

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

CAM SERAMİK ENDOKRONLARIN BİYOMEKANİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN PREKLİNİK VE KLİNİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Didem HASANOĞLU AYDIN

Protez (Diş)Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2012

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

**CAM SERAMİK ENDOKRONLARIN BİYOMEKANİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN PREKLİNİK VE KLİNİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Didem HASANOĞLU AYDIN

**Protez (Diş)Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Kıvanç AKÇA**

ANKARA

2012

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

Program: Protez

Tez Başlığı: Cam Seramik Endokronların Biyomekaniksel Özelliklerinin
Preklinik ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Öğrenci Adı-Soyadı: Didem Hasanoğlu Aydın

Savunma Sınavı Tarihi: 27.09.2012

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nesrin Anıl

Hacettepe Üniversitesi

Tez danışmanı: Prof. Dr. Kıvanç Akça

Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Semih Berksun

Ankara Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Filiz Keyf

Hacettepe Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Mehmet Muhtaroğulları

Hacettepe Üniversitesi

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Müdür

Prof. Dr. Kadri ALTUNDAĞ

TEŞEKKÜR

Bana verdiği destekten dolayı danışman hocam sayın Prof. Dr. Kıvanç Akça'ya ,

Tez jürimde yer alarak katkılarından ve desteklerinden dolayı sayın hocalarım Prof. Dr. Nesrin Şahin'e, Prof. Dr. Filiz Keyf'e, Doç. Dr. Mehmet Muhtaroğulları'na ve Prof. Dr. Semih Berksun'a

Doktora eğitimim süresince manevi desteklerini esirgemeyen çalışma arkadaşlarım sayın Saniye Eren Halıcı'ya, sayın Nihal Özcan'a, sayın Zeliha Boz'a, sayın Gülberk Eroğlu'na , Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümünün saygı değer öğretim üyeleri, asistanları ve personeline,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum dönem III-IV eğitim grubu öğretim üyeleri ve asistan arkadaşlarıma,

Çalışmamın sonlu elemanlar analizi kısmında katkılarından dolayı sayın Atılım Eser'e, istatistik kısmındaki katkılarından ötürü sayın N. Anıl Dolgun'a, katkılarından dolayı Gökçen Türk Akçiçek'e

Dostluklarıyla her zaman hayatımda olan Esra Ercan'a, Tuba Telcioğlu'na, İlgin Revna Kaytan'a

Tanıdığım ilk günden beri beni hep düşünen her zaman yanımda olan güzel şeylere ulaşmam için beni her zaman teşvik eden sevgili eşim Emre Aydın'a, fedakarlıklarından dolayı aileme, hayatın en güzel anlamı sevgili oğlum Yiğit Kerem'e gönülden sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Hasanoğlu Aydın, D. Cam seramik endokronların biyomekaniksel özelliklerinin prelinik ve klinik olarak değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş)Programı Doktora Tezi, Ankara, 2012. Kanal tedavili dişlerde geleneksel tedavi yaklaşımı post-kor ve kron restorasyonlarının uygulanmasıdır. Yapılan klinik çalışmalar değerlendirildiğinde post'un retansiyon kaybı veya kırılmasının yanısıra kök kırıkları bu tedavi yaklaşımında karşılaşılabilecek komplikasyonlardır. Endokron restorasyonlar kök desteği olmadan diş dokusuna adeziv bağlanan, pulpa odasını içeren santral retansiyon kavitesi olan seramik restorasyonlardır. Bu çalışmanın amacı kanal tedavili dişlerde farklı bir tedavi alternatifi olan endokron restorasyonların başarısının klinik ve klinik öncesi çalışmalarla değerlendirilmesidir. Bu çalışmada Ekim 2008 ve Aralık 2010 yılları arasında dişleri endokron restorasyonuyla tedavi edilen hastaların restorasyonlarının biyomekanik özellikleri retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Ortalama 30 ay boyunca (en az 20, en çok 46 ay), 24 hastadaki toplam 29 endokronun verileri değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmede iki restorasyonda kırık, bir restorasyonda desimantasyon olduğu kayıt edilmiştir. Periodontal açıdan endokron yapılan dişe ait cep derinliği, plak indeksi, kanama indeksi, gingival indeks, dişeti çekilme miktarı, mobilite derecesi ve furka tutulumu değerleri restorasyon yapılmadan önceki değerler ve son kontrol değerleri ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Sadece gingival indeks son verileri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük değerler göstermiştir ($p<0.05$). Radyografik olarak altı ay aralıklarla paralel teknikle alınan periapikal radyograflarda çürük ve restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmiştir. Sonuç olarak hiç bir dişte çürüğe rastlanmamıştır ve kenar uyumsuzluğu görülmemiştir. Son kontrolde hasta memnuniyeti vizüel analog skala yöntemiyle estetik ve fonksiyon açısından değerlendirilmiştir. Hastalar estetiğe 8.8, fonksiyona 9.3 değer vermişlerdir. Çalışmanın prelinik kısmında dört farklı kaviteye sahip kanal tedavili alt 1. molar diş modellenmiş ve dikey ve oblik yüklenme altında diş ve restorasyonda oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Endokron restorasyonlar dişte benzer stres değerleri ve dağılımları göstermiştir.

Anahtar kelimeler: endokron, post-kor , seramik, adeziv, rezin siman, kanal tedavisi, stres, sonlu elemanlar

ABSTRACT

Hasanoğlu Aydın D. Evaluation of biomechanical properties of glass-ceramic endocrowns clinically and pre-clinically. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2012. In endodontically treated teeth, traditional treatment approach is post-core and crown restorations. According to evaluation of clinical studies, the retention loss and fracture of post, and root fractures are possible complications. Endocrown restorations are restorations that are adhesively bonded to tooth tissue without root support and has central retention cavity including pulp chamber. The purpose of this study is to evaluate the success of endocrown restorations in endodontically treated teeth with clinical and pre-clinical studies. In this study, the biomechanical properties of endocrown restorations made between October 2008 and December 2010 were evaluated retrospectively. The data of 24 patients and 29 endocrowns were evaluated for 30 months on average (20-46 months). According to evaluation, two fractured restorations and one decemented restoration were observed. The values of periodontal pockets, plaque index, bleeding index, amount of gingival recession, level of mobility and degree of furcation involvement were measured before the restoration treatment and in final control appointments and the data were statistically evaluated. Only the gingival index showed statistically significant lower values ($p<0.05$). Periapical radiographs were taken in six months intervals with parallel technique in order to evaluate caries and marginal fit of crowns. Ultimately, caries and marginal discrepancy were not seen in any of the teeth observed. In the last control appointment, patient satisfaction was evaluated using visual analog scale (VAS) in terms of esthetics and function. Patients scored 8.8 for esthetics, 9.3 for function. Furthermore, endodontically treated first lower molar teeth with four different cavities were modeled and resulting stress were studied using 3-D finite element analysis when subjected to oblique and vertical loading. Furthermore, endodontically treated first molar teeth with 4 different cavities were modeled and resulting stress were studied using 3-D finite element analysis when subjected to oblique and vertical loading. Endocrown restorations showed similar stress loads and distributions.

Key words: endocrown, post-core, ceramic, adhesive, resin cement, canal treatment, stress, finite element

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kanal Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler	4
2.1.1. Biyolojik	4
2.1.2. Mekanik	4
2.2. Kanal Tedavili Dişlere Yaklaşım	6
2.2.1. Geleneksel	6
2.2.2. Güncel	11
2.2.2.1. Fiberle güçlendirilmiş postlar	14
2.2.2.2. Seramik postlar	15
2.2.2.3. Tam seramik kronlar	17
2.3. Dental Porselenin Sınıflandırılması	18

2.3.1. Cam seramikler	18
2.3.2. Cam infiltre seramikler	18
2.3.3. Oksit seramikler	19
2.4. Dental Porselenin Yapım Teknikleri	19
2.4.1. Elle yapım	19
2.4.2. Makina ile yapım	20
2.5. CAD/CAM Teknolojisi	20
2.6. Klinik Uygulama İçin Karar Verme	22
2.6.1. Post içermeyen restorasyonlar	22
2.6.1.1. Endokron restorasyonlar	24
3. BİREYLER VE YÖNTEM	27
3.1. Klinik Hasta Grubu	27
3.1.1. Restorasyonun yapımı	28
3.1.1.1. Klinik aşamalar I	28
3.1.1.2. Laboratuvar aşamaları	29
3.1.1.3. Klinik aşamalar II	32
3.1.2. Klinik hasta takip protokolü	33
3.1.2.1. Protetik değerlendirme	33
3.1.2.2. Periodontal değerlendirme	34
3.1.2.2.1. Cep derinliği	34
3.1.2.2.2. Kanama indeksi	34

3.1.2.3. Radyolojik değerlendirme	34
3.1.2.4. Hasta memnuniyeti	36
3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stress Analizi (3B SE Stres Analizi)	36
3.2.1. Çalışma modellerinin oluşturulması	36
3.2.2. Çalışmada değerlendirilen kavite tipleri ve çalışma modelleri	37
3.2.3. Kullanılan materyallerin zellikleri	38
3.2.4 Yükleme koşulları	39
3.2.5. Sınır koşulları	39
3.2.6. Sonuçların değerlendirilmesi	40
4. BULGULAR	41
4.1. Klinik Sonuçlar	41
4.1.1. Protetik	41
4.1.2. Biyolojik	45
4.1.3. Radyolojik	47
4.1.4. Hasta memnuniyeti	47
4.2. Klinik Öncesi alışma	48
4.2.1. Stres değerleri	48
4.2.1.1. Dişteki	48
4.2.1.2. Restorasyondaki	48
4.2.2. Stres dağılımları	49
4.2.2.1. Dişteki	49

4.2.2.1.1. Model 1 için dikey yükleme	49
4.2.2.1.2. Model 1 için oblik yükleme	50
4.2.2.1.3. Model 2 için dikey yükleme	51
4.2.2.1.4. Model 2 için oblik yükleme	52
4.2.2.1.5. Model 3 için dikey yükleme	53
4.2.2.1.6. Model 3 için oblik yükleme	54
4.2.2.1.7. Model 4 için dikey yükleme	55
4.2.2.1.8. Model 4 için oblik yükleme	56
4.2.2.2. Restorasyondaki	57
4.2.2.2.1. Dikey yükleme	57
4.2.2.2.2. Oblik yükleme	58
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	66
KAYNAKLAR	67

