon” sekmesinden restorasyon tipi olarak “Kron”; “Tasarım Şekli” olarak ise “Biogeneric Individual”

seçildi. “Materyal” olarak “Sirona” ve blok seçeneğinde ise “CEREC Blocs C” seçildi. Üretilcek restorasyonun hangi dişe ait olduğu çene modeli üzerinden seçildi.



Şekil 3.8. Hasta kaydı, restorasyon tipi ve materyalinin seçilmesi

Tarama işlemine geçebilmek için “Acquisition” sekmesi seçildi. Dijital görüntüleme kamerası dişe temas etmeden sırasıyla bukkal, okluzal, lingual, mesial ve distal bölgelerden tarandı ve cihazın ayak pedalına basılarak işlem durduruldu. Daha sonra alınan dijital ölçü incelendi. Dijital ölçünün eksik kısımları cihazın ayak pedalı yukarı kaldırılarak tekrar alındı. Hatalı görüntü oluşumunda ise “Kes” sekmesine tıklandı, görüntü silindi ve dijital ölçü istenilen görüntü elde edilinceye tekrar alındı.



Şekil 3.9. Dijital ölçünün alınması

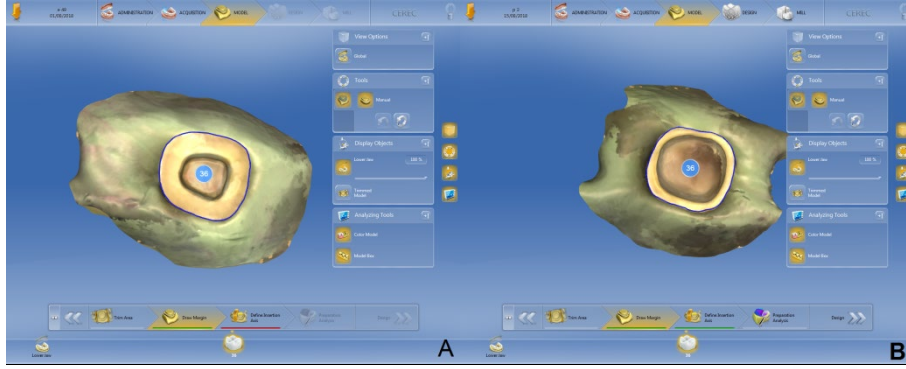
Dijital ölçü alma işlemi tamamlandıktan sonra “Model” sekmesine geçildi. Dişin görüntüsü “Spee Eğrisi” ve “Okluzal Düzleme” göre alt çene arkında uygun konuma getirildi.



Şekil 3.10. Örnek modelin spee eğrisi ve okluzal düzleme göre konumlandırılması

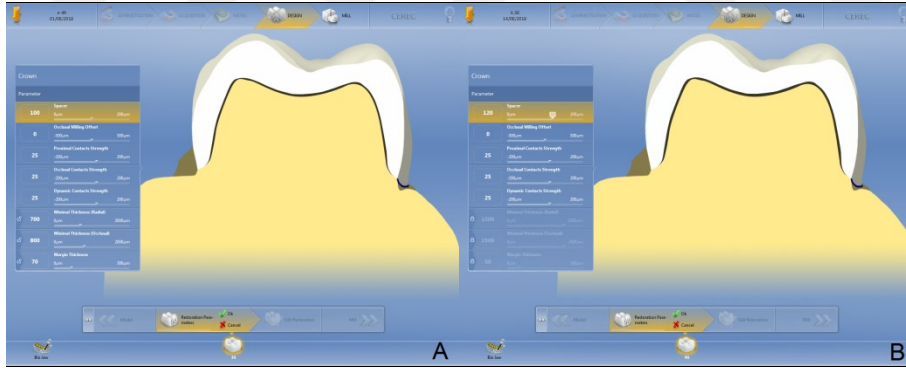
Daha sonra “Draw Margin” sekmesine tıklandı ve örneklerin marjin çizimleri “Auto” seçeneği kullanılarak gerçekleştirildi. Çizimin düzeltilmesi gereken yerlerde ise “Manual” seçeneği kullanıldı. Bir sonraki adımda “Define Insertion Axis” bölümüne

geçildi. Yazılımın belirlediği otomatik giriş yolu gerekli görüldüğü durumlarda düzeltildi ve restorasyonun giriş yolu belirlendi.



Şekil 3.11. Marjinlerin çizilmesi A) Grup-3 B) Grup-1 ve grup-2

Marjin çizim işleminin ardından tasarım bölümüne geçildi. Tasarım işlemine başlanmadan önce restorasyonlar için uygun olan parametreler gözden geçirildi. Siman aralığı kron restorasyonları için 120µm, endokron restorasyonları için 100µm olacak şekilde ayarlandı.

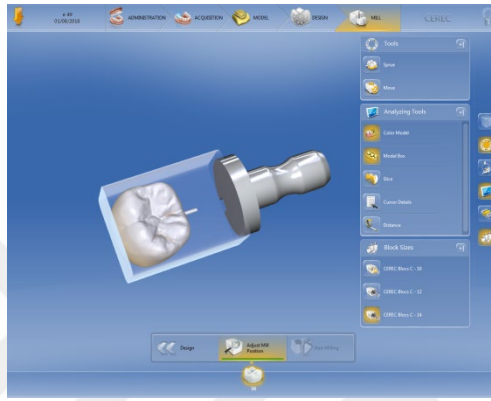


Şekil 3.12. Restorasyon parametrelerinin belirlenmesi A) Grup-3 B) Grup-1 ve grup-2

“Dizayn” sekmesinde “Bio Jaw” seçeneği işaretlendi. Daha sonra alt çene daimi 1. büyük azı dişlerin standart kron boyu ve kron restorasyonlarının okluzal bölgesindeki minimum porselen kalınlığı göz önünde bulundurularak dişlerin mine-sement birleşiminden en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafenin standardizasyonu sağlandı. Buna göre; restorasyonların servikal band kısmından okluzaldeki santral fossaya kadar olan mesafe 5,5 mm, restorasyonların servikal band kısmından en yüksek tüberkül tepesine kadar olan yüksekliği ise 6,5 mm olacak şekilde tasarlandı. Bu ölçüm yapılırken yazılım ekranı üzerinde dişlerin uzun aksına paralel bir

kesit alındı. Bu kesit üzerindeki “Analyzing Tools” penceresinden “Distance” aracı seçildi ve gerekli yükseklik ayarlamaları yapıldı.

Tasarım işleminin tamamlanmasının ardından “Üretim” ekranı görüntülendi. Bu ekranda kullanılacak bloğun seçilmesi ve tijin konumunun belirlenmesi işlemleri yapıldı. Çalışmada kullanılan feldspatik porselen blokların (CEREC Blocks; Dentsply-Sirona Bensheim, Almanya) boyutları C14 olarak seçildi. Tijin konumu dişlerin lingual tarafında olacak şekilde ayarlandı. Tüm örnekler için aynı işlemler sırasıyla tekrarlandı.



Şekil 3.13. Tijin konumunun ayarlanması

Frezleme cihazının (Cerec MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ilgili bölümüne blok yerleştirildi. Özel torklu tornavida yardımıyla yerleştirilen blok, ünite içinde sabitlendi. Kazıma işlemine başlanmadan önce uygun frezlerin (Step Bur 12, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), (Cylinder Pointed Bur 12S, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) cihaz içerisindeki yuvalarına yerleştirildiğinden emin olundu. Kazıma ünitesindeki bütün işlemler tamamlandıktan sonra bilgisayar ekranından “Kazıma Pozisyonu Ayarla” sekmesi onaylandı ve “Kazıma İşlemini Başlat” sekmesine tıklanarak işlem başlatıldı. Her bir bloktan restorasyon elde edilmesi yaklaşık 12 dakika sürdü. Toplamda 60 adet örnekten elde edilen restorasyonların yapılması işleminde aynı aşamalar tekrar edildi.

3.5. Restorasyonların Yüzey İşlemlerinin Yapılması

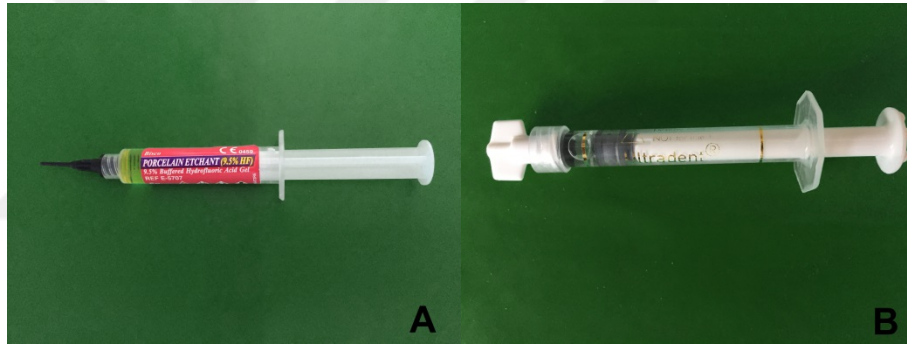
Kazıma işlemi biten restorasyonların tij kısımları ince grenli elmas frez yardımıyla düzeltildi. Restorasyonların ait oldukları kavitelele olan uyumları kontrol edildikten sonra porselen blokların ‘glaze’ işleminin yapılmasına başlandı. Bu aşamada toz ve likit karışımı bir fırça kullanılarak restorasyonların dış kısımlarına ve çok ince bir

tabaka halinde sürüldü. Daha sonra porselen fırınında (Gemini 2 Press, Shenpaz Industries, İsrail) 940°C’de 9 dk süre ile glaze işlemi tamamlandı.

3.6. Restorasyonların Simantasyonu

Tüm dişlerin mine yüzeylerine %37’lik fosforik asit 30 sn süreyle uygulandı. Daha sonra 20 sn boyunca su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bağlayıcı ajan tüm yüzeylere 20 sn boyunca bir fırça yardımıyla uygulandı ve hava ile fazlalıkları uzaklaştırıldı. Işık cihazı ile 10 sn polimerize edildi.

Tüm restorasyonların bağlanma yüzeyleri %9,5’lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant; Bisco, Illinois, ABD) ile 40 sn boyunca pürüzlendirildi. Daha sonra restorasyonlar 40 sn boyunca su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bağlanma yüzeylerine 60 sn süre ile silan (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) uygulandı ve hava ile kurutuldu.



Şekil 3.14. A) Hidroflorik asit B) Silan bağlayıcı ajan

Tüm dişlerin kavite yüzeylerine bağlayıcı ajan, bond fırçası yardımıyla uygulandı ve hava ile kurutularak fazlalıklar uzaklaştırıldı. Bu aşamada bağlayıcı ajan ışık ile polimerize edilmedi. Dual-cure rezin siman (Maxcem Elite; Kerr Orange, Kaliforniya, ABD) özel şırıngası ile hem diş yüzeyine hem de restorasyonun bağlantı yüzeyine uygulandı. Restorasyonlar kaviteye dikkatlice yerleştirildi ve okluzal yüzeyden parmak basısı uygulanarak polimerize edildi. Fazla siman artıklarını uzaklaştırmak amacıyla ilk 3 sn sonunda polimerizasyon işlemi durduruldu ve fazla siman artıkları bir sond yardımıyla temizlendi. Daha sonra restorasyonun tüm yüzeylerine 40 sn boyunca ışık uygulanarak simantasyon işlemi tamamlandı.

3.7. Periodontal Ligament Aralığının Oluşturulması

Periodontal ligament aralığını taklit etmek amacıyla, ilk olarak dişlerin kök yüzeyleri eritilmiş dental pembe mum ile kaplandı. Kök yüzeyindeki pembe mum sertleştikten sonra dişler silikon ölçü maddesine (Optosil, Heraeus Kulzer, Almanya) gömüldü. Diş köklerinin ölçülerinin elde edilmesinin ardından dişler silikon ölçüden çıkartıldı. Bu dişlerin kök yüzeyindeki katı mum sıcak suya daldırılarak eritildi. Kurutulan kök yüzeylerine uygulanacak olan polieter ölçü maddesinin tutunması için kaşık adezivi (3M ESPE; Seefeld, Almanya) ince bir katman olacak şekilde sürüldü ve bir süre kuruması beklendi. Aynı anda kök yüzeyinin silikon ölçüsünün içerisine vazelin sürüldü. Daha sonra polieter ölçü maddesi (Soft Monophase, 3M ESPE, Ankara, Türkiye) şırıngası yardımıyla karıştırılarak silikon ölçülerin içerisine enjekte edildi. Dişler hızlı bir şekilde silikon ölçü kalıplarının içerisine yerleştirildi ve polieter ölçü maddesi sertleşene kadar hafif bir parmak basısı uygulandı. Ölçü maddesi sertleştikten sonra 15 nolu bistüri kullanılarak fazlalıklar uzaklaştırıldı ve diş yerinden çıkartıldı.



Şekil 3.15. Periodontal ligament aralığının taklit edilmesinde kullanılan polieter ölçü materyalinin uygulanması

Periodontal ligament aralığının simülasyonu oluşturulduktan sonra dişler 2,5 cm çapında ve 3,5 cm boyunda polivinil klorür (PVC) borular kalıp olarak kullanılarak hızlı polimerize olan soğuk akrilik rezin (Imicryl; Konya, Türkiye) içerisine gömüldü. Her bir örnek dişin uzun eksenine dik olacak şekilde ve mine-sement sınırının 1 mm altında olacak şekilde konumlandırıldı.



Şekil 3.16. Örneklerin kırılma testi için akrilik rezin bloklara gömülmesi

3.8. Yaşlandırma İşlemi

Yaşlandırma işleminde, örnekler 6'şarlı gruplar halinde bilgisayar kontrollü çift akslı çigneme simülasyonu (MOD Dental; Esetron, Ankara, Türkiye) düzeneğine yerleştirildi. Çigneme simülatörü 6 ayrı deney odacığı ve bu odacıkların içinde yatay ve dikey hareketleri kontrol eden iki motordan oluşmaktadır. Isıyı ve su seviyesini elektronik olarak kontrol eden bu sistemde termal döngü işlemi ve dikey hareket eş zamanlı olarak yapılmaktadır.

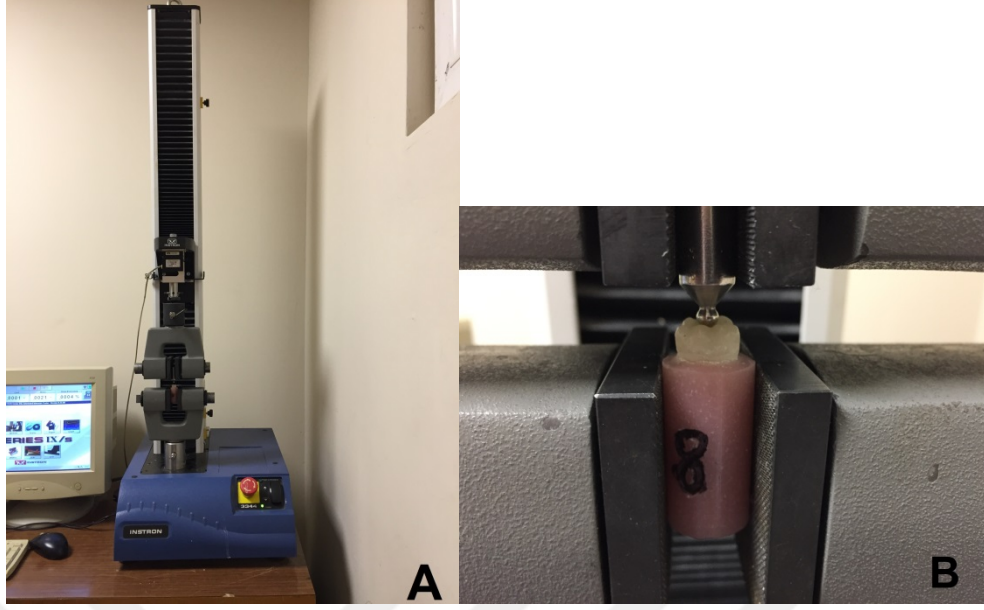
Termal döngü işlemi, 60 sn'lik daldırma süresi boyunca 5°C ve 55°C sıcaklığındaki distile su ile 12 sn'lik aralar verilerek toplamda 5000 döngü olacak şekilde yaptırıldı. Örneklerin yaşlandırılmasında karşıt dişi temsil eden, 5 mm çapında paslanmaz çelik toplar kullanıldı. Örneklerle uygulanan kuvvet her bir odaya ait 5 kg'lık diskler aracılığı ile toplamda 50 N'luk çigneme kuvveti sabit tutularak uygulandı. Çigneme simülatörüne, 2 mm'lik mesafede 50 mm/sn ilerleme hızı ve 2.7 Hz çigneme frekansı ile her örnek için 250.000 dikey eksen hareketi yaptırıldı. Çigneme simülasyonu ve termal döngü düzeneğinden çıkan örnekler kırılma testine kadar oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Şekil 3.17. Çiğneme simülasyonu cihazı

3.9. Kırılma Dayanımı Testi

Kırılma dayanımı testi için Universal test cihazına (Instron; Instron Corp., MA, ABD) yerleştirilen örneklerin uzun eksenleri yer düzlemine dik olacak şekilde ayarlandı ve test edilen her bir örnek anahtar yardımıyla düzeneğe sabitlendi. 5 mm çapındaki dairesel paslanmaz çelik uç, restorasyonların okluzal yüzeyinde santral fossa üzerinde konumlandırıldı. Okluzal düzleme dik olacak şekilde 1 mm/dk kafa hızıyla örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Kırılma gerçekleştiği andaki en büyük kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi. Universal test cihazının uygulayabildiği maksimum kuvvet olan 2000 N değerinde kırılmayan örnekler ise ‘Kırık Yok’ şeklinde kaydedildi.



Şekil 3.18. A) Universal test cihazı B) Restorasyona aksiyal kuvvet uygulanması

3.10. Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası tüm örnekler stereomikroskop (Leica EZ4 D, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) altında incelendi ve dişin tüm yüzeylerinden fotoğraflar alındı. Bu inceleme sonunda başarısızlık tipleri 4 grup altında toplandı.¹⁸⁷ Buna göre:

Tip I: Restorasyonda ya da dişte kırık olmadan adeziv başarısızlık.

Tip II: Sadece restorasyonda oluşan kırık.

Tip III: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.

Tip IV: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı.

Mine-sement birleşiminin üzerindeki kırıklar ‘Restore Edilebilir Kırık’ olarak sınıflandırılırken; mine-sement birleşiminin altında olan kırıklar ise ‘Restore Edilemez Kırık’ olarak sınıflandırıldı.

3.11. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Kırılma dayanımı sonuçları açısından farklı grupların karşılaştırılmasında parametrik test dağılımı sağlanamadığından Kruskal-Wallis H testi kullanıldı. Grupların birbirleriyle ikişerli karşılaştırmaları için Dunn testi yapıldı. Bu verilerin analizi IBM SPSS V23 (Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak yapıldı.

Gruplar arasındaki kırılma dayanımı ile kırık tipleri farklılıkları Ki-Kare testi ile incelendi. Sayısal verilerin sonuçları aritmetik ortalama \pm standart sapma şeklinde; sözel verilerin sonuçları frekans (yüzde) biçiminde ifade edildi. Elde edilen istatistiksel sonuçlar $p < 0,05$ değeri için anlamlı kabul edildi.



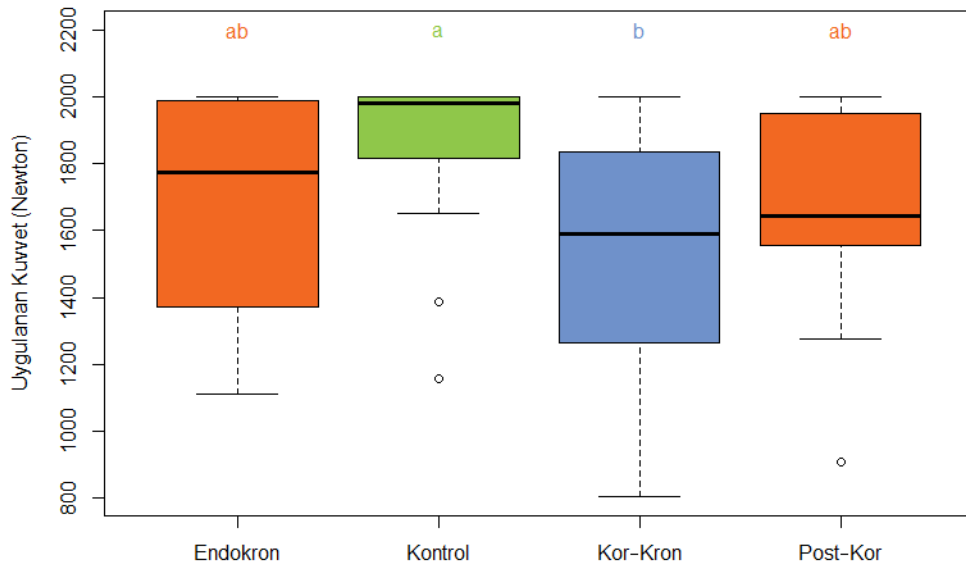
4. BULGULAR

Grupların medyan, ortalama kırılma dayanımı, standart sapma, %95 güven aralığı, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de gösterilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.1. Deney gruplarına ait medyan, kırılma dayanımı, standart sapma, %95 güven aralığı ve minimum-maksimum değerleri

Uygulama Şekli	Medyan	Ortalama \pm Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı		Minumum-Maksimum
			Düşük	Yüksek	
Kontrol	1982	1830 ^b \pm 277	1845	2000	1157 – 2000
Endokron	1775	1679 ^{ab} \pm 306	1383	1984	1113 – 2000
Kor-Kron	1589	1532 ^a \pm 371	1276	1832	805 – 2000
Post-kron	1644	1678 ^{ab} \pm 279	1559	1949	907 - 2000

İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar farklı üst simge harfleri ile gösterilmektedir ($p<0,05$).