SİMGELER VE KISALTMALAR

Y_2O_3	Yitriyum oksit
YTZP	Yitriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristal (yttrium stabilized zirconia polycrystal)
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminat
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
SiO_2	Silisyum dioksit
Na_2O	Sodyum oksit
K_2O	Potasyum oksit
CaO	Sodyum oksit
TiO_2	Titanyum dioksit
Cu	Bakır
Al	Alüminyum
Cr-Ni	Krom-Nikel
CAD	Bilgisayar yardımıyla tasarım (computer aided design)
CAM	Bilgisayar yardımıyla üretim (computer aided manufacturing)
MO	Meziokluzal
MOD	Meziokluzodistal
VAS	Vizüel analog skala (visuel analog scale)
N	Newton

Pmax	Maksimum principal değer
Pmin	Minimum principal değer
MPa	Megapaskal
MR	Kas gevşetici (myorelaxant)
3B SE Stres Analizi	Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi
°	Derece
°C	Santigrat derece
sn	Saniye
mm	Milimetre
μ	Mikron
%	Yüzde

ŞEKİLLER

2.2.2.1.	Rezin ve dentin arayüzünün elektron mikroskobu görüntüsü	13
3.1.1.1.1.	Endokron preparasyonun bukkal görüntüsü	28
3.1.1.1.2.	Endokron kavitenin ölçüsü	29
3.1.1.2.1.	InEos tarayıcı	30
3.1.1.2.2.	Endokron restorasyonun CAD/CAM software programında üretim aşamaları	31
	A. kavitenin görüntüsü	
	B. kavite sınırlarının çizilmesi	
	C. restorasyonun okluzal temas noktaları	
	D., E., F. restorasyonun değişik açılardan görüntüsü	
3.1.1.2.3	InLab MC XL tornalama cihazı	31
3.1.1.3.1.	A. 16 no'lu dişe ait endokron preparasyonunun okluzalden görüntüsü	32
	B. Restorasyonun bukkalden görüntüsü	32
3.1.2.4.1.	Vizüel analog skala	36
3.2.2.1.	Model 1'in görüntüsü	37
3.2.2.2.	Model 2'nin görüntüsü	37
3.2.2.3.	Model 3'ün görüntüsü	38
3.2.2.4.	Model 4'ün görüntüsü	38
3.2.4.1.	A., B. bukkal kasptan oblik yükleme	39
	C. santral fossadan dikey yükleme	
3.2.5.1.	Sınır Koşulları	39
4.1.1.1	24. ayda distal ve lingual yüzeyden kırılan endokron restorasyonu	44
4.1.2.1	Kanama indeksi-restorasyon sayısı grafiği	46
4.2.2.2.	Furka tutulumu-restorasyon sayısı grafiği	47

4.1.3.1.	36 no'lu dişe ait endokron restorasyonun 6. , 18. , 42. aylardaki radyografik görüntüsü	47
4.2.2.1.1.1.	Model 1 için dikey yüklemdeki Pmax stres dağılımları	49
4.2.2.1.1.2.	Model 1 için dikey yüklemdeki Pmin stres dağılımları	50
4.2.2.1.2.1.	Model 1 için oblik yüklemdeki Pmax stres dağılımları	50
4.2.2.1.2.2.	Model 1 için oblik yüklemdeki Pmin stres dağılımları	50
4.2.2.1.3.1.	Model 2 için dikey yüklemdeki Pmax stres dağılımları	51
4.2.2.1.3.2.	Model 2 için dikey yüklemdeki Pmin stres dağılımları	51
4.2.2.1.4.1.	Model 2 için oblik yüklemdeki Pmax stres dağılımları	52
4.2.2.1.4.2.	Model 2 için oblik yüklemdeki Pmin stres dağılımları	52
4.2.2.1.5.1.	Model 3 için dikey yüklemdeki Pmax stres dağılımları	53
4.2.2.1.5.2.	Model 3 için dikey yüklemdeki Pmin stres dağılımları	53
4.2.2.1.6.1.	Model 3 için oblik yüklemdeki Pmax stres dağılımları	54
4.2.2.1.6.2.	Model 3 için oblik yüklemdeki Pmin stres dağılımları	54
4.2.2.1.7.1.	Model 4 için dikey yüklemdeki Pmax stres dağılımları	55
4.2.2.1.7.2.	Model 4 için dikey yüklemdeki Pmin stres dağılımları	55
4.2.2.1.8.1	Model 4 için oblik yüklemdeki Pmax stres dağılımları	56
4.2.2.1.8.2	Model 4 için oblik yüklemdeki Pmin stres dağılımları	56
4.2.2.2.1.1	Restorasyonlardaki dikey yüklemdeki Von Mises stres dağılımları	57
4.2.2.2.2.1	Restorasyonlardaki oblik yüklemdeki Von Mises stres dağılımları	58

TABLULAR

2.6.1.1.1.	Endokron restorasyonların avantajları	26
3.1.2.1.1.	CDA kriterlerine göre protetik değerlendirme	33
3.1.2.2.1.	Periodontal değerlendirme sınıflaması	35
3.2.3.1.	Kullanılan materyallerin elastisite modülü (MPa)ve poisson oranı değerleri	38
4.1.1.1.	Kenar bütünlüğü değerlendirmesi	42
4.1.1.2.	Yüzey özellikleri değerlendirmesi	43
4.1.2.1.	Genel tanımlayıcı istatistiksel değerler	45
4.1.2.2.	Kanama indeksi çapraz tablosu	46
4.1.2.3.	Furka tutulumu çapraz tablosu	46
4.2.1.1.1.	Dentinde oluşan en yüksek sıkışma ve gerilme kuvveti değerleri	48
4.2.1.2.1.	Restorasyonda oluşan stres değerleri	49

1. GİRİŞ

Kanal tedavili dişler çürük, travma, önceki restorasyonlar ve endodontik genişletme işlemleri nedeniyle madde kaybına uğrarlar. Kanal tedavisi görmüş dişlerde literatürde yaygın olan görüşlerden biri biyolojik değişikliklerin dişin kırılma direncini arttırdığı yönünde iken (1-3) diğer bir görüş ise kanal tedavili bir dişin dayanıklılığının direkt olarak kalan dentin dokusunun miktarına bağlı olduğu yönündedir (4-6).

In-vitro bir çalışmaya göre sadece endodontik giriş kavitesinin dişi %5, okluzal kavitenin (bir yüzlü) % 20, meziyookluzodistal (üç yüzlü) kavitenin ise % 63 oranında gelen kuvvetlere karşı zayıflattığı ve dolayısıyla marjinal sırtları içine alan kavite preparasyonlarının dişin kırılmaya direncini azalttığı bildirilmiştir (7). Bu nedenle kalan diş dokusunu korumak için en uygun restoratif tekniği ve materyali seçmek önemlidir. Kanal tedavili dişlerin tedavisinde geleneksel yaklaşım post-kor ve kron restorasyonlarının uygulanmasıdır. Bazı yazarlar post-kor ve kron restorasyonunun tüm kanal tedavili dişlerde uygulanması gerektiğini savunurken, bir kısmı daimi restorasyonu destekleyecek yeterli diş dokusu kalmadığı durumlarda uygulanmasını tavsiye etmektedirler. Bu kişilere göre post yuvası hazırlanması ve post yerleştirilmesi kökü zayıflatır ve kök kırıklarına yol açabilir (8-11). Ayrıca yapılan uzun dönem klinik çalışmalara göre post'un retansiyon kaybı veya kırılması post-kor ve kron restorasyonlarında karşılaşılabilecek diğer komplikasyonlardır (12,13). Bu nedenle kanal tedavili dişlerin tedavisinde temel düşünce post'un koronal yapıyı desteklemek için kullanılması gerektiği yönündedir (8-11).

Bir derlemeye göre premolar dişler, molar dişlere göre daha küçük pulpa odasına ve diş dokusuna sahip olduklarından kor'u desteklemek için daha sıklıkla post-kor ve kron restorasyonu gerektirirler (14). Benzer yaklaşımla in-vitro bir çalışmaya göre molar dişlerin anatomik yapısından dolayı bazı durumlarda kor'u desteklemek için post yerleştirilmeden de restore edilebileceği belirtilmiştir (15). Bir takım yazarlar da bazı kanal tedavili dişlerin geleneksel post-kor ve kron restorasyonları yerine daha konservatif yöntemlerle tedavi edilebileceğini savunmaktadırlar (5,6). Post-kor ve kron restorasyonlar karşısında pin tutuculu amalgam/kompozit-kor ve kron restorasyonlar, amalgam/kompozit rezin

restorasyonlar, altın onleyler, *elektroforme* tekniği ile yapılan onleyler, seramik onleyler alternatif tedavi yaklaşımlarıdır. Tüm bunların yanısıra endokron restorasyonlar kanal tedavili dişlerde uygulanabilecek farklı bir tedavi seçeneğidir.

Endokron restorasyonlar, adeziv diş hekimliğinin prensiplerini temel alan, pulpa odasında santral retansiyon kavitesi içeren restorasyonlardır. Yapılan in-vitro bir çalışmaya göre seramik restorasyonların başarısı, mine/dentin ve rezin siman arasındaki bağlanmayla sağlanır (16). Rezin simanlar, restoratif materyallere mikromekanik ve kimyasal yöntemlerle bağlanırlar (17). Başka bir in-vitro çalışmada seramik materyalinin de diş dokusuna benzer Şekilde bağlanarak restorasyonun tek bir yapı gibi davranabileceği ve kırılmalara direnç kazanabileceği iddia edilmiştir (18). Endokron restorasyonlar adeziv simantasyonla mikroretansiyon sağlamanın yanı sıra pulpa odasının iç kısmından da makroretansiyon sağlar. Bu nedenle devital dişlerde bağlanma yüzeyi vital dişlere oranla daha fazladır ve ‘adeziv bağlantısı daha kuvvetli olabilir mi?’ sorusu akıllara gelmektedir.