Şekil 4.1. Kırılma dayanımlarına ait tablonun grafiksel olarak gösterilmesi (Dikdörtgenlerin ortasındaki kalın çizgi medyan değerini, dikdörtgenlerin alt ve üst kenarı %95 güven aralığı değerlerini, dikdörtgenlerin dışındaki tırnaklar maksimum-minimum değerlerini, küçük daireler ise ekstrem değerleri göstermektedir)

İstatistiksel verilerin sonuçları incelendiğinde, deney grupları içerisinde en yüksek kırılma dayanımı değeri kontrol grubunda (1830 ± 277 N) görülürken, en düşük kırılma dayanımı değeri Kor-Kron grubunda (1532 ± 371 N) görüldü.

Kruskal-Wallis analizine göre, gruplar arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p = 0.021$).

Kor-Kron grubu ile Kontrol grubu arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$).

Kor-Kron grubu ile Post-Kor ve Endokron grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Kontrol grubu ile Post-Kor ve Endokron grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Post-Kor grubu ile Endokron grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.2. Kırılma dayanımı açısından grupların ikili karşılaştırılması

Grupların İkili Karşılaştırması	Test İstatistiği	Standart Sapma	Standart Test İstatistiği	Güven Düzeyi	Düzeltilmiş Güven Düzeyi
Kor-Kron / Post-Kor	7,875	7,306	1,078	0,281	1,000
Kor-Kron / Endokron	-9,875	7,306	-1,352	0,177	1,000
Kor-Kron / Kontrol	-23,050	7,306	-3,155	0,002	0,010
Post-Kor / Endokron	-2,000	7,306	-0,274	0,784	1,000
Post-Kor / Kontrol	-15,175	7,306	-2,077	0,038	0,227
Endokron / Kontrol	-13,175	7,306	-1,803	0,071	0,428

Kırılma dayanımı testi sonrası gruplar arasındaki farklılıklar Ki-Kare testi ile incelendi. Kırılma dayanıklılığı testi sonucunda görülen başarısızlık tipleri ile deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($\chi^2 = 26.886$, $df = 9$, $P = 0.001$).

Tüm gruplar arasında Kor-Kron grubunda gözlenen başarısızlık tipi yüzdeleri diğer gruplardaki başarısızlık tipi yüzdelerine göre anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Bütün gruplar incelendiğinde en çok Tip-2 (%33,75) kırılma gözlenirken; en az Tip-3 (12,5) kırılma görüldü.

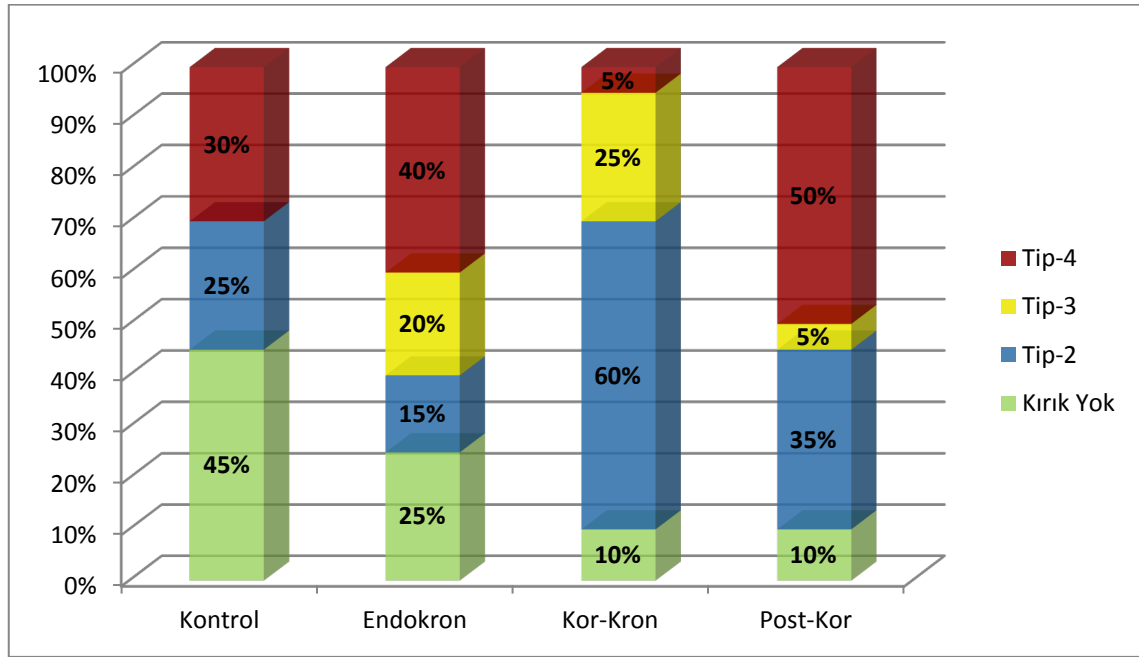
Kontrol grubunda, sağlam örnek (%45) en fazla sayıda görülürken; restore edilebilir kırıklar (%25) ve restore edilemez kırıklar (%30) da gözlemlendi.

Endokron grubunda, en fazla tip-4 (%40) kırık gözlenirken; en az tip-2 (%15) kırık görüldü. Ek olarak, sağlam kalan dişler (%25) de yüksek oranda gözlemlendi.

Kor-Kron grubunda, büyük oranda restore edilebilir kırık tiplerine (%60 Tip-2, %25 Tip-3) rastlanırken; restore edilemeyen kırıklara (Tip-4) %5 oranında rastlandı.

Post-Kor grubunda, en büyük oranda Tip-4 (%50) kırık tipine rastlanırken; en düşük oranda Tip-3 (%5) kırılma tipi görüldü.

Kırılma testi sonrası görülen başarısızlık tipleri ve bu başarısızlık tiplerinin yüzdeleri Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

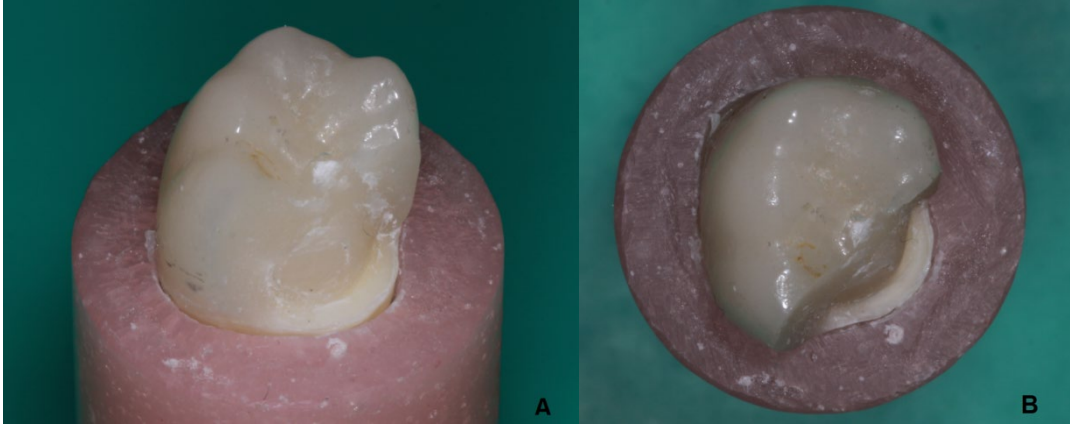


Şekil 4.2. Kırılma tiplerine ait başarısızlık yüzdeleri

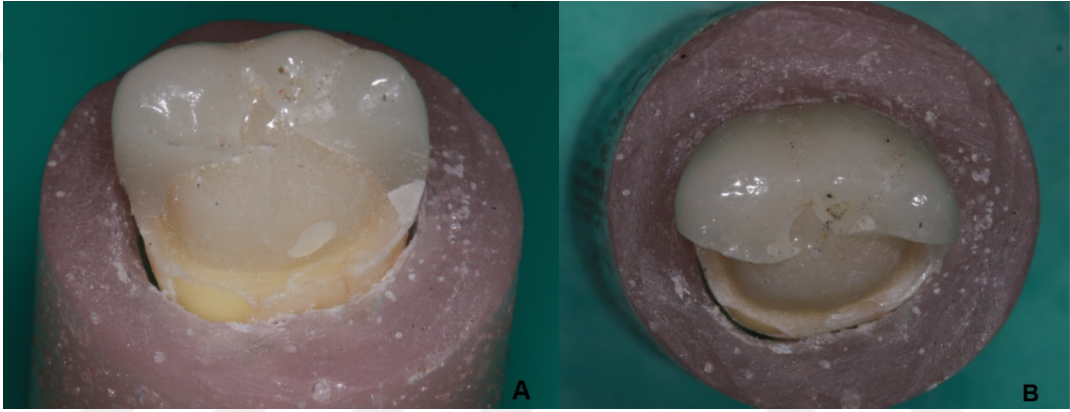
Bütün gruplarda görülen başarısızlık tiplerinin frekansları (yüzdeleri) Tablo 4.3’te gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Başarısızlık tiplerinin frekansları (yüzdeleri)