Kanıtı dayalı diş hekimliği prensipleri esas alındığında klinik öncesi çalışmalar daima klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Bu çalışmanın amacı kanal tedavili dişlerde uygulanabilecek farklı bir tedavi yaklaşımı olan endokron restorasyonların klinik çalışmalarla ve klinik öncesi çalışmalarla başarısının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Restoratif Diş Hekimliği, dişteki madde kayıpları ya da diş eksiklikleri nedeniyle kaybedilen estetik ve fonksiyonu tekrar kazandıran klinik uygulamalardır. Diş eksiklikleri periodontal ve/veya dental kaynaklı olabilir. Dişteki madde kayıpları ise esas olarak çürük ve/veya travma sebeplidir. Madde kaybının miktarına göre uygulanacak tedavi yaklaşımları farklılık gösterir. Vital dişlerde kompozit rezin/ amalgam restorasyonlar, inleyler, onlayler, veneerler, pinli dolgular ve madde kaybının fazla olduğu durumlarda kronlar tedavi seçenekleridir. Devital dişlerde ise yaygın olarak post-kor ve kron restorasyonlarının yanı sıra pin tutuculu amalgam/kompozit-kor ve kron restorasyonlar, amalgam/ kompozit rezin restorasyonlar ve altın/*elektroforme*/ seramik onleyler uygulanabilmektedir .

Restoratif diş hekimliğinde kanal tedavili dişlerin restorasyonları önemli bir yer teşkil eder. Pulpa dokusu, çürük, ısıl hasar, makro ve mikrotravma (parafonksiyonel aktivite kaynaklı diş aşınmaları) gibi fiziksel ve biyolojik etkenlerden dolayı canlılığını kaybeder. Pulpa hasarı, kök kanal sistemi boyunca yayılan pulpa nekrozunun ve daha sonra gelişecek olan lokal kronik absenin öncüsüdür. Nekrotik pulpa dokusunun bakteriyel inflamasyonu hızla periapikal dokulara yayılır (19). Çoğunlukla geri dönüşümsüz pulpitis ve dental pulpanın nekrozu sonucu dişlere kanal tedavisi uygulanır (20).

Kanal tedavisi işlemi, kök pulpasında inflamasyon veya nekroz bulguları gösteren dişlerde uygulanan radikal bir pulpa tedavisi yöntemidir. Kanal tedavisi kron ve kökteki pulpa dokusunun çeşitli aletlerle uzaklaştırılarak, kök kanallarının mekanik olarak uygun şekilde genişletilmesi, organik dokuların, enfekte debrisin ve patojenik bakterilerin arındırılması ve kök ucuna kadar üç boyutlu olarak kanal içi doldurucularla doldurulması işlemidir. Kök kanal tedavisi sırasında uygulanan farklı kök kanal preparasyon tekniklerinin yanı sıra irrigasyon rejimleri ve kanal içi medikamentler kullanılmaktadır. Bu işlemler sonrasında kaçınılmaz olarak dişlerde gerek biyolojik gerekse de mekanik değişiklikler oluşur.

2.1. Kanal Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler

2.1.1. Biyolojik

Geçmiş yıllarda kanal tedavili dişlerin zamanla nemini kaybettiği ve kollojen çapraz bağlarının değiştiği bu nedenle de vital dişlerden kırılmaya daha yatkın olduğu varsayılmıştır (1-3,21). Dişin vitalitesini kaybetmesiyle birlikte nem içeriğinin bir miktar değiştiği bilinmektedir (22-24). Nem kaybı serbest suda değişime neden olurken (%9), bağlı suda bir değişim oluşmaz (22). Ancak Papa ve Messer (25) aynı bireylerden protetik amaçla çekilen karşılıklı vital ve devital dişlerin nem içeriklerini kıyasladıkları in vitro bir çalışmada, bu değerler arasında önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan irrigasyon solüsyonları ve dezenfektanlar, dentinin mineral ve organik içeriğini değiştirerek, dişin elastikiyet, mikrosertlik ve bükülme dayanıklılığını azaltırlar (26,27). Devital dişlerde biyolojik nedenlerden ötürü mekanik değişiklikler olabileceği gibi diş dokusunda kayıplara neden olan faktörler sonucu da mekanik değişimler olabilir.

2.1.2. Mekanik

Reeh ve diğ. (7) yaptıkları in vitro çalışmaya göre, devital dişlerin, dentinde oluşan biyolojik değişiklikler nedeniyle değil, diş dokusundaki fazla madde kaybı nedeniyle kırılmaya daha yatkın olduğunu ve vital dişlerin devital dişlerden sadece % 5 daha sert olduklarını belirtmişlerdir. Huang ve diğ. (24) yaptıkları in-vitro çalışmada, çekilmiş vital ve devital insan dişlerine bir takım mekanik testler uygulamışlardır ve devital dişlerin, sıkışma kuvvetleri altında elastisite modülü ve proportional limit değerlerinin genellikle daha düşük olduğu fakat nem kaybının dişin dayanıklılığını azaltmadığını belirtmişlerdir.

Sedgley ve Messer (28) aynı bireylerden protetik amaçla çekilen karşılıklı vital ve devital dişlerin biyomekanik özelliklerini (dayanıklılık, sertlik, ve kırılma yükü) kıyasladıkları in vitro çalışmada vital dişlerin devital dişlerden % 3.5 daha sert olduğunu, kırılma yükleri arasında anlamlı bir fark olmadığını ve kanal tedavisinden sonra dişlerin daha kırılğan hale gelmediğini göstermişlerdir.

Kanal tedavisi ve restoratif işlemleri takiben kasp esnekliğinin artması dişin kırılma ihtimalini artırır. Kasp bükülmesi kavite boyutları genişledikçe artar ve endodontik genişletmeyi takiben en yüksek değerdedir. Panitvisai ve Messer (29) yaptıkları in vitro çalışmada, çekilmiş çürüksüz mandibular molar dişlere kanal tedavisi uygulayıp ardından geniş meziyookluzal (MO, iki yüzlü) ve meziyookluzodistal (MOD, üç yüzlü) kavite preparasyonu oluşturarak dişlere 100 N kuvvet uygulamışlardır ve 1 µm hassasiyette linear ölçüm cihazıyla (direct current differential transformers) kaslar arası esneme miktarı ölçülmüştür. Sonuç olarak 10 µm'den daha fazla kasp bükülmesi oluştuğunu vurgulamışlardır. Bu bulgular, kanal tedavili dişlerde kasp kırığı riskini en aza indirmek için kasp kaplaması yapılmasının önemini vurgulamaktadır.

Blaser ve diğ. (30) kavite derinliğinin dişi ne kadar zayıflattığıyla ilgili yaptıkları in vitro çalışmada dar bir boyun (istmus)ve derin bir pulpa odası preparasyonunun, geniş bir boyun ve sığ bir preparasyondan daha çok zayıflatıcı etkisi olduğunu görmüşlerdir. Bu nedenle kanal tedavili posterior dişlerde dişi zayıflatan ana etkenin, kavitenin derinliği olabileceğini belirtmişlerdir.

Dişlere gelen kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü periodontal ligamentlerdeki mekanoresöptörler ile ve kaslardaki duyu reseptörleriyle algılanır. Apikal bölgedeki bazı pulpal sinirler ise orta derecede dokunma ve basınç algısında rol alırlar (31). Kanal tedavili dişlerde pulpa dokusunun kaybına bağlı duyusal geribildirim mekanizmasının kaybolması çiğneme sırasında dişin kendini koruma fonksiyonunu azaltır ve gelen kuvvetlere karşı dişi savunmasız bırakır (31,32).

Oluşan biyomekanik değişimler göz önüne alındığında, kanal tedavisinden sonra diş dokusunu, oluşabilecek kırıkların yanısıra mikrosızıntılara karşı korumak için de uygun daimi restorasyonun seçimi önemlidir. Başarılı bir kanal tedavisi ile kök kanalı üç boyutlu olarak doldurulurak apikal ve koronal sızdırmazlık sağlanır ve kök kanal sisteminin enfekte olması önlenir (33). Swanson (34) Madison ve Wilcon (35)'in yaptıkları in vitro çalışmalarda kanal tedavisinin uzun dönem başarısı için koronal tıkanmanın en az apikal tıkama kadar önemli olduğu ön plana çıkarılmıştır. Timpawat ve diğ. (36)'nin yaptığı in vitro çalışma da benzer görüşü destekleyip yetersiz koronal tıkanmanın bakteriyel sızıntıya neden olabileceği gösterilmiştir.

Wein (37)'a göre kanal tedavili dişler endodontik faktörlerden çok, marjinal bütünlüğü iyi olmayan restorasyonların mikrosızıntıları nedeniyle çekilmektedir. Sistemik bir derlemeye göre kanal tedavisinden sonra mikrosızıntıları önlemek için vakit kaybetmeden daimi restorasyon yapılmalıdır, dolayısıyla klinik uygulamalarda önerilen üç aydan fazla koronal tıkaması sağlanamamış dişlerde kanal tedavisinin yenilenmesidir(38).

2.2. Kanal Tedavili Dişlere Yaklaşım

Kanal tedavili dişlerin tedavileri geleneksel ve güncel yaklaşım olmak üzere iki farklı bakış açısıyla değerlendirilebilir.

2.2.1. Geleneksel

Geleneksel yaklaşım sıklıkla döküm/prefabrik post-kor veya pin tutuculu amalgam/kompozit kor ve kron restorasyonu uygulamasından oluşur (5,6,39). Pin tutuculu amalgam/kompozit kor restorasyonu ilk uygulandığı dönemde yaygın olarak kabul görmesine rağmen dentinde çatlak ya da kırık oluşturma eğilimi güvenilirliği hakkında şüphe oluşturmuştur (40). Pin ve prefabrike postun birlikte kullanılarak amalgam/kompozit korla uygulanması da geçmişte uygulanmış tedavilerden biridir (41). Bazı in-vitro çalışmalara göre pin tutuculu amalgam/kompozit kor, döküm post'tan daha dayanıklı iken (42,43) Kantor ve Pines (44)'in yaptığı in-vitro çalışma bunun tersini göstermektedir.

Post-kor ve kron uygulamasının tarihi yaklaşık 300 yıl öncesine dayanmaktadır. 19. yüzyılın sonlarında, post-kor ve kronun tek parça halinde üretildiği 'Richmond Kron' restorasyonları geliştirilmiştir. Fakat bu restorasyonlar kanalların her zaman giriş yoluna paralel olmaması ve restorasyonun yenilenmesinin zor olması nedeniyle kullanımları sıkıntılı olmuştur.

Döküm post-korlar, prepare edilen kök kanalından alınan ölçüye göre hazırlanan tek parça başka bir deyişle hem post hem kor kısmı uygulanan dişe özel olan daimi restorasyon öncesi hazırlıklardır. Post uygulanacak kanalın ölçüsü; (a)direkt yöntem olan rezin ile kanalın ve korun ağızda şekillendirilmesi ile, (b)indirekt yöntem olan kanalın ve tüm dişlerin ölçüsü alınarak gerçekleştirilir.

Döküm post-kor'lar tip 3 ve tip 4 altın alaşımları ya da Cr-Ni gibi değersiz alaşımlardan hazırlanabilir. Bu restorasyonlarda karşılaşılabilecek klinik başarısızlıklar; retansiyon kaybı (45-47), kök kırıkları (47) ve soy olmayan alaşımlarla hazırlandığında korozyon riskidir (48). Döküm post-kor restorasyonlar iki seansta hazırlandığı için, kavitenin geçici restorasyonla bekletildiği dönemde mikrosızıntı oluşabilir (49,50). Bu nedenle tek seansta yerleştirilen postlar tercih edilebilir.

Prefabrike postlar belirli çap ve boylarda üretilen paslanmaz çelik, titanyum ve titanyum alaşımları veya altın kaplama pirinçten oluşabilen tek aşamada uygulanan restorasyon öncesi hazırlıklardır. Prefabrike post-kor restorasyonları, ilave ölçü alınması gerekmemesi, klinik uygulamasının kolay olması ve minimum preparasyon gerektirmesi nedeniyle döküm postlara göre daha avantajlı sayılmaktadır (51). Ayrıca laboratuvar işlemlerine gerek kalmadığı için daha ekonomiktir. Prefabrike postlar özel frezlerle hazırlanan kök kanalına pasif uyumla yerleştirilerek aynı seans amalgam/kompozit-kor oluşturulur. Kompozit korun amalgama göre avantajı uygulandığı sırada frezlenebilmesi ve diş dokusuna kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanabilmesidir.

Restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde klinik çalışmalar göz önünde bulundurulmalıdır. Bu konuyla ilgili Mentink ve diğ. (52) yaptıkları ortalama 7.9 yıllık çalışmada 112 metal prefabrike post kor kron restorasyonunda sekizi tekrar restore edilebilen, altısı restore edilemeyecek derecede olan toplam 14 başarısızlık görülmüştür. Bergman ve diğ. (53) yaptığı altı yıllık retrospektif çalışmada 17 si molar bölgede 96 döküm post (tip III altın)kor restorasyonunun başarısı incelenmiştir. Anterior ve premolar bölgede dokuz başarısızlık görülürken molar bölgede hiç başarısızlığa rastlanmamıştır. Başarısızlıkların altısı retansiyon kaybı, ikisi kök kırığı, biri de kökte oluşan çatlak nedeniyle oluşmuştur. Torbjörner ve diğ. (12)'nin yaptıkları 4-5 yıllık retrospektif çalışmada 456 döküm post (tip III altın)değerlendirilmiştir 31'i retansiyon kaybı,16'sı kök kırığı, biri post kırığı olmak üzere 48 restorasyonda (%15)başarısızlık görülmüştür. Weine ve diğ. (13) yaptıkları 10 yıllık retrospektif çalışmaya göre 138 döküm post kor restorasyonun başarısızlık oranı %6.5'dir . Üç yıllık klinik bir çalışmaya göre farklı post sistemlerinden oluşan 154 tek kron restorasyonun başarı oranı %94.5 olarak belirtilmiştir(54). Beş yıllık

retrospektif bir çalışmaya göre ise post kor ve kron restorasyonlarının başarı oranını %92.7 'dir (55). Bir sistematik derlemeye göre döküm post-kor ve kron restorasyonlarının 72 aylık klinik başarı oranı %87.6, prefabrik post-kor ve kron restorasyonlarının başarı oranı ise %86.4'tür (56).Tüm bu çalışmalar değerlendirildiğinde retansiyon kaybı ve kök kırıkları post-kor ve kron restorasyonlarında önemli biyomekanik komplikasyonlardır.

Post-kor ve kron restorasyonlarda oluşabilecek başarısızlıkları önlemede postun tasarımı, boyu, çapı ve kullanılan materyalin elastisite modülü gibi bir takım biyomekanik faktörler dikkatle değerlendirilmelidir. Yapılan bir sonlu elemanlar stres analizine ve in-vitro bir çalışmaya göre paralel postlar, uca doğru daralan postlardan daha iyi retansiyon sağlar ve kökte daha az stres oluşturur (57,58). İdeal post uzunluğuyla ilgili değişik yazar görüşleri vardır. Post boyunun kalan kökün yarısı kadar olması(59), kökün 2/3'ü kadar olması (60), klinik kron boyu kadar olması (61), apikalde 3 mm kanal dolgusu kalacak kadar olması (62) veya kemikte yer alan kökün yarısı kadar olması (63) bu görüşlerden bazılarıdır. Bazı yazarlara göre de post uzunluğu klinik başarıyla doğru orantılıdır, fakat apikal tıkanmanın devamlılığı için apikalde 5-6 mm kanal dolgusu bırakılmalıdır (64,65). Aynı zamanda apikal üçlüde dentin kalınlığının morfolojik olarak azalması nedeniyle bu bölgede preparasyon yapılmasıyla perforasyon riski artar. Post çapının klinik başarıya etkisiyle ilgili literatürde yeterli kanıt yoktur (66). Post çapının artması retansiyonun da artacağı anlamına gelmez. Bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasına göre post çapı arttıkça dentinde oluşan stres azalmaktadır (57). Bunun aksine başka bir çalışmaya göre daha ince post kullanılması diş kırıklarına direnci arttırmaktadır (67). Kalan dentin dokusunun miktarının azalması dişi zayıflatır ve kırılma direncini azaltır bu nedenle kök kanalı kritik derecede genişletilmemelidir (68). Yüzey özellikleri dikkate alındığında vidalı postlar düz yüzeyli postlardan daha iyi retansiyon sağlar (69). Fakat vidanın fazla retansiyonu kökte oluşan stresi artırır (70) ve kök kırıkları riskini artırır (71). Postun optimum sertliği ile ilişkili çalışmalar tartışmalıdır. Post'unun sertliği (stiffness), postun çapı ve elastisite modülüyle ilgilidir ve yetersiz sertlik, fonksiyon sırasında yapıştırıcısı simanda kırılmalara neden olarak, restorasyonun marjinde distorsiyonuna ve ikincil çürüklere neden olabilir. Post materyalinin elastisite modülünün artması, kökte

oluşan stresleri artırır ve dişin kırılma direncini azaltır (57). Düşük elastisite modülü olan postlar yüksek elastisite modülü olan postlara göre diş dokusunda daha az hasar oluştururlar (72). Biyomekanik kavramlar özellikle köke gelen kuvvetleri azaltma yönünde önemlidir.

Kanal tedavili dişlere uygulanan kron restorasyonlarında kök kırıklarını önlemek ve krona desteklik sağlamak amacıyla 'ferrule etkisi' oluşturulması önerilmiştir. Ferrule etkisi, kronun bilezik şeklinde altındaki diş dokusunu sarması olarak tanımlanır (73). Ferrule etkisi postların oluşturduğu kama etkisi ve post yerleşimi sırasında oluşan lateral kuvvetlere direnç gösterilmesi için önerilmiştir (74). Kronun bitim noktasının koronalinde 1-2 mm' lik bir diş dokusunun olması dişin kırılmaya karşı direncini önemli oranda arttırmaktadır (75-77). Koronalde kalan doku miktarı dişeti sınırında meydana gelen stres konsantrasyonunu önemli ölçüde azaltmaktadır (78). Ferrule etkisi kronun rezistans formunu büyük ölçüde artırır (74). Restorasyon kenar sınırının subgingival olduğu ve yeterli ferrule etkisi sağlanamayan dişlerde kron yükseltme ya da ortodontik olarak dişin sürdürülmesi düşünülebilir. Fakat bu durumda kron kök oranı bozulur, ayrıca tedavinin maliyeti ve süresi uzar, hastanın konforu bozulur (73). Gegauff (79)'un yaptığı in-vitro çalışmada diş kökünün on adet kompozit rezin replikası üretilmiş, yarısına kron yükseltme yapılmış ve ferrule oluşturulmuş tarzda preparasyon yapılmış, diğer yarısına ise ferrule oluşturulmadan ve kron boyu yükseltilmeden preparasyon yapılmıştır. Tüm örneklerde döküm post-kor ve kron restorasyonu hazırlanmış ve simante edilmiştir. Kırık oluşana kadar yapılan yükleme sonucunda kron yükseltme yapıp ferrule oluşturulan grubun daha düşük kuvvetlerde kırıldığı belirtilmiştir. Bu çalışmaya göre ferrulenin etkisi kesin değildir ve ferrule ile kron ve kalan kök arasında denge kurulmalıdır.

Hiç koronal diş dokusu kalmadığı durumlarda ferrule oluşturulamayabilir fakat restorasyonun klinik başarısında ferrulenin başarıyı etkileyen etkenlerden sadece biri olduğu akılda tutulmalıdır (80). Post-kor materyali, yapıştırıcı ajan, restorasyonun üstyapısını oluşturan kron, fonksiyonel kuvvetlerin travma oluşturması ya da parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı restorasyonun klinik başarısını etkiler (81). Ayrıca dentin kalınlığı, kalan dentin duvarının konumu da göz ardı

edilmemelidir.

Sorensen ve Engelman (74) yaptıkları in-vitro çalışmaya göre 1 mm ferrule varlığında kırılma direncinin, ferrule olmayan dişlere göre iki kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bazı in-vitro çalışmalara göre ise 1mm ferrule ile ferrule olmaması durumunda dişlerin kırılma yükleri arasında fark bulunmamıştır (82,83). Bununla benzer olarak başka bir in-vitro çalışmada 20 santral dişe adeziv olarak yerleştirilen prefabrike postlara kompozit kor oluşturmuştur, restorasyonlardan 10'u ferrule etkisi olmadan 10'u da 2mm ferrule etkisi sağlanarak hazırlanmıştır ve başarısızlık oluşana kadar sıkışma kuvveti uygulamıştır sonuç olarak 2mm ferrule olup olmasının dişin kırılma direncine etkisi olmadığı belirtilmiştir. Yazarlar bu sonucun rezin simanın güçlendirici etkisinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Fakat bu çalışmada iki grup arasında farklı kırıklar görülmüştür, ferrule olan grupta oblik kırıklar görülürken, ferrule olmayan grupta çoğunlukla vertikal kırıklar görülmüştür (84). Libman ve Nicholls (85)'un yaptığı in-vitro çalışmada 0.5 ve 1mm ferrule, 1.5 ve 2mm ferruleye göre çok daha düşük kırılma yüklerinde başarısızlığa uğramıştır. Bazı yapılan in-vitro çalışmalara göre ferrulenin etkin bir şekilde kırılma direncini artırabilmesi için 2mm (83,86) ve 3mm (82) yükseklikte olmalıdır. Çiğneme simülasyonunda 1 mm ferrule olan dişler 2mm ferrule olanlara göre daha düşük yüklerde kırılmışlardır (87).