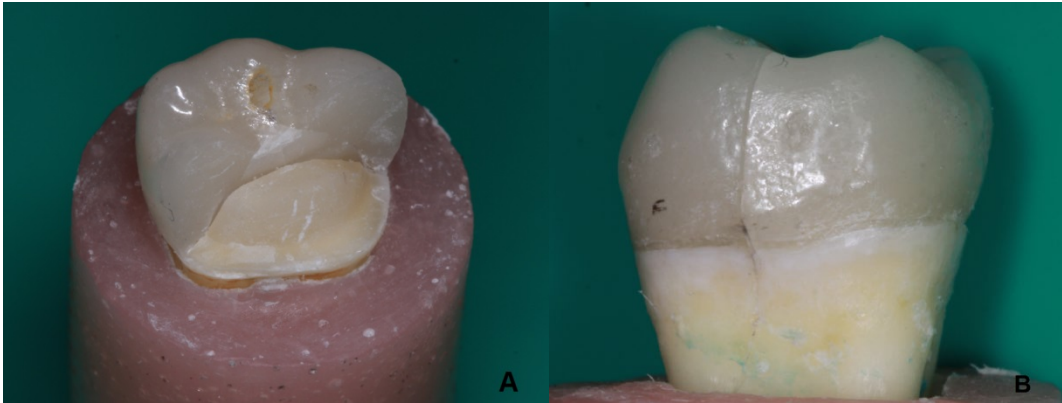
Başarısızlık Tipi	Kontrol	Endokron	Kor-Kron	Post-Kor	Toplam
Kırık Yok	9 (45)	5 (25)	2 (10)	2 (10)	18 (22,5)
Tip-2	5 (25)	3 (15)	12 (60)	7 (35)	27 (33,75)
Tip-3		4 (20)	5 (25)	1 (5)	10 (12,5)
Tip-4	6 (30)	8 (40)	1 (5)	10 (50)	25 (31,25)
Toplam	20 (25)	20 (25)	20 (25)	20 (25)	80 (100)



Şekil 4.3. Tip II kırık A) Yandan görünüm B) Üstten görünüm



Şekil 4.4. Tip III kırık A) Yandan görünüm B) Üstten görünüm



Şekil 4.5. Tip IV kırık A) Yandan görünüm B) Kırığın kök boyunca izlenmesi

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavili dişler; önceden yapılmış olan restorasyonlar, travma ve çürük gibi faktörlerden dolayı büyük miktarda madde kaybına uğramaktadırlar. Bu durum dişe yapılması planlanan restorasyonda güçlüğe ve tedavinin uzun dönem başarısının etkilenmesine neden olmaktadır.¹⁸⁸ Bu çalışmada; aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş dişlerde, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen farklı tip restorasyonların kırılma dayanımı açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Endodontik tedavi sonrası aşırı kron harabiyetine uğramış dişlerin restorasyonu ve yeniden fonksiyona kazandırılması için birçok yöntem uygulanmıştır ve bu konudaki gelişmeler günümüzde de devam etmektedir. Post uygulaması, bunlar arasında en sık kullanılmakta olan yöntemdir. Bir kısım araştırmacıya göre, endodontik tedavi sonrasında post yerleştirilmesi diş yapısını güçlendirirken,^{35,36,189} bazı araştırmacılara göre ise, post boşluğunun hazırlanması ve postun yerleştirilmesi sırasında kök yapısı zayıflatmakta hatta kök kırıklarına sebep olabilmektedir.^{28,41,190}

Post-kor ile restore edilen dişlerde post tutuculuğunun kaybı, postun kırılması, kök perforasyonu ve kron-kök kırığı gibi başarısızlıklar görülebilmektedir. Başarısızlığın temel sebebi endodontik tedavi sırasında ve post boşluğu hazırlanırken diş yapısında meydana gelen aşırı madde kaybıdır.¹⁹¹ Bu gibi risklerden dolayı aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda postlara alternatif olarak endokron restorasyonlar önerilmiştir.¹⁹²

Endokronlar post, kor ve kronu tek bir sistemde birleştiren monoblok yapıda restorasyonlardır. Konvansiyonel yaklaşımlı postlardan farklı olarak endokronlarda, makromekanik tutuculuk pulpa odasının iç duvarlarından ve kavite marjinlerinden sağlanırken, mikromekanik tutuculuk adeziv simantasyon ile sağlanmaktadır.¹⁹³ Daha az miktarda sağlıklı diş dokusunun kaldırılması ve yapımının daha kısa sürmesi nedeniyle endokronlar günümüzde hekimlerin tercih ettikleri bir restorasyon çeşidi haline gelmiştir. Ayrıca, kavite marjinlerinin dişeti seviyesinin üzerinde sonlandırılması plak kontrolünü ve klinik muayeneyi kolaylaştırmaktadır.⁹⁷

Kompozit rezin kor ve kron restorasyonu, aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş dişlerde alternatif bir restorasyon çeşidi olarak uygulanabilir. Kompozit kor materyali uygulanmadan önce dentin bağlayıcı ajan tüm dentin yüzeyine sürülür ve daha iyi bağlanma elde edilir. Kavite preparasyonu endokrona

benzer şekilde gerçekleştirilen bu restorasyonda, kron materyalinin kalınlığı azaltılmakta ve böylece daha efektif bir simantasyon yapılabilmektedir. Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışmada; 2 mm kompozit kor ve kron, 4 mm kompozit kor ve kron ve endokronların kırılma dayanımı açısından değerlendirilmesinde üç restorasyon tipi arasında 2 mm yüksekliğindeki kompozit kor ve kronun en yüksek kırılma dayanımı değerlerini gösterdiği belirtilmiştir.¹⁹⁴

Tam seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasında, literatürde kontrol grubu olarak prepare edilmemiş doğal dişlerden prepare edilen dişlere yapılan metal destekli seramik restorasyonlar da kullanılmıştır.¹⁹⁵ Ancak prepare edilmemiş doğal dişin doğru kontrol grubu olarak daha iyi kullanılacağı çünkü sabit restorasyonların hedefinin doğal durumu geliştirmek değil, dişlerin orijinal fizyolojik seviyedeki fonksiyon, estetik ve özelliklerini restore etmek olduğu düşünülmektedir.¹⁹⁶ Çalışmamızda, kontrol grubu olarak üç aylık dönemde temin edilen ve oda sıcaklığında distile suda bekletilen sağlam dişler kullanılmıştır.

Restorasyonların üretiminin klinikte hasta başında yapılabilmesini sağlayan CAD/CAM sistemlerinin kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen restorasyonlarda hata payı minimuma indirilir ve restorasyon üretimi kısa sürede gerçekleştirilebilir.¹⁹⁷ Fabrikasyon olarak üretilen hazır bloklardan aşındırma tekniği ile elde edilen restorasyonlar, yapım aşamasında materyalin özelliğini etkileyebilecek hataları ortadan kaldırmaktadır. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki temel amaç; fabrikasyon olarak üretilen yüksek kaliteli bloklar kullanılarak restorasyonların üretimi, restorasyonların şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir.¹⁹⁸

Çalışmamızda, CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen üç farklı restorasyon tipinin (post-kor-kron, kompozit rezin kor-kron ve endokron) kırılma dayanımı açısından birbirlerine olan üstünlüklerinin değerlendirilmesi ve ortaya çıkan sonuçların klinik uygulamalara yol göstermesi amaçlanmaktadır.

Dental materyaller, ağız içinde kullanılmadan önce in vitro veya hayvan deneyleriyle test edilmektedir. İn vivo testler bunların içerisinde en güvenilir olanıdır. Ancak pahalı olmaları, deney sürelerinin uzun olması, hastaların ve dişlerin standardize edilememesi, uyulması gereken etik ve yasal kurallar bu testlerin uygulanmasını karmaşık hale getirmektedir. İn vitro deneylerin tekrarlanabilir, kontrol edilebilir oluşu ve in vivo deneylere göre daha ucuz olması, bu testlerin daha çok tercih edilmelerine

neden olmaktadır.¹⁹⁹ Ayrıca bir malzemenin veya tekniğin araştırıldığı durumlarda daha çok in vitro testler tercih edilmektedir. Farklı restorasyon tiplerinin kırılma dayanımının test edildiği çalışmamız da in vitro koşullarda yapılmıştır.

Bağlanma karakteristiği, termal iletkenlik, kırılma dayanımı ve elastiklik modülü gibi fiziksel özelliklerinin klinik koşullara yakın olması nedeniyle bu çalışmada çekilmiş insan dişleri kullanıldı.²⁰⁰ Dişler mikrobiyal aktivitenin engellenmesi için ilk 24 saat timol solüsyonunda ve sonrasında deneyler başlayana kadar oda sıcaklığında distile suda bekletildi.

Aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş ön bölge dişlerinin,^{201,202} premolar dişlerin^{203,204} ve molar dişlerin restorasyonunda^{205,206} endokronlar tedavi seçeneklerinden biridir. Bindl ve ark.⁹⁷, premolar ve molar dişlere uygulanan 208 tane endokron restorasyonunun değerlendirildiği bir klinik çalışmada premolar dişlerdeki endokron restorasyonların molar dişlere uygulanan endokronlara oranla daha fazla başarısızlık gösterdiğini bildirmişlerdir. Premolar dişlerin adezyon için gerekli yüzey alanının daha az olması ve artan kron yüksekliğinin bu dişlerde kaldırma kuvveti etkisi yaratması sebebiyle endokron restorasyonların molar dişlerle sınırlı olması gerektiğini savunmuşlardır. Bu nedenle yaptığımız çalışmada 80 adet alt daimi 1. büyük azı dişi kullanılmıştır.

Post boşluğunun hazırlanması da kendi içinde bir takım riskler barındırmakta, aşırı genişletilen kanallar madde kayıpları nedeniyle dişlerin kırılma direncini azaltmaktadır.²⁰⁷ Ayrıca post boşluğunun hazırlanması sırasında kök perforasyonu ve apikal tıkanmanın bozulması gibi riskler bulunmaktadır. Apikal tıkanmanın korunması için bazı araştırmacılar en az 4-5 mm'lik güta perkanın kök kanalında bırakılması gerektiğini savunmaktadırlar.²⁰⁸ Çalışmamızda post-kor grubu örneklerinde, apikalde kalan güta perka uzunluğu 5 mm, postun kanal içi uzunluğu yaklaşık 8 mm ve postun kron içindeki uzunluğu 4 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Doğru post materyalinin seçiminde ilgili dişin karşılaşacağı kuvvetlerin miktarı ve yönü, materyalin kullanım kolaylığı gibi birçok faktör ön plana çıkmaktadır. Uzun yıllardır güvenle kullanılan ve günümüzde de kullanımına devam edilen altın ve metal döküm postların düşük estetik özellikleri, korozyona uğrama riski ve dentine kıyasla yüksek rijiditesi sebebiyle kök kırıklarına sebep olması gibi etkenler diş renginde ve farklı mekanik karakterlerde post ve kor materyallerinin üretilmesini zorunlu hale getirmiştir.^{209,210} Döküm metal postlara alternatif olarak üretilen fiber postlar, estetik

özellikleri, dirençli yapıları, korozyona uğramamaları ve döküm postlara göre daha iyi stres dağılımı göstermesi gibi özellikleri sebebiyle günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir.²¹¹ Karbon, quartz ve cam gibi farklı fiber tipleri kullanılarak güçlendirilen bu kompozit post sistemleri her geçen gün gelişme göstermektedirler. Bu gelişmeler altında, demet halindeki fiber postlar konvansiyel fiber postlara oranla farklı yapıdaki kök kanallarına daha iyi uyum göstermekte ve post frezleri ile ilave dentin kaldırılması gerekmediğinden madde kaybının oluşmasına da engel olmaktadır.²¹² Çalışmamızda post-kor grubunda, büyükazı dişlerinin distal kök kanallarında demet halinde doyurulmamış E-cam fiber postlar kullanılmıştır. Bu post çeşidinin kullanılmasındaki amaç; yüksek mekanik özelliklerinin yanında kök kanallarının değişken morfolojisine uyum sağlamaları ve kök dentininden fazla madde kaldırılmasını engelleyip kırılma direncini arttırmaktır.