Saupe ve diğ.'nin yaptığı in-vitro çalışmaya göre fiberle güçlendirilmiş postlarda ferrule varlığında ya da yokluğunda kırılma dayanıklılığında farklılık görülmemiştir. Bunun nedeni başka bir in-vitro çalışmaya göre fiberin kanala başlangıç adezyonunun güçlendirici etkisinden kaynaklanıyor olabilir (88). Fakat yapılan in vitro ve in-vivo çalışmalara göre bu güçlendirme etkisi zamanla azalabilir (89-91). Bu adezyon apikal foramenden ya da lateral kanallardan sızıntı olursa azalabilir (92). In vitro çalışmalara göre kök dentinine bağlantı koronal dentine bağlantıya göre daha az güven vericidir. Oliveira ve diğ. (93) yaptıkları in-vitro çalışmaya göre fiber post ve kompozit korlarda ferrule olmaması ya da 1,2,3 mm lik ferrule olduğu durumlarda farklı kırılma yüklerine rastlanmamıştır.

Torbjörner ve diğ.(12) yaptıkları retrospektif çalışmada 788 post-kor ve kron

restorasyonunun başarısını değerlendirmişlerdir. Başarısız olan 72 postun 45'inde retansiyon kaybı, 6'sında post kırığı gözlenmiştir ve bunların tümü ferrule etkisi oluşturulamayan dişlerde olmuştur. Geriye kalan 21 dişte ise kök kırığı görülmüştür(12). Ferrule etkisiyle ilgili in-vivo çalışma çok azdır ve çoğunlukla in-vitro çalışmalarla desteklenmektedir. Bu nedenle doğruluğu sorgulanmalıdır. Adeziv diş hekimliğinin prensipleriyle uygulanan restorasyonlarda ferrule etkisinin gerekli olup olmadığına dair daha fazla kanıt ihtiyacı vardır.

Post-kor ön hazırlığı geleneksel yaklaşımda metal destekli porselen kron restorasyonlarıyla tamamlanır. Metal destekli porselen kronlar, soy metal alaşımlar ya da soy olmayan metal alaşım altyapılardan oluşur. Soy alaşımlar; altın-platin-palladyum, altın-platin-tantalyum ya da palladyum-gümüş alaşımlarıdır. Soy olmayan alaşımlar ise krom-nikel ya da krom-kobalt alaşımlarından oluşur. Diş hekimliğinde altın standart soy metal alaşımlardır fakat ekonomik nedenlerden ötürü ülkemizde soy olmayan metal alaşımlar (Cr-Ni) tercih edilmektedir. Bu restorasyonlar yaygın olarak kabul görseler de tam seramik kronlarla karşılaştırıldıklarında yetersiz estetik, sınırlı doku uyumu, korozyona eğilim ve alerji oluşturma riski, gingival renklenme gibi bazı dezavantajlar taşırlar. Ayrıca döküm sırasında oluşabilecek kenar uyumsuzlukları mikrosızıntı sebepli kenar bölge renklenmesi, ikincil çürük ve periodontal problemlere neden olabilir.

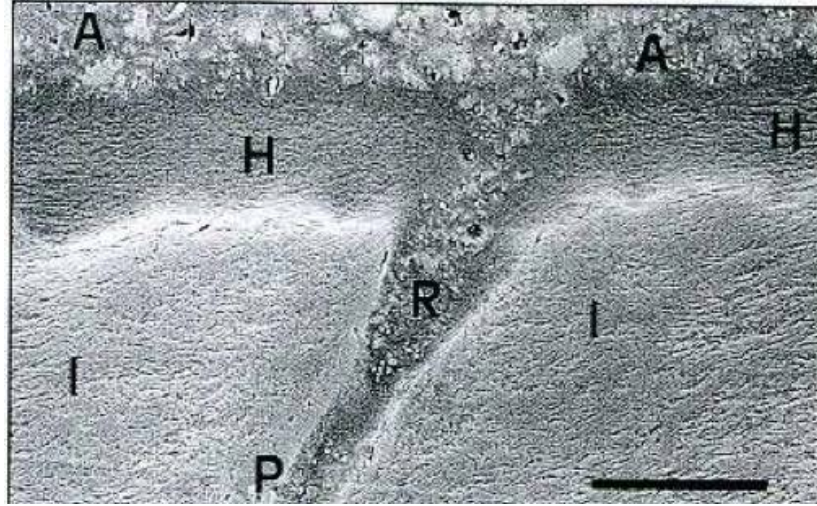
2.2.2. Güncel

Adeziv diş hekimliği, estetik beklentilerin artması, dental materyallerdeki ve teknolojiye hızlı gelişmeler ve diş dokusunu koruma prensiplerine dayanması nedeniyle klinik uygulamalarda hızla yer almaya başlamıştır. Bu uygulamalar yaklaşık yarım asır önce diş yüzeyinin fosforik asitle pürüzlendirilmesiyle başlamıştır (94). Önce mine ve dentinin, fosforik asitle pürüzlendirilmesi, ardından bağlama ajanlarının hızla geliştirilmesi, diş hekimliğinde yeni bir bakış açısını geliştirmiştir. Bu gelişmelerle Black'in savunduğu geniş kavite preparasyonları yerini daha küçük preparasyonlara bırakmıştır.

Adezyon farklı atom veya moleküllerin arasındaki çekim kuvvetidir. Adezyon gerçekleşirken maddeler arasındaki yüzeyde moleküler etkileşimler olur. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent denir (95).

Adezyon fiziksel, kimyasal ya da mekanik bağlanmayla olabilir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu gerçekleşen zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Kimyasal adezyon üç türlü olabilir; bunlar iyonik, kovalent ve metalik bağlardır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı yüzeyler arasındaki güçlü kilitlemedir (96).

Dentin bağlama sistemleri, genel olarak üç aşamada uygulanır. Bunlar; dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (dentin conditioning), adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (primer uygulaması) ve bağlayıcı ajanın demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonu (dentin bonding) uygulamasıdır. Dentin yüzey koşulları genellikle asit uygulaması ile değiştirilir. Primer, demineralize olmuş dentin tabakası arasından geçerek, eriyen hidroksiapatit kristallerinin boşluğunu doldurur. Oluşan bu tabakaya hibrit tabaka denir. Dentin bağlama ajanları ise intertübüler dentine penetre olarak rezin taglarını oluşturur (96). Dentin adezyonunda en çok intertübüler dentindeki kollojen matriksten sağlanan mikromekanik bağlanma etkilidir. Bazı adeziv sistemler dentine az miktarda kimyasal reaksiyonla bağlanır (97). Adezyon restorasyonla diş arasındaki mikrosızıntıyı azaltır (98). Adeziv restorasyonlar, fonksiyonel kuvvetleri bağlantı arayüzü vasıtasıyla diş dokusuna daha iyi iletir ve yayar, böylece yapısal zayıflamış dişleri güçlendirme özelliği vardır (99-101). Resin ve dentin arayüzündeki bağlanma Şekil 2.2.2.1’de gösterilmiştir



Şekil 2.2.2.1. Rezin ve dentin arayüzünün elektron mikroskobu görüntüsü;
A: Adeziv rezin , H:Hibrit tabaka , I: intertübüler dentin ,
P: Peritübüler dentin , R:Rezin tag, bar 5 µm

"Şekil 1 *Fundamentals of Operative Dentistry*. Summitt J.B., Robbins J.W., Schwartz R.S., Quintessence Publishing Co, Inc, Singapore, 2001 kitabından alınmıştır"

Anterior bölgede estetik gereksinimlerin artması, geleneksel yaklaşım prensipleriyle uygulanan yöntemlerin adeziv materyallerle geliştirilmesine neden olmuştur. Tam seramik kronlar, metal post ve korlarla birlikte kullanıldığında, seramiğin ışığı bir miktar geçirmesi (semitransludensi), metal post ve kor altyapının ise opak olması nedeniyle, estetikten ödün verilmesine yol açar (102). Yapıştırıcı simanın ve tam seramik restorasyonun kalınlığı ve opasitesine bağlı olarak metal post ve kor alttan yansiyabilir ve restorasyonun ışık geçirgenliğini azaltabilir (103). Metal postlar, kökün servikalinde yansıma yapabilir, böylece ince profilli dişetin görüntüsünü değiştirebilir (104). Post ve kor materyali olarak değersiz alaşımlar kullanıldığında, korozyon ürünleri dişetinde birikebilir veya kök renklenmesine neden olabilir (105,106). Fiberle güçlendirilmiş postlar ve seramik postlar, döküm ve metalik prefabrik postlara alternatif güncel tedavi seçenekleridir (107).

2.2.2.1. Fiberle güçlendirilmiş postlar:

Kompozit rezinin fiberle güçlendirilmesiyle elde edilmiştir. İlk kez 20. yy'ın sonlarında uygulanmıştır. Fiziksel yapısı epoksi resin olan bir polimer resin matrisle kaplanmış karbon ve silika fiberlerden oluşurlar. Fiber çapları 7-10 μ 'dur ve sarmal, örgü ve uzunlamasına olmak üzere değişik şekillerde bulunurlar. Metal içermediklerinden dolayı metal alerjisine ve korozyona neden olmazlar, biyolojik olarak uyumludur. Döküm postlara oranla daha az kök kanal preparasyonu gerektirdikleri için daha konservatiftirler (108). Fiber postlar dentine benzer mekanik özellikler gösterirler. Metal postlara oranla elastisite modülü dentine yakındır (109).

Fiberler karbon, cam ve kuartz olmak üzere üç çeşittir. Karbon fiber postların radyolusent görüntü vermesi ve tam seramik kronlarla yada kompozit resin restorasyonlarıyla birlikte kullanıldığında renginin maskelenememesi nedeniyle radyopak ve daha estetik kuartz ve cam fiber postlar üretilmiştir (110-112). Cam fiberler birçok farklı formda bulunabilir. En yaygın olarak bulunan tipi % 50-60 oranında Silisyum dioksit (SiO_2)ve diğer oksitleri içeren formudur. Cam fiber postların dezavantajı nemli ortamda dayanıklılıklarının az olmasıdır (113).Bu nedenle adeziv simantasyon yapılarak tükürkten izole edilmelidir (114). Fiber postların kanala adezyonu sağlandıktan sonra kompozit resin ile kor yapılır. Kompozit rezinlerin diş dokusuna yüksek bağlanabilme yetenekleri, mekanik özelliklerinin dentine benzemesi ve çalışma kolaylığı endodontik tedavi geçirmiş dişlerde yaygın kullanımlarına olanak vermektedir(115,116)

In-vivo çalışmalara göre fiber post restorasyonlarında diş kırıklarına rastlanmamıştır (117,118). Fiber postlarla yapılan in-vitro kırılma dayanıklılığı testlerinde farklı sonuçlar görülmüştür. Cornier ve diğ. (119) fiber postların seramik ve geleneksel postlarla kıyaslandığında en düşük kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu belirtirken, Akkayan ve Gülmez (120) fiber postların zirkonyum postlarla karşılaştırılabilir kırılma dayanıklılığı olduğunu belirtmiştir. . Xible ve diğ. (121)zirkonya post, fiberle güçlendirilmiş kompozit post ve titanyum postların kırılma dayanıklılıklarını araştırdıkları in-vitro çalışmaya göre üç grubun kırılma dayanıklılıkları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fakat fiber postla restore

edilen dişlerde daha az katastrofik başarısızlıklar görülmüştür.

Değişik post ve kor sistemlerinin değerlendirildiği finite element analizi çalışmasında CuAl post, paslanmaz çelik post, zirkonyum dioksit ve titanium postlar benzer stress değerleri gösterirken cam fiber ve karbon fiber postlarda daha az stres görülmüştür(122). Eskitaşcıoğlu ve diğ.(123) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında fiber postlarda stresin daha çok kök ve destek kemiğe iletiildiği fakat döküm metal post ve kor sisteminde stresin dökümde biriktiği sonucuna varmışlardır. Metal postların diş ve çevre dokular için daha koruyucu olduğu sonucuna varılmıştır. Fakat kırma testinde bunun tam tersi görülmüştür.

2.2.2.2. Seramik postlar

Seramik postlar, 20. yy'ın sonlarında uygulanmaya başlanmıştır. Dentine benzer renkte olmaları nedeniyle tam seramik kronlarla birlikte uygulandıklarında doğal dişe benzer optik özellikler gösterirler(107). Cam seramikler, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler ve zirkonyum oksit seramikler seramik postların çeşitleridir.

Cam seramik postlar, dökülebilir cam seramiklerden oluşur. Dayanıklılıkları az olduğu için kullanımları sınırlıdır. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramik postlar ise seramiğin alüminyum oksitle güçlendirilmesi sonucu oluşur. Yapım aşamalarının uzun olması ve hassasiyet gerektirmesi nedeniyle tercih edilmemektedir. Zirkonyum oksit seramikler, zirkonyuma %2-3 mol Y_2O_3 eklenmesiyle elde edilen YTZP (yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) materyalinden oluşur. Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için saf zirkonyaya kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yitrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Yüksek eğilme dayanıklılığı (flexural strength), yüksek kırılma dayanıklılığı, kimyasal stabilite, biyouyumluluk ve iyi optik özellikler zirkonyumun restoratif bir materyal olarak kullanılmasını sağlayan olumlu karakteristik özellikleridir(124). Fakat post materyali olarak kullanılmasının bir takım limitasyonları vardır(124). Sert materyaller olmaları nedeniyle zirkonyum postların fiber postlara göre kök kırıklarına neden olma

eğilimleri fazladır (125,126). Kanal tedavisinin yenilenmesinin gerektiği durumlarda zirkonyum postun kanaldan aşındırılarak çıkarılması neredeyse imkansızdır(125-127). Ayrıca zirkonyum yüzeyin rezinle bağlantısının iyi olmaması(124) bir takım yüzey hazırlıkları yapılmasını gerektirmektedir. Bunlar mekanik, kimyasal ve hem mekanik hem kimyasal yöntemlerin birlikte uygulanmasıyla sağlanabilir(128). Asit/lazer uygulaması, elmas frezle pürüzlendirme ve kuşlama mekanik yüzey hazırlıklarıdır. Silan uygulaması kimyasal, tribokimyasal silika kaplama mekanik ve kimyasal yüzey hazırlama işlemleridir.

Zirkonyum postların kolları; simantasyon tekniği, direkt kor yapım tekniği ya da ısı ile presleme tekniği ile oluşturulabilir(129). Simantasyon tekniğinde prefabrik ya da CAD/CAM (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/ Bilgisayar Yardımıyla Üretim)ile üretilmiş silindirik seramik halka, posta simante edilir(129). Direkt kor yapım tekniğinde seramik postun kök kanalına adezyonu sağlandıktan sonra aynı aşamada üzerine direkt kompozit rezin ya da cam iyonomer restoratif materyalinden kor yapılmasıyla gerçekleştirilir(115). Presleme tekniği IPS Empress sisteminin prensiplerine dayanır. Bu teknikte cam seramik kor prefabrik zirkonyum posta ısı ile preslenerek tek parça bir yapı elde edilir(107).

Heydecke ve diğ. (130)'nin yaptığı in vitro çalışmaya göre zirkonyum oksit postlar diğer estetik postlara göre daha yüksek kırılma direncine sahiptir Dietschi ve diğ. (131)yaptıkları in vitro çalışmaya göre zirkonyum postlar rijit olmaları nedeniyle, ısıl döngü ve mekanik yükleme sonucunda bağlantı başarısızlığına uğramaktadır. Galhano ve diğ. (132) zirkonyum postların kök kanalına bağlantılarını inceledikleri in vitro çalışmaya göre mekanik yükleme zirkonyum postların kök kanalına bağlantılarını zayıflatmaktadır. Zirkonyum postlar ve rezin fiber postların kırılma dirençlerinin kıyaslandığı in vitro bir araştırmada fiber postlar daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Ek olarak bu araştırmada seramik postlar özellikle kök ve post kırığında başarısız olurken(123,133),diğer örneklerde sadece koronal kırıklar görülmüştür(133).Başka bir in vitro çalışmada değişik post ve kor sistemlerinde kırık direnci açısından fark görülmemiştir fakat seramik postlarda daha fazla katastrofik kök kırıkları görülmüştür(134).

2.2.2.3. Tam seramik kronlar

Tam seramik kronlar, metal destekli kronlara alternatif güncel yaklaşımlardan biridir. Alerjen, toksik olmaması, biyouyumlu olması, ışık geçirgenliğinin fazla olması bu restorasyonlara ilgiyi arttırmıştır. Özellikle anterior bölgede estetik postların tam seramik üstyapılarla tamamlanması estetik sonuçlar elde edilmesini sağlar. Tam seramik kronların başarılarıyla ilgili bazı klinik çalışmalar şu şekildedir;

Bindl ve Mormann'ın (135)yaptıkları ortalama 3.7 yıllık prospektif çalışmada feldspatik anterior kronların başarısızlık oranlarını % 5.6 olarak belirtmişlerdir(135). Sjögren ve diğ. (136)yaptıkları ortalama 6.1 yıllık prospektif çalışmada cam seramik anterior ve posterior kronların (Dicor) başarısızlık oranlarını % 18 olarak belirtmişlerdir. Fradeani ve Redemagni'nin (137) yaptıkları retrospektif çalışmada 11 yıl sonunda cam seramik anterior ve posterior (Empress)kronların başarısızlık oranlarını % 4.8 olarak belirtmişlerdir. Segal(138)'in yaptığı ortalama 6 yıllık retrospektif çalışmaya göre anterior ve posterior In-Ceram Alumina kronların başarısızlık oranını % 0.9 olarak belirtilmiştir(138). McLaren ve White (139)'ın yaptığı ortalama 3 yıllık prospektif çalışmaya göre anterior ve posterior In-Ceram Alumina kronların ve posterior In-Ceram Alumina kronların başarısızlık oranını % 0.9 olarak belirtilmiştir. Yapılan ortalama 10 yıllık prospektif çalışmaya göre anterior ve posterior Procera alüminyum oksit kronların başarısızlık oranını % 6.5 olarak belirtilmiştir(140). Tam seramik kronlarla metal destekli seramik kronların survival oranlarının değerlendirildiği bir sistematik derlemeye göre tam seramik kronların 5 yıllık survival oranları %93.3 ve metal destekli kronların survival oranları % 95.6'dır. Yoğun sinterlenmiş alümina kronlar (Procera) %96.4, güçlendirilmiş cam seramik (Empress tekniği)kronlar % 95.4, In-Ceram kronlar % 94.5 ve cam seramik kronlar 5 yılda %87.4 survival oranı göstermiştir(141).

Dental porselenler sabit bölümlü protezlerde sıklıkla kullanıldığı gibi indirekt restorasyonlarda da estetik ve biyomekanik üstünlükleri nedeniyle son yıllarda tercih edilmektedirler. Dental porselenler iki farklı sınıfa ayrılabilir.