Endokron restorasyonlarda okluzal kalınlığın, geleneksel kron restorasyonlarından fazla olması kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışmada 5,5 mm okluzal kalınlığa sahip endokron restorasyonların; 1,5 mm okluzal kalınlığa sahip olan kronlardan iki kat daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu rapor edilmiştir.¹⁰² Endokron restorasyonların seramik okluzal kalınlıkları genellikle 3-7 mm arasında değişmektedir. Çalışmamızda; tüm restorasyonların kronlarının yükseklikleri kavite marjinlerinden santral fossaya kadar olan mesafede 5,5 mm, kavite marjinlerinden en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafe 6,5 mm olacak şekilde standardize edildi. Bu mesafe CEREC SW yazılımının “Dizayn” bölümündeki ‘Distance’ özelliği kullanılarak ayarlandı.

Endokronların merkezi retansiyon kavitesinin derinliğinin sınırları kesin olarak tanımlanmamıştır. Pissis⁹⁶ endokronların kavite derinliğinin 5 mm olması gerektiğini savunmaktadır. Bindl ve Mörmann⁹⁷ ise merkezi retansiyon kavitesinin derinliğinin standardize edilemediğini, kavite derinliğinin 1-4 mm arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Carvalho ve ark.²⁰⁶ rezin nanoseramik blokların kullanıldığı bir çalışmada, merkezi retansiyon kavitesinin derinliğini 1,5 mm olarak belirlemişlerdir. El-Damanhoury ve ark.¹⁸⁷ yaptıkları bir çalışmada endokronlar için oluşturulan giriş kavitesinin derinliği 2 mm’dir. Bizim çalışmamızda da restorasyonların merkezi retansiyon kavitesinin derinliği 2 mm olacak şekilde standardize edilmiştir.

Düşük çözünürlükleri ve yüksek kırılma dayanımları ile uzun yıllardır kullanılan amalgam korların, sertleşmesi için geçen sürenin uzun olması, aşırı kron

harabiyeti olan dişlerde kullanımının zorluğu ve tam seramik restorasyonların altındaki estetik olmayan görünüşleri nedeniyle kullanım alanları sınırlı kalmıştır.^{83,212} Cam iyonomer simanların düşük baskı dayanıklılıkları ve ağız sıvılarındaki çözünürlükleri, seramik materyallerin ise yapım aşamalarının uzun sürmesi bu materyallerin günümüzde kor yapımında tercih edilmemelerine sebep olmuştur.^{85,213} Diş dokularına ve fiber postlara bağlanabilen kompozit rezinler; yüksek çekme dayanıklılığına sahiptir ve polimerizasyon işleminin hemen ardından kron preparasyonuna hazır hale gelmektedirler. Ayrıca, fiber post simantasyonunda rezin içerikli siman kullanıldığında kompozit kor materyali ile oluşan kimyasal bağ diğer bir avantaj olarak ortaya çıkar.²¹¹ Pilo ve ark.²¹⁵ yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezin korların amalgam ve döküm korlarla kıyaslanabilir derecede kırılma dayanımına sahip olmasının yanı sıra, oluşan kırıkların da tamir edilebilir kırıklar olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca kompozit rezin korlar estetik görünüşleri sebebiyle tam seramik restorasyonların altında rahatlıkla kullanılabilirler. Bizim çalışmamızda da post-kor ve kor-kron grubunda, kor yapımında kompozit rezin materyali kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli seramik restorasyonlara oranla daha estetik sonuçlar vermektedir. Doğal diş ile benzer genleşme katsayısına ve ısıl iletkenliğe sahiptirler. Tam seramikler biyouyumludurlar, ağızda metalik tat vermezler, plak birikimini engellerler ve metal alerjisi olan hastalarda da tercih edilirler. Ayrıca renklenme oluşumu ve metal renginin yansımaları gibi estetik dezavantajlar bu restorasyonlarda görülmez. Aşınma direncinin yüksek olması ve polimerizasyon büzülmesi göstermemesi özellikle posterior bölge restorasyonlarında tercih edilme sebebidir. Translüt özellikleri doğal dişle oldukça benzer olduğundan, doğal dişten ayırt etmek zordur.¹¹⁴

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci üzerinde diş preparasyonlarının da etkisi vardır; diş preparasyonunda chamfer ve shoulder basamak şekilleri tavsiye edilmektedir. Basamak preparasyon tipi tam seramik restorasyonun yapımı için kullanılan sisteme göre değişiklik göstermektedir.²¹⁶ Procera sisteminde metal tarayıcı ucun küre şeklinde olmasından dolayı chamfer basamak şekli oluşturmak mecburiyken; CEREC sisteminde hem chamfer hem de shoulder basamak preparasyonu uygulanabilmektedir.²¹⁷ Basamak preparasyonunun şekli, restorasyonun başarısı için de önemlidir. Chamfer basamak şekli, tam seramik restorasyonlarda kama etkisi yaratabilmektedir. Bu nedenle, ilave bir marjinal hacim sağlamasından dolayı tam

seramik restorasyonlarda shoulder basamak şeklinde preparasyon yapılması önerilmektedir.¹⁰²

Kron restorasyonlarının kırılma dayanımının ve tutuculuğunun preparasyonun aksiyal açısı ile ilişkisi vardır. CEREC üreticileri preparasyonun 12⁰'lik konverjans açısı ile bitirilmesini tavsiye etmektedirler.¹⁰² Bu çalışmada da post-kor ve kor-kron gruplarında 12⁰'lik konverjans açısı ile shoulder basamak şeklinde preparasyon yapılmıştır.

Feldspatik seramikler doğal dişe yakın yüzey özelliklerine, rengi ve ışığı geçirebilme (translütentlik) potansiyeline, ağız ortamında iyi bir aşınma direncine ve renk stabilitesine sahiptir.²¹⁸ Ayrıca cam seramik materyal yüzeylerinin, hidroflorik asit ve silan uygulanması ile rezin simanlara etkili bir şekilde bağlanabildikleri kabul edilmiştir.¹⁶⁰ Bu nedenle çalışmamızda, restorasyon üretiminde gelişmiş bir feldspatik seramik olan CEREC Blocs materyali kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların uzun dönemdeki başarısında bağlanmanın önemi çok büyüktür. Seramiğin adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanması, diş ile restorasyonun kırılma, bükülme ve bağlanma dayanıklılığını artırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır.²¹⁹

Behr ve ark.²²⁰ yaptıkları bir çalışmada, rezin simanla yapıştırılan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve tam seramik kronların kırılma direncinin arttığını bildirmişlerdir. Adeziv simanlar ile yapıştırılan tam seramik kronların kırılma oranlarının, geleneksel simanlar ile yapıştırılanlara göre oldukça düşük olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir.

Rezin simanların bağlanma başarısı simanın polimerizasyon tipinden etkilenmektedir. Işıkla polimerize olan rezin simanlar, translütent özellikte, ışığın ulaşabileceği kalınlıktaki seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar.²²⁴ Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar özellikle ışığın ulaşamayacağı opak altyapılı seramik ve metal restorasyonlarda kullanılmaktadırlar. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların çalışma süreleri kısıtlıdır ve polimerizasyonun kontrolü zordur. Erken polimerizasyonları, restorasyonun tam oturmamasına yol açabilir. Ayrıca içerisinde bulunan tersiyer aromatik aminler nedeniyle, zamanla amin renklemesi görüleceğinden, renk stabiliteyi iyi değildir.¹⁴⁴ Işıkla ve kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olan rezin simanlar, tam seramik restorasyon uygulamalarında başarıyla kullanılmaktadır. Dual-cure rezin simanların çalışma süreleri uzun ve kontrol

edilebilmeleri mümkündür. Ancak polimerize olurken ışık yoğunluğu, ışığın uygulanma süresi ve uygun dalga boyunun seçimi önemlidir.²²¹ Dual-cure rezin simanlar, ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha çok tercih edilmektedirler. Işık kaynağı ve rezin siman arasındaki restorasyon varlığı, polimerizasyon için gerekli olan ışığın geçişini bozmakta ve ışıkla polimerizasyonun başlaması için gerekli olan enerji miktarını düşürmektedir.²²² Bu nedenle çalışmamızda hem ışıkla hem de kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olan rezin siman tercih edilmiştir.

Seramik restorasyonun bağlanma yüzeyine; asit uygulaması, kumlama ya da elmas frezle pürüzlendirme işlemi yapılarak bağlanma kuvveti artırılabilir. Adeziv rezin siman, bu pörözite bölgelerine doğru akar ve meydana gelen kilitleme mekanizması ile kuvvetli mikromekanik bağlantı sağlar.²²³ Dayanıklılığı az olan materyaller bile adeziv bağlanmanın güçlendirici etkisi sayesinde uzun süre başarılı klinik performans sergileyebilirler. Llobell ve ark.²²⁴ yaptıkları in vitro çalışmada, hidroflorik asit ile bağlanma yüzeyleri pürüzlendirilen cam seramik restorasyonların fosforik asit ile pürüzlendirilen restorasyonlardan daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir.

Mekanik yüzey işlemlerinin ardından silan uygulaması adezyonu arttıran faktörlerden biridir. Silan; seramik yüzeye etkileşime giren silanol grubu ve kompozitlerin organik matriksiyle kopolimerize olan metakrilat grubu içeren bifonksiyonel bir monomerdur. Silan uygulaması seramiğin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırıp seramiklerle rezin siman arasındaki bağlanmayı güçlendirmektedir.²²⁵ Bizim çalışmamızda da seramik restorasyonların bağlanma yüzeyleri 1 dk boyunca %9,5'lik hidroflorik asitle pürüzlendirildi ve aynı yüzeylere silan bağlayıcı ajan uygulandı.

Doğal dişlerin kullanıldığı kırılma dayanımı testlerinde diş mobilitesinin kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu da belirtilmektedir. Daha doğru sonuçlara ulaşılabilmesi için fizyolojik diş mobilitesini ve periodontal membranı taklit edebilen yapay bir periodontal membran kullanımı önerilmiştir. Soares ve ark.²²⁶ yaptıkları in vitro çalışmada yapay periodontal ligamentin gelen kuvvetlere karşı tampon görevi görerek kırılma dayanımına ve oluşan kırık tiplerine etki ettiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda; doğal diş dokularını taklit amacıyla polieter ölçü maddesinden yapay periodontal ligament oluşturulmuştur.

Ağız ortamında dişler, genellikle yıkıcı olmayan ve tekrarlayan döngüler halinde okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Krejci ve ark.²²⁷ çiğneme simülatörlerinin, çiğneme hareketlerini ve ısıl değişimleri aynı anda oluşturması gerektiğini bildirmiştir. Çalışmamızda termomekanik yaşlandırma işleminde kullanılan çiğneme simülatörünün parametreleri Krejci ve arkadaşlarının²²⁷ hesaplamalarına uygun olarak 1 yıllık kullanım süresine eş değer olan 50 N'luk kuvvet 250.000 devir yapılacak şekilde uygulandı. Termal döngü işlemi, mekanik yaşlandırma işlemi ile aynı anda 60 sn'lik daldırma süresi boyunca 5⁰C ve 55⁰C sıcaklığındaki distile su ile 12 sn'lik aralar verilerek toplamda 5000 döngü olacak şekilde yaptırıldı.

Bir materyalin dayanıklılığı, materyalin kullanım ömrünü doğrudan etkilemektedir. Materyalin ağız ortamında kullanılmadan önce bu ortamdaki kuvvetlere benzer şekilde kuvvetler uygulanarak dayanıklılığının ölçülmesi mekanik testlerle yapılmaktadır. Seramik gibi kırılmalı ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıksız materyallerin mekanik özellikleri baskı testleriyle belirlenir.^{183,185} Kırılma testlerinin uygulanması sırasında test cihazının yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, restorasyon materyalinin kırılma dayanımı artar ve hatalı veriler elde edilebilir. Bu nedenle yükleme hızı çok düşük olmalıdır.²²⁸ Araştırmacılar yükleme hızının 0,5-1 mm/dk olmasının sonuçları etkilemediğini, 1 mm/dk' dan yüksek olan yükleme hızının hatalı sonuçlara sebebiyet vereceğini bildirmişlerdir.^{183,228,229} Kırılmanın meydana geldiği kuvvet miktarı ise kuvvetin uygulandığı ucun şekli, keskinliği, uygulanan kuvvetin açısı ve kullanılan materyalin mekanik özellikleri gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir.²³⁰ Bizim çalışmamızda; universal test cihazına yerleştirilen örneklerin okluzal yüzeyine, dik bir açıyla 5 mm çapındaki paslanmaz çelik ucun 1 mm/dk yükleme hızı ile merkezi fossanın ortasına gelecek şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Yapılan deneylerden elde edilen verilerin sonucunda; aksiyal kuvvetler altında en yüksek kırılma dayanımı değeri kontrol grubunda (1830 ± 277 N) , aksiyal kuvvetler altındaki en düşük kırılma dayanımı değerleri ise Kor-Kron grubunda (1532 ± 371 N) görülmüştür. Kontrol grubu ve Kor-Kron grubu arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05). Diğer restorasyon çeşitlerinin kırılma dayanımı değerleri ise Endokron grubu (1679 ± 306 N) ve Post-Kor grubu (1678 ± 279 N) için birbirlerine benzerdir. Restorasyon gruplarının birbirleri arasında

kırılma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Carvalho ve ark.²⁰⁶ alt çene büyükazı dişlerinde yaptıkları bir çalışmada, farklı kompozit rezin kor yüksekliklerinin üzerine uygulanan lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik kronların ve aynı materyalden üretilen endokronların dinamik ve statik yükler altındaki kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Dinamik yükleme altında kırılma dayanımı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Statik yükleme altında ise 2 mm'lik kor-kron grubunun kırılma dayanımı değerleri 4 mm'lik kor-kron ve endokron grubundan yüksek bulunmuştur. 4 mm'lik kor-kron ve endokron grubu arasında kırılma dayanıklılığı bakımından fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da 4 mm'lik kor-kron grubu (1532 ± 371 N) ile endokron grubu (1679 ± 306 N) arasında kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır. Bu sonuç, Carvalho ve arkadaşlarının²⁰⁶ çalışmasının sonuçlarıyla uyumludur.

Biacchi ve Basting⁸, 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada, alt çene büyükazı dişlerde fiber post ve kron restorasyonu ile endokronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada kuvvet dişin uzun aksına 135^0 'lik açıyla oblik olarak uygulanmıştır. Kırılma dayanıklılığı açısından endokronların, post ve kron restorasyonuna göre daha üstün olduğu sonucunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda post-kor (1678 ± 279 N) ve endokron (1679 ± 306 N) grupları arasında kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır. Bizim çalışmamızın sonuçlarının Biacchi ve Basting⁸'in çalışmasının sonuçlarından farklı çıkmasının sebebinin kullanılan post çeşidinin ve uygulanan kuvvetin yönü olduğunu düşünmekteyiz.

Salameh ve arkadaşlarının²³¹ post-kor ve postsuz kompozit korların kırılma dayanımına etkisini incelediği çalışmada, kron restorasyonlarının yapımında zirkonyum materyali tercih edilmiştir. Kırılma dayanımı değerlerinde post-kor uygulanmış restorasyonların daha üstün olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamız ile Salameh ve arkadaşlarının²³¹ yaptıkları çalışmanın sonuçlarındaki farklılıkların kron yapımında kullanılan materyalden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ramirez-Sebastia ve ark.²¹⁸ anterior dişlerde yaptıkları çalışmada; farklı post uzunluklarının ve endokron restorasyonlarının 45^0 açıyla uygulanan kuvvet altındaki kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. 5 ve 10 mm uzunluğundaki post ve kron

restorasyonları ile 5 mm kavite derinliğine sahip endokronların kırılma dayanımı açısından aralarında fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Jing Guo ve ark.²⁰⁴ alt çene küçükazı dişleri üzerinde yaptıkları çalışmada; sağlam diş, post-kor üzerine yapılan konvansiyonel kron ve endokronların oblik kuvvetler altındaki kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Restorasyon yapılan örneklerin kırılma dayanımı değerleri ile sağlam dişlerden daha düşük bulunmuştur. Ancak birbirleri ile yapılan karşılaştırmada benzer kırılma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da post-kor restorasyonları ile endokronlar arasında kırılma dayanımı değerleri açısından fark bulunmamıştır ve bu çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

El-Damanhoury ve ark.¹⁸⁷ feldspatik seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik ve rezin nanoseramik CAD/CAM bloklar ile ürettikleri endokronları aksiyal kuvvetler altındaki kırılma dayanımı ve mikrosızıntı açısından değerlendirmiştir. Merkezi retansiyon kavitesi 2 mm derinliğinde olacak şekilde hazırladıkları endokronların kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 1340 N, 1368 N ve 1583 N şeklindedir. Bizim çalışmamızda; endokronların aksiyal kuvvetler altındaki kırılma dayanımı değerleri 1679 ± 379 N olarak bulunmuştur. Bu farklılığın, çalışmamızda kullanılan yapay periodontal ligamentin dişe gelen kuvvetleri tamponlamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Standart okluzal kuvvetlerin 40-80 N arasında değiştiği belirtilmektedir.^{178,232} Fakat okluzal yük, bruksizm gibi parafonksiyonel davranışları olan bireylerde bu kuvvet ön bölgede ortalama 570 N,²³³ arka bölgede ise 910 N olabilmektedir.²³⁴ Bu değerler, dişlerin ve restorasyonların oral kavitede çok yüksek kuvvetlerle karşılaşabileceğini göstermektedir. Bu çalışmanın sonucunda farklı restorasyon tiplerinin aksiyal kuvvetler altındaki ortalama kırılma değerleri [Post-Kor(1678 ± 279), Kor-Kron(1532 ± 371 N), Endokron(1679 ± 306)] , ağız içinde ortaya çıkabilecek kuvvetleri karşılayabilecek seviyededir.

Çalışmamızda kırılma dayanımı testinin sonunda oluşan kırık tipleri incelendiğinde; Post-Kor grubunda %50 oranında Tip IV kırık görülmüştür. Endokron grubunda % 40 oranında Tip IV kırık görülürken, örneklerin %25'i 2000 N'luk aksiyal kuvvet altında kırılmamıştır. Kor-Kron grubunda oluşan kırıkların %85'i Tip II ve Tip III kırıklardır. Mine-sement seviyesinin üzerindeki kırıklar 'Restore edilebilir' , mine-

sement seviyesinin altındaki veya kökte oluşan kırıklar ise 'Restore edilemez' kırıklar olarak sınıflandırılmıştır.¹⁸⁷

Rocca ve ark.²³⁵ rezin nano seramik kronların ve endokronların kırılma dayanımlarını ve oluşan kırık tiplerini farklı modifikasyonlar altında incelemişlerdir. Endokron örneklerinde %82 oranında geri dönüşümsüz kök kırıkları gözlenirken, kompozit rezin kor ve kron gruplarında %70 oranında geri dönüşümlü kırık tipleri gözlemlendiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da Kor-Kron grubunda %85 oranında restore edilebilir kırık tipi gözlenmektedir.

Abu Helal ve Wang;²³⁶ yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, mandibular büyükazı dişlerinde fiber post ve kron restorasyonu ile endokronların biyomekanik özelliklerini kıyaslamışlardır. Yapılan analizlerin sonucunda endokronların fiber post ile destekli kron restorasyonlarına göre kök dentinine daha düşük yük bindirdiği ve alt birinci büyük azı dişlerinde endokronların daha güvenilir olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da Abu Helal ve Wang'ın²³⁶ yapmış oldukları sonlu elemanlar analizi çalışmasının sonuçlarına paralel olarak, postların kök dentininde daha fazla stres meydana getirdiği söylenebilmektedir. Çalışmamızda oluşan kırık tipleri incelendiğinde; endokron grubunda %40 oranında Tip IV kırık gözlenirken, Post-Kor grubunda %50 oranında Tip IV kırık gözlenmiştir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda CAD/CAM yöntemi ile feldspatik seramik bloklar kullanılarak üretilen farklı tip restorasyonların aksiyal kuvvetler altındaki kırılma dayanımları ve oluşan kırık tipleri incelendi. Elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir:

- Farklı restorasyon tiplerinin aksiyal kuvvetler altında kırılma dayanımları karşılaştırıldığında tüm restorasyonlar ağız içi çiğneme kuvvetlerini karşılayabilmektedir.