2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

1. Cam fazı içeren seramikler

-cam seramikler

-cam infiltre seramikler

2. Cam fazı içermeyen seramikler

-oksit seramikler (polikristalin)

2.3.1. Cam seramikler

Cam fazda doğal veya sentetik feldspardan oluşur. Felspatik seramikler ışık geçirgenliği en iyi olan seramiklerdir, yüksek translusense sahiptir ve doğal dişe en yakın görüntüyü verirler. Yüksek biyouyumluluk gösterir ve kompresif kuvvetlere dirençlidir fakat çekme dayanıklılıklarının az olması nedeniyle kesme kuvvetlerine dayanıksızdırlar(142).Bu nedenle kullanım alanları inley ve onley, veneer, anterior tek kronlarla sınırlıdır

2.3.2. Cam infiltre seramikler

Çoğu cam infiltre seramik pöröz alumina iskelet içerir. Slip casting tekniğiyle %80 ağırlığında metal oksit içeren (Al_2O_3 In-Ceram Alumina, $MgAl_2O_4$ In-Ceram Spinell ve $Al_2O_3+ZrO_2$ In-Ceram Zirkonya)yarı sıvı karışım, refraktör die üzerinde sinterlenir. Bu iskelet lanthanum cam ile güçlendirilir(142) ve böylece iskeletin bükülme dayanıklılığı ve yük taşıma kapasitesi oldukça artar. In-Ceram Alümina'nın 3 ila 7 yıllık gözlem periyotlarında survival oranı tek kronlarda %94 ile %99.1 arasında değişmektedir(138,139,143-145).Üç üniteli köprülerde başarı oranı anteriorda posteriora göre fazla olmakla birlikte , uzun dönem klinik çalışmalara göre üç üniteli köprüler tek kronlar kadar başarı oranına sahip değildir(146,147). Bu nedenle anterior ve posterior tek kron altyapılarında kullanılması tavsiye edilir. In-Ceram Spinell daha düşük mekanik dayanıklılığa sahiptir, fakat iyi optik özellikleri, yüksek translusensisi ve ışığı yayması nedeniyle daha estetikdir. Bu nedenle sadece anterior kron altyapılarında kullanılması tavsiye edilir(142).Yapılan 5 yıllık klinik çalışmaya göre In-Ceram Spinell kronların survival oranı %97.5'tir (148).In-Ceram

Zirkonya, alumina iskelete ZrO_2 partiküllerinin ilavesiyle oluşan yüksek dayanıklılıkta bir seramiktir. Zirkonyum oksit ilk defa dental seramiklerde bu altyapıda kullanılmıştır. In-Ceram Zirkonya posteriorda tek pontikli üç üniteli sabit bölümlü protezlerde kullanılabilmesine rağmen düşük translusensisi ve opak olması nedeniyle estetik beklentinin yüksek olduğu bölgelerde kullanılmamalıdır (142). Yapılan bir klinik çalışmaya göre In-Ceram Zirkonya'nın 3 yıllık posterior sabit bölümlü protezlerdeki survival oranı %94.5'tir.

2.3.3. Oksit seramikler

Saf alumina (Al_2O_3) veya zirkonya (ZrO_2) kristalin matriks içerirler. Yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptir. Anterior ve posterior tek kron altyapılarında (alumina/zirkonya), anterior ve posterior sabit bölümlü protezlerde (zirkonya) kullanılabilir. 5 yıllık klinik çalışmalara göre Zirkonya'nın sabit bölümlü protezlerde survival oranı %74 (149) ile %100 (150) arasında değişmektedir.

Seçilecek seramik materyaline karar verirken; uygulanacak bölge, dişin rengi, restorasyon için yeterli aralığın bulunup bulunmaması, komşu dişin ışık geçirgenliği ve dişlerin kapanış şekli önemlidir. Çok renklenmiş dişlerde tam seramik restorasyonların kullanımı sınırlıdır.

Seramiklerin özellikleri geçmişten günümüze uzanan değişik yapım teknikleri ile geliştirilmektedir.

2.4. Dental Porselenin Yapım Teknikleri

Porselen yapım teknikleri elle yapım ve makina ile yapım olmak üzere ikiye ayrılabilir. Elle yapım; tabakalama, presleme, slip casting ve cam infiltrasyonu yöntemlerinden oluşur.

2.4.1. Elle yapım

Tabakalama yöntemi porselen tozunun likitiyle ya da distile suyla karıştırılarak tabakalar halinde altyapı ya da day materyali üzerine yığılmasıyla gerçekleştirilir. Tabakalama sırasında oluşan boşluklar vakumlu fırında sinterlenerek boşluklar elimine edilir. Dezavantajı bu işlem sırasında porselenin büzülmesi ve

boşlukların tam anlamıyla her zaman elimine edilememesidir. Bu da porselenin zayıflamasına ve aşınmasına neden olabilir.

Presleme yönteminin öncüsü Empress sistemidir. İnley, onley, veneer ve kron üretiminde uygulanır. Genellikle lösitle güçlendirilmiş cam seramik ingotlar kullanılır. Restorasyon önce mumla modele edilir. Modelasyon özel bir muflaya alınır. Kayıp mum tekniğiyle cam ingot özel bir fırında preslenir.

Slip casting ve cam infiltrasyonu yönteminde (In-Ceram)alümina tozu, likitle karıştırılıp özel bir die üzerine tabakalar halinde yığılır ve altyapı oluşturulur. Altyapı sinterlenir. İkinci aşamada lanthanum tozu likitle karıştırılıp altyapının üzerine uygulanır ve tekrar fırınlanır. Böylece cam infiltre alümina altyapı hazırlanır.

2.4.2. Makina ile yapım

Makina ile yapım; copy milling, CAM ve CAD/CAM sistemlerinden oluşur.

Copy milling (Celay)sisteminde restorasyonun rezin kompozit replikası üretilir. Burada aşındırıcı özelliği olmayan, sadece kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak, bu alt yapıyı tanıyan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Frezleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve alt yapıya uygun veneer malzemesi kullanılarak restorasyonun son şekli verilir.

CAM sisteminde restorasyonun replikası üretilir, optik tarayıcı tarafından taranır ve uygun bloktan tornalanır.

CAD/CAM sisteminde rezin replika yerine software programı kullanılarak restorasyonun sanal görüntüsü oluşturulur ve restorasyon uygun bloktan tornalanır.

2.5. CAD /CAM Teknolojisi

CAD/CAM teknolojisi ilk kez mühendislikte kullanılmaya başlanılmıştır. Diş hekimliğinde uygulanışı daha sonraki yıllarda gerçekleşmiştir. CAD/CAM sisteminin ilk diş hekimliğinde uygulamaya geçişi, 1985 yılında hasta başında inley üretimiyle başlamıştır(151). Bu sistemin öncüsü Dr. Mörmann, CEREC sistemini

geliştirmiştir. CEREC (CEramic REConstructions) tek dişe yönelik aynı gün içerisinde seramik restorasyonun hastaya hizmet vermesi felsefesiyle ortaya çıkmıştır. CEREC 3 halen günümüzde uzun dönem sonuçları olan klinik direkt restoratif uygulamalarında kullanılan tek CAD/CAM sistemidir(152). CEREC 3, klinik ve laboratuvar olmak üzere iki farklı üretim tekniğine sahiptir. Klinik uygulamada; hasta ağızından alınan optik ölçü üzerinde uygun yazılım kullanılarak restorasyon tasarlanır ve bilgiler tornalama cihazına gönderilir. Tornalanan restorasyon aynı seansta simante edilerek hasta tek seansta yüksek kalitede bir hizmete ulaşmış olur. Burada hem ölçü hem de teknisyen aradan çıkarılarak zamandan, emekten ve maliyetten tasarruf edilmektedir. CEREC sisteminin klinik uygulamalarda gösterdiği başarı, laboratuvar (CEREC inLab, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) sisteminin gelişimini beraberinde getirdi. Böylece inley, onley, laminate veneer, endokron, sabit bölümlü protez, implant üstü sabit bölümlü protezler üretilmeye başlandı.

CAD/CAM klinik indirekt restorasyonları, direk restorasyonlara göre bir takım preparasyon farklılıkları içerirler. İndirekt restorasyonlarda temel preparasyon kuralları şu şekildedir(153):

- aksiyel eğim açısı 10° 'den az veya paralele yakın olmalıdır
- belirgin kavite marjın sınırları olmalıdır
- yaklaşık 90° lik geçiş açıları olmalıdır
- kavite derinliği 2 mm'den fazla olmalıdır
- üç yüzlü kavitelere paralel aksiyal duvarlar olmalıdır
- konkav veya düz kavite tabanı oluşturulmalıdır
- ulaşılamayan hiçbir gizli bir bölge veya yüzey olmamalıdır

Uygun preparasyon tamamlandıktan sonra restorasyonun sanal formu dental ark bütünlüğü, komşu dişler ve karşıt ark referans alınarak hazırlanır. Uyumlu ve estetik restorasyonların hızlı bir şekilde hastaya ulaştırılmasının hekime, hastaya ve teknisyene çok sayıda yararı vardır. Her ne kadar CAD/CAM cihazı bu noktada

birincil etken olsa da tornalama materyalleri de sistemin uzun dönem başarısında veya başarısızlığında etkilidir. CAD/CAM sistemi için üretilen materyaller hızlıca tornalanabilmeli, tornalama işleminde oluşabilecek hasarlara dayanabilmeli, teslim edilmeden önce kolaylıkla bitirme işlemleri (örneğin polisaj ya da glaze) yapılabilmelidir. Geleneksel restorasyonlar yüksek kalitede olmalarına rağmen mekanik ve estetik açıdan elle üretime bağlı etkenlerden etkilenir. Elektronik mikroskopla incelenen el yapımı, preslenmiş ve porselen CAD/CAM bloklarından, el yapımı ve preslenmiş restorasyonlarda porlar görülürken, CAD/CAM bloklarında hiç pora rastlanmamıştır (154).

Tek dişlerde CAD/CAM sisteminin klinik olarak uygulanabilen alternatifleri şunlardır; vital dişlerde inlay, onlay, veneer, kron, devital dişlerde; inley, onley, endokron ve kron restorasyonlarıdır.

Hala günümüzde hem geleneksel tedavi hem de güncel alternatifler klinikte uygulanmaktadır. Hangi vaka için hangi tedavinin uygun olacağı dikkatlice değerlendirilmelidir.

2.6. Klinik Uygulama İçin Karar Verme

Klinik koşullara göre kanal tedavili dişler değişik teknikler ve restoratif materyallerle, post restorasyonlarıyla ya da post içermeyen restorasyonlarla tedavi edilebilir. Post içeren restorasyonlarla ilgili literatür bilgisi ve hekimlerin tecrübesi çoktur. Fakat post içermeyen restorasyonların başarısıyla ilgili klinik çalışma azdır. Bu nedenle sadece post içermeyen restorasyonlardan bahsedilecektir.