- Hiçbir restorasyon grubunun kırılma dayanıklılığı, kontrol grubundan (sağlam diş) yüksek değildir.

- Post-Kor grubu ile endokron grubunun kırılma dayanımı değerleri birbirlerine benzerdir. Ancak CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronların post-kor restorasyonlarına kıyasla uygulanmasının kolay oluşu ve kök perforasyonlarının oluşma ihtimalini ortadan kaldırması nedeniyle, endokronlar öncelikli olarak tercih edilmelidir.

- Kor-Kron, en düşük kırılma direnci gösteren grup olmasına rağmen; bu kırıkların çoğunluğu ‘restore edilebilir’ kırıklardır. Kompozit rezin kor ve kron restorasyonları bu özellikleri nedeniyle pulpa odası geniş arka bölge dişlerinde tercih edilebilirler.

- Kırılma dayanımı testi sonunda oluşan kırık tiplerinden en fazla gözlenen Tip II kırıklardır. Ancak en fazla ‘restore edilemez’ kırık tipi Post-Kor grubunda izlenmiştir. Adeziv sistemlerin ve CAD/CAM teknolojisinin gelişimiyle birlikte, uygulama prosedürlerinin zorluğu ve kök dentininde istenmeyen stresler oluşturan post-kor restorasyonlarının kullanımları giderek azalacaktır.

- CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronlar, konvansiyonel restorasyonların yerini alabilecek alternatif bir restorasyon çeşididir. Endokronlar hakkında daha fazla sayıda in vitro ve klinik çalışma yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Torabinejad M, Corr R, Handysides R, Shabahang S. Outcomes of nonsurgical retreatment and endodontic surgery: a systematic review. *J Endod* 2009; 35(7): 930-937.
2. Gluskin AH. Anatomy of an overfill: a reflection on the process. *Endod Topics* 2007; 16(1): 64-81.
3. Altun B. Cad/Cam Sistemi ile Üretilen Porselen Endokronların Kırılma Dayanıklılığı Açısından Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, Uzmanlık Tezi, 2016; 2.
4. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 559-563.
5. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991; 17: 338-342.
6. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J* 1999; 32: 283-6.
7. Ree M, Schwartz RS. The endo-restorative interface: current concepts. *Dent Clin of North Am* 2010; 54: 345-374.
8. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of Fracture Strength Endocrowns and Glass Fiber Post Retained Conventional Crowns. *Oper Dent* 2012; 37-2: 130-136.
9. Bateman G, Ricketts D, Saunders W. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195: 43-48.
10. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 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* 2008 ;39(2).
11. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1980; 43(5): 511-515.
12. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am* 2002; 46(2): 367-384.
13. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res* 1989; 68(11): 1540-1544.

14. Duret F, Preston JC. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opinion Dent* 1991; 1(2): 150–154.
15. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 7-13.
16. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1976; 93: 597–605
17. Chia-Yu Chang, Chan Jau-Shing, Kuo Yang-Sung, Lin Yen-Hsiang. Fracture resistance and failure modes of CEREC endocrowns and conventional post and core supported CEREC crowns. *J of Dent Sci* 2009; 4(3): 110-117.
18. Rivera EM, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biology* 1993; 38(7): 541-546.
19. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 67 (4): 458-467
20. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 1992; 18 (5): 209-215.
21. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J* 2001; 34 (2): 113-119.
22. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J* 2001; 34(2): 120-132.
23. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10(2): 91-93.
24. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989; 15(11): 512-516.
25. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odonto Scand* 1986; 44: 271-277.
26. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth. *J Conserv Dent* 2010; 13: 246.
27. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000; 13: 9B-13B.

28. Faria AC, Rodrigues RC, Almeida Antunes RP, Mattos MG, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 2011; 55(2): 69-74.
29. Peröz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores: a review. *Quintessence international* 2005; 36: 737-746.
30. Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift JE. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. 5th edition. St. Louis: Mosby; 2010. 506-512.
31. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics dependency on strain and gender. *Toxicol Appl Pharmacol* 2010; 243(3):283-291.
32. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2008; 99(2):114-122.
33. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 1988; 4(4): 169-173.
34. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study. *J Prosthet Dent* 2005; 93(2): 164-170.
35. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87:431-437.
36. Christensen GJ. Posts and cores: State of the art. *J Am Dent Assoc* 1998; 129: 96-97.
37. Ingle JE, Bakland LK. *Endodontics*. 6th ed. Hamilton. BC Decker Inc; 2008. p:1431-1473.
38. Rocca GT, Bouillaguet S. Alternative treatments for the restoration of non-vital teeth. *Rev Odont Stomat* 2008; 37:259-272.
39. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, Lang SC. *Contemporary fixed prosthodontics*. 4th ed. Mosby; 2006. p: 278.
40. Ferrari M, Scotzi R. *Fiber Posts: Characteristics and Clinical applications*. Milano: Mason S.p.a.; 2002.
41. Smith CT, Schuman N. Prefabricated post and core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19 (10): 1013-1018, 1020.

42. Balkenhol M, Wostmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10 year retrospective study. *J Dent* 2007; 35(1), 50-58.
43. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1), 11-16.
44. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post and core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998; 29(5), 305-312.
45. Korkmaz T, Dayangaç L. Zirkonyum seramik post uygulaması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi* 1998; 1:64-67.
46. Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *J Prosthet Dent* 1998; 79:702-705.
47. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999; 82(6):643-657.
48. Bilgin MS. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi, Konya, Doktora Tezi, 2007. s: 22.
49. Dikbas İ, Köksal T. Post-kor uygulamalarında başarısızlıklar. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg* 2006; 16: 41-51.
50. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003;30: 300-306.
51. Cormier JC, Burns DR, Moon P. In vitro comparasion of fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001; 10: 26-36.
52. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparasions of fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 527-532.
53. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83:412-417.
54. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8:197-202.
55. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. *J Am Dent Assoc* 1996; 127, 1397-1398.
56. Murphy J. *The reinforced plastics handbook*. Elsevier Co; 1998. p: 71.

57. Mallick PK. Fiber-reinforced composites: materials, manufacturing, and design. CRC press 2007; 81.
58. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 2008;24:214-219.
59. Cobankara F, Unlu N, Cetin A, Ozkan H. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically treated molars. *Oper Dent* 2008; 33:526-533.
60. Karaman AI, Kir N, Belli S. Four applications of reinforced polyethylene fiber material in orthodontic practice. *Am J Ortho Dentofacial Orthop* 2002;121:650-654.
61. Hochman, N.,Zalkind, M. New all-ceramic indirect post and core system. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 625-629.
62. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68(2), 322- 326.
63. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53:496-500.
64. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent* 1995; 74:350-357.
65. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 262-269.
66. Creugers NH, Mentink AG, Fokkinga WA, Kreulen CM. 5 year follow up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont* 2005; 18:34-39.
67. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993; 69:36-40.
68. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63:529-536.
69. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth:a systematic review of the literature Part1. Composition and micro and macrostructure alterations. *Quin Int* 2007; 38:733-743.
70. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of

postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod* 2009; 35:1477-1482.

71. Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002; 35:575-581.
72. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94:321-329.
73. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels; effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 400-405.
74. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980; 44:398-394.
75. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978; 4: 341- 345.
76. Baba NZ, Goodacre CJ. Restoration of endodontically treated teeth: contemporary concepts and future perspectives. *Endod Topics* 2014; 31:68-83.
77. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems an in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2011; 3:90-95.
78. Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 899-903.
79. Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15:25-31.
80. Ahmetoğlu F, Şimşek N, Yıldırım G, Polat MT. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda post materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014; 24(1).
81. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998; 11: 36-45.
82. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 477-485.
83. Kane JJ, Burgess JO, Summitt JB. Fracture resistance of amalgam coronalradicular restorations. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 607-613.

84. Kemp-Scholte CM, Davitson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 658–664.
85. Millstein PL, Nathanson D. Effect of temporary cementation on permanent cement retention to composite resin cores. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 856-859.
86. Kostka E, Roulet JF. Textbook of endodontology. In: Bergenholtz G, Bindsley PH, Reit C. 1st ed. Singapore: Blackwell Publishing Co 2003. P:177-191.
87. Alaçam T. Endodonti. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012. S: 1059-1148.
88. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, dos Santos Jr J. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. Chicago: Quintessence Pub. 2006. P: 144-196.
89. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):557-562.
90. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 4th Edition, Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co; 2012. P:131-148.
91. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles, *J Prosthet Dent* 2001; 85, 363-376.
92. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extra coronal restorations: Preparations for full veneer crowns. *Brit Dent J* 2002; 192, 561-571.
93. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Med J* 2016; 22(1): 33-38.
94. Otto T. Computer aided direct all ceramic crowns: preliminary 1 year results of a prospective clinical study. *Int J Periodont Rest Dent* 2004; 24(5), 446-455.
95. Rocca GT, Krejci I. Crown and post free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent* 2013; 8(2): 156-179.
96. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD* 1995; 7(5): 83-94.
97. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years preliminary results. *J Adh Dent* 1999; 1:255-266.

98. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthodont* 2017; 28(1): 237-242.
99. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsitrou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restorative Dentistry & Endodontics* 2018; 43.
100. Carlos RB, Nainan MT, Pradhan S, Sharma R, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *Case Rep Dent* 2013: 210-763.
101. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 1998; 11(1): 27-32.
102. Mörmann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effect of preparation and luting system on all-ceramic computer generated crowns. *Int J Prosthodont* 1998; 11(4): 333-339.
103. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 14-21.
104. Conrad HJ, Seong WJ, Pessun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):389-404.
105. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adh Dent* 2006; 4(1).
106. Albakry M, Guazzato, M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass ceramics. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials* 2002; 71(1), 99-107.
107. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137:22-31.
108. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont* 2006; 23(3): 214-216.
109. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J of Comp Dent* 2016; 16(2): 173-181.

- 110.Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Chapter 6. Chicago. Illinois: Quintessence Pub Co. 1994.
- 111.Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Bölüm 17: Ankara: AÜ Dishek Fak Yayınları. 2004.
- 112.Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, GÜ Dishek Fak Dergi 2005; (22):49-60.
- 113.Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Annual Review of Materials Science 1997; (1): 443-468.
- 114.McLean JW. The science and art of dental ceramics. 1st ed. Chicago: Quintessence Pu Co; 1979. P:79-82.
- 115.Agnihotri H, Bhatnagar N, Rao GV, Jain V, Parkash H, Kar AK. Evaluation of the onset of failure under mechanical and thermal stresses on luting agent for metal-ceramic and metal crowns by finite element analysis. Contemp Clin Dent 2010; 1(4):227.
- 116.O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th edition. Canada: Quintessence Publishing Co; 2008. P:132-155, 218-222.
- 117.Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Chapter 3.4: Dental Ceramics. 2nd ed. St. Louis: Mosby Yearbook; 2002.
- 118.White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Int J Prosthodont 1995; 8 (5): 413- 420.
119. Total Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2015; 10:157-166.
- 120.Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. Compend Cont Educ Dent 2014; 35(1): 38-43.
- 121.Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Cont Educ Dent 2010; 31(9): 682-700.
- 122.Coskun A, Yalug S. Metal desteksiz porselen sistemleri, CÜ Dishek Fak Derg 2002; 5: 97-102.
- 123.Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. Bornova, İzmir: Meta Basım 2002. S:31-38.
- 124.Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997; 128(3): 297-307.

125. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28(3):227-235.
126. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005; 26(7):507-512.
127. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):10-15.
128. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: CAD/CAM Technology. *Dent Update* 2005; 32(10):566-572.
129. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004; 135:11-16.
130. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132:1301-1303.
131. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *J of Inter Or health* 2015; 7(4): 96.
132. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve CAD/CAM Uygulamaları. *Dirim Ay Tıp Gaz* 2011; 86(1):27-38.
133. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH. *State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC*. Berlin: Quintessence Int 2006; 1-7.
134. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin of North Am* 2002; 46(2): 405-426, viii.
135. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin* 2011; 55(3):559-570.
136. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder free 3D measuring system. *Clin oral invest* 2015; 19(8):2035-2043.
137. Akgüngör G, Sen D, Bal E, Özcan M. Simultaneous replacement of maxillary central incisors with CEREC biogeneric reference technique: a case report. *J Dent Res* 2013;7(2):112.
138. Müller HC. Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *Inter j of comp dent*. 2010; 13(3):265-273.

139. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-274.
140. Chang JC, Hart D, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 18-23.
141. Christensen GJ. Cements used for full crown restorations: A survey of the American Academy of Esthetic Dentistry, *J Esthet Dent* 1997;9: 20-26.
142. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2014; 35(2):1-8.
143. Yaluğ S (1999) Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması, *GÜ Dis hek Fak Derg* 1999; 16: 41-49.
144. Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 169-177.
145. Youngson CC, Grey NJA. An in vitro comparative analysis: Scanning electron microscopy of dentin restoration interfaces, *Dent Mater* 1992; 8: 252-258.
146. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. *Dis hekimliğinde Maddeler Bilgisi* Ankara: AÜ Basımevi. 1993.
147. De Carvalho RF, Martins ME, de Queiroz JR, Leite FP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater* 2011; 30(3):392-397.
148. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18(1): 9-20.
149. Vasconcellos WA, Alvim HH, Saad JR, Susin AH. Effects of surface treatment on the microtensile bond strength of ceramic materials to dentin. *Acta Odontol Latino Am* 2007; 20(2):103-107.
150. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci* 2005; 13(2):101-109.
151. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* 2012; 28(5):467-477.
152. Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MA, de Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont* 2007; 16(3): 192-199.

153. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. *J Adhes Dent* 2008; 10(3):189-196.
154. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004; 17(2):155-164.
155. Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent* 1998; 11(6): 276-280.
156. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil* 2000; 27:103-110.
157. Awliya W, Oden A, Yaman P, Denisson JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand* 1998; 56: 9-13.
158. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1):64-71.
159. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725-731.
160. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014; 30(7):147-162.
161. Kosmač T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J of the Europ Cera Soc* 2008; 28(5):1085-1090.
162. Matinlinna JP, Vallittu PK. Silan based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract* 2007; (8): 1-8.
163. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Goracci C, Tay FR, Ferrari M. Improving the quality of the quartz fiber post-core bond using sodium ethoxide etching and combined silane/adhesive coupling. *J Endod* 2006; 32: 447-451.
164. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 453-458.
165. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents a bonding agent and cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 1849.

- 166.Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 234-241.
- 167.Florian B, Michael S , Jan FG, Daniel E, Michael N. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Material* 2012; 28:449-456.
- 168.De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118-132.
- 169.Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioglu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi, GÜ Dishek Fak Derg 2005; 22(3): 163-168.
- 170.Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater* 2010; 26(2): 17-23.
- 171.Lloyd MA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stres in teeth. *J Dent Res* 1978; 57(4): 571-582.
- 172.Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2): 89-99.
- 173.Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-593.
- 174.Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3 unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 361-369.
- 175.Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain fused to metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2002; 10: 15-22.
- 176.Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function: a review of the literature III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976; 3:57-67.
- 177.Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Teruaki Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol* 2004; 49:805-816.

178. Fontijn FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van MA, Witter DJ, Kalk W et. all. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79:1519-1524.
179. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:20-27.
180. Heydecke G, Zhang F, Razoog ME. In-Vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J. Prosthet Dent* 2001; 85:551-557.
181. Martin S, Miltiadis EM, Klaus L, Matthias K. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials* 2009; 25:494-499.
182. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13(6), 468-472.
183. Sadighpour L, Geramipanah F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *J Dent (Tehran)* 2006; 3(3):143-152.
184. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot pressed techniques. *J Prosthodont* 2011; 20(7): 535-540.
185. Sarıdağ S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent* 2013; 38 (6): 626-634.
186. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent* 1997; 10(5): 237-241.
187. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD/CAM Blocks. *Operative Dent* 2015; 40-2, 201-210.
188. Scotti N, Forniglia A, Tempesta RM, Comba A, Saratti CM, Pasqualini D, et al. Effects of fiber-glass reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *J Dent* 2016; 53:82-87.
189. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 39-44.
190. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 375-380.
191. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod* 1994; 20(10):479-485.

- 192.Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: a systematic review and meta analysis. *J dent* 2016;52:8-14.
- 193.Cheron RA, Marshall SJ, Goodis HE, Peters OA. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth: Brittle or not. *J Endod* 2011; 37(11): 1562-1565.
- 194.Carvalho AO, Magne B, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of No Ferrule and No-Post Buildup Design on the Fatigue Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Resin Nanoceramic CAD/CAM Crowns. *Oper Dent* 2014; 39-6, 595-602.
- 195.Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004, 92: 551-556.
- 196.Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999, 81: 652-661.
197. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1289-1286.
198. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Hasanoğlu D, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD-CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009; 33: 41-46.
- 199.Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. Isparta, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi. 2010.
- 200.Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 514-522.
- 201.Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom made post and cores. *J Prosthodont Res* 2018; 62(2):171-176.
- 202.Kanat Ertürk B, Sarıdağ S, Kösele E., Helvacıoğlu Yiğit D, Avcu E, Yildiran Avcı Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2018; 37(2):256-265.
- 203.Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations 1;27(5):431-438.

204. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont* 2016; 8(6):489-493.
205. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *J Prosthodont* 2016; 27(4):340-346.
206. Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M, Magne P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Oper Dent* 2016; 41(1):76-82.
207. Hunter A, Feiglin B, Williams J. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 166-172.
208. Raiden G, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. *Dent Traumatol* 1994; 10:109-112.
209. Braga NMA, Paulino SM, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Vansan LP. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. *J Oral Sci* 2006;48:15-20.
210. Soares CJ, Valdivia ADCM, Silva GRd, Santana FR, Menezes MdS. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J* 2012; 23:135-740.
211. Veríssimo C, Júnior PCS, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PCF. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2014; 111:234-246.
212. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 611-619.
213. Millstein PL, Ho J, Nathanson D. Retention between a serrated steel dowel and different core materials. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 480-482.
214. Torbjørner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 369-375.
215. Pilo R, Cardash HS, Levin E and Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 302-306.
216. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *J Prosthet Dent* 2008, 100: 211-219.

- 217.Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 504-509.
- 218.Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I . Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Ora Invest* 2014; 18(2):545-554.
- 219.Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite and lithia disilicate based ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 97 (1), 18-24.
- 220.Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 538-542.
- 221.Santos GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJMC. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, *J Can Dent Assoc* 2004; 70, 323-328.
- 222.Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest* 2005; 9(2):71-76.
- 223.Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004; 13(1), 28-35.
- 224.Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont* 1992; 5(3).
- 225.Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent* 2010; 38:39-43.
- 226.Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martin LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* 2005; 19(1):11-16.
- 227.Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res* 1994; 73 (6), 1228-1232.
- 228.Yıldız C, Vanlioglu B, Evren B, Uludamar A, Ozkan Y. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013; 32: 42-47.

- 229.Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999; 15: 342-348.
- 230.Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater* 2015; 31(1):26-36.
- 231.Salameh Z, Ounsi HF, Aboushelib MN, Sadig W, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass fiber post in combination with a zirconia ceramic crown. *J Dent* 2008; 36: 513–519.
- 232.De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 326-333.
- 233.Waltimo A, Könönen M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *Scand J Dent Res* 1994; 102: 372-375.
- 234.Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci* 1993;101(3):171-175.
- 235.Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD/CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater* 2016; 32(12): 338-350.
- 236.Helal MA, Wang Z. Biomechanical Assessment of Restored Mandibular Molar by Endocrown in Comparison to a Glass Fiber Post-Retained Conventional Crown: 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont* 2017; (3): 1-9.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Ata Hikmet TİMUR

Doğum Tarihi: 30.07.1990

Doğum Yeri: Tokat

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

E-posta: atatimur28@hotmail.com

Eğitim Durumu(Kurum ve Yıl):

- Gülsüm Sami Kefeli İlköğretim Okulu(1996-2004)
- Samsun Atatürk Anadolu Lisesi(2004-2008)
- OMÜ Diş Hekimliği Fakültesi(2010-2015)
- OMÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.D.(2016-2019)

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Endodonti Derneği

Yayımlar:

- TIMUR AH, ÖZYÜREK T, MISILLI U. Komplike Kron Kök Kırığı Bulunan Dişlerin Reataçman Tekniği Kullanılarak Multidisipliner Tedavisi. Olgu Sunumu. Journal of International Dental Sciences 2016; 1:55-59.