2.6.1. Post içermeyen restorasyonlar

Post içermeyen restorasyonlar direkt veya indirekt materyaller kullanılarak uygulanır. Direkt materyaller klinikte tek aşamada uygulanabilen materyallerdir. İndirekt materyaller ise dental laboratuvarında hazırlanması gerektiği için en az iki aşamada uygulanabilir (155). Post içermeyen restorasyonlar, kalan diş dokusu retansiyonu sağlamak için yeterli olduğu durumlarda uygulanır. Kalan diş dokusunun miktarı azaldıkça, restoratif materyalin fiziksel özellikleri önem kazanır (156). Uygulanacak materyal, ağız içi kuvvetlere direnecek yeterli sıkışma kuvvetine ve

uygun esneme katsayısına sahip olmalı(157), iyi boyutsal stabilite göstermeli(158), termal ekspansiyon katsayısı dişe yakın olmalı(159) ve su emilimi minimal olmalıdır (160-162). Bunun yanında manipulasyonu kolay, kalan diş dokusuna bağlanma yeteneği iyi (163), biyolojik olarak uyumlu ve çürük oluşumunu inhibe etme özelliği olmalıdır (164). Uygun restoratif materyali seçerken restore edilecek bölge önemlidir. Posterior dişler daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalırken, anterior dişler daha fazla kesme kuvvetine maruz kalırlar. Gülme hattı sınırlarında estetik önem kazanırken, posteriorda estetik gereksinimler azalır.

Amalgam, kompozit rezin, cam iyonomer, rezin modifiye iyonomer modern restoratif direkt materyallerdir (155). Diş dokusuna mekanik olarak bağlanan amalgam restorasyonlar, yüksek sıkışma dayanıklılığı ve rijidite göstermeleri nedeniyle yeterli klinik performans gösterirler (157,165). Fakat cam iyonomerin klinik başarı oranı azdır (166). Bunun nedeni cam iyonomerin maksimum dayanıklılığa ulaşabilmesi için günler (167), hatta haftalar (168) geçmesi gerekesidir. Dişe bağlanması göreceli olarak zayıftır (169).Bu materyalin avantajı çürük oluşumunu engellemek için flor salınımı yapmasıdır (170). Resin modifiye cam iyonomerler, cam iyonomerlere göre daha iyi klinik performans gösterirler (171), fakat büyük kaviteli ve/veya kanal tedavili dişler için uygun bir materyal değildir (172). Flor salınımı ilk 24 saat maksimum olmasına rağmen daha sonra dereceli olarak azalır (173). Diş dokusuna mikromekanik olarak bağlanan kompozit rezin restorasyonların en büyük avantajı tek seansta yerleştirilip, frezlerle şekillendirilebilmesidir. Amalgam ve cam iyonomer restorasyonlar arasında bir dayanıklılığa sahiptir (157). Fakat daha dayanıklı versiyonları üretilmiştir (172). Kompozit rezinlerin elastisite modülü amalgama göre dentine daha yakındır (174). Kompozit rezinlerin dezavantajı polimerize olurken büzülmesidir. Kompozit rezinler kanal tedavili dişlerde post yerleştirilmeden uygulandığında, diş kuvvetlendirme özellikleri vardır. Fakat posterior dişlerde üç yüzlü kavitelere kasp kaplaması sağlayan parsiyel restorasyonlar tercih edilmelidir (7,175).

Post içermeyen indirek restorasyonlar ise altın onleyler, elektroforme onleyler, seramik onleyler ve endokron restorasyonlardır.

Post kullanılmadan uygulanan restorasyonların birbirlerine göre bir takım avantaj ve dezavantajları vardır. Post yerleştirilmemiş ve kronlanmamış, amalgam veya kompozitle restore edilen kanal tedavili posterior dişlerde yapılan retrospektif bir çalışmada üç yüzlü kaviteye sahip amalgam restorasyonlarda, kompozitle restore edilen restorasyonlara göre anlamlı derecede daha fazla başarısızlık görülmüştür (176). Kırık olduğu durumlarda kompozit rezinle restore edilen dişlerde daha az katastrofik başarısızlık görülmüştür ve amalgamla restore edilen dişlere göre tamiri daha kolaydır (176,177). Fakat yapılan prospektif bir çalışmaya göre kompozit restorasyonlar amalgam restorasyonlarla kıyaslandığında sekonder çürüğü önlemede özellikle üç yıl sonunda daha az etkilidir (178). Vital olmayan dişlerde post kor kron restorasyonlarına alternatif restoratif tekniklerle ilgili yapılan in vitro bir çalışmada standart üç yüzlü kaviteye sahip kompozit restorasyonlar sağlıklı dişlere yakın sertlik (stiffness) göstermiştir. Amalgam restorasyonlar kasp hareketine az ya da hiç direnç göstermemiştir fakat altın onlaylar, kasp hareketine sağlıklı dişlerden daha iyi direnç göstermişlerdir (175).

Vale (179)'in yaptığı in vitro çalışmada kontralateral premolar dişlerden bir taraf preparasyon yapılmayan kontrol grubunu oluştururken diğer taraftaki dişe iki yüzlü kavite açılmıştır ve kırma testi uygulanmıştır. Sonuçlar şu şekildedir; amalgam veya altın inlayle restore edilen dişler, aynı kavite açılıp restore edilmeyen dişlerle aynı kırılma yüküne sahiptir. Altın overlay ile restore edilen dişler ise kavite açılıp restore edilmeyen dişlerin iki katı kırılma yükü göstermiştir.

2.6.1.1. Endokron restorasyonlar

Literatürde çok az bilgiye sahip olunan endokron restorasyonlar kök desteği olmayan, 90° butt marjin preparasyona sahip, pulpa odasını içeren santral retansiyon kavitesi olan restorasyonlar olarak tanımlanmaktadır (180). Adeziv teknolojinin gelişmesiyle günümüz seramiklerinin güçlendirilmesi, asitle pürüzlendirilebilmesi ve güçlü rezin simanlarla diş dokusuna bağlanması, posterior da özellikle molar dişlerin post ve kor sistemi olmadan restore edilebileceği düşüncesini yaymıştır (181). Yapılan prospektif çalışmalara göre onley ve/veya overlay tarzı restorasyonlar, son zamanlarda da endokron restorasyonlar, kanal tedavili posterior dişlerde uygulanabilir hale gelmiştir (180,182-184).

Sistemantik bir derlemeye göre, kanal tedavili dişlerde altın standart minimal invaziv preparasyonla maksimum doku korumasını sağlamaktır(185). Endokron restorasyonların avantajı yeterli yüzey olduğu müddetçe makroretantif preparasyona ihtiyaç duymamasıdır. İlk kez Bindl ve Mörmann tarafından 1999 yılında tanımlanmıştır. Endokron restorasyonlar pulpa odasının iç kısmından makroretansiyon, adeziv simantasyonla da mikroretansiyon sağlar. Endopreparasyonun avantajı kök kanalında post yuvası hazırlanması ve kor yapının oluşturulmasına gerek kalmamasıdır, böylece hem klinikte geçirilen zaman azalır hem de post restorasyonları nedeniyle oluşabilecek kök kırıkları engellenmiş olur. Endokron restorasyonlarda adeziv bağlanma sayesinde pulpa odasına doğru apikale retansiyon kavitesi oluşturulması çalışma ve dengeleme temasları sırasında oluşan lateral kuvvetlerin pulpa odasına iletilmesini sağlar. Pulpa odasının derinliği arttıkça endo kavite miktarı artar ve adezyonda kullanılacak yüzey alanı da artar. Böylece post kor kronlarda, postun köke uyguladığı horizontal zirve kuvvetleri elimine edilmiş olur(180).

Biacchi ve Basting (186) yaptığı in vitro çalışmada endokron restorasyonlarla, cam fiber post ve geleneksel kron restorasyonlarının kırılma dayanıklılıkları kıyaslanmıştır. Endokron grubunun geleneksel gruba göre kompressif kuvvetlere daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir.

Bazı durumlarda biyomekanik kısıtlamalardan dolayı post kor kron restorasyonlar uygulanamaz. Dişeti çekilmesi olan ya da furkası açık dişlerde, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, apikal rezeksiyon yapılmış dişlerde endokron restorasyonlar uygulanabilir.

Endokron restorasyonların post-kor kron restorasyonlara göre avantajları Tablo 2.6.1.1.1.'de listelenmiştir.

Tablo 2.6.1.1.1. : Endokron restorasyonların avantajları

1	Estetik
2	Konservatif
3	Biyolojik olarak uyumlu
4	Subgingival preparasyon gerekmediği için periodontal dokularla dost
5	Alerjen, toksik değil
6	Yapısal farklılık gösteren kanallarda uygulanabilir (çok eğimli, oblitere, çok geniş, ince ve kırılma eğilimli dişler)
7	Kök perforasyonu, kök kırığı, kökü zayıflatma riski oluşturmaz
8	Zamandan kazanç sağlar

Kanıtı dayalı diş hekimliği uygulamasında yaygın başarıya ulaşmada en iyi bilimsel sonuçları sunarak klinik uygulamalara rehberlik eden bilim dalıdır (187). Kanal tedavili dişlerde geleneksel yaklaşım prensipleriyle ilgili bilgi çok olmasına rağmen adeziv diş hekimliğiyle ilgili bilgi sınırlıdır. Klinik öncesi çalışmaların klinik çalışmalar için her zaman önemi vardır fakat bu çalışmaların sonuçları arasında bazen tutarsızlıklar olabilir. Bu nedenle kanıt seviyesi daha yüksek olan klinik çalışmalarla mutlaka desteklenmelidir.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışmada endokron restorasyonların biyolojik ve mekanik özellikleri klinik olarak, restoratif materyal ve diş dokusundaki stres değerleri ve dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle (3B SE stres analizi) değerlendirilmiştir. Çalışma için, Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulundan 21.02.2013 tarihli toplantıda 03-04 (KA-130003) karar numarası ile proje onayı alınmıştır.

3.1 Klinik Hasta Grubu

Çalışmanın klinik kısmı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Kliniğimizde dişleri endokron restorasyonuyla tedavi edilen hastalardan belirlenen dahil edilme kriterlerine uygun olanlar çalışmada değerlendirilmiştir.

Hastaların klinik çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Molar diş olması
- Kanal tedavisi yapılmış olması
- Radyografik olarak sağlıklı olması (periodontal ligament aralığı genişlememiş, lamina duranın devamlılığının takip edildiği, kökte rezorpsiyon veya kırık olmayan, yeterli kemik desteği ve uygun kron kök oranı olan dişler)
- En az bir kaspın sağlam olması
- Ağız hijyeninin iyi olması
- Periodontal hastalık olmaması ya da tedavi edilmiş olması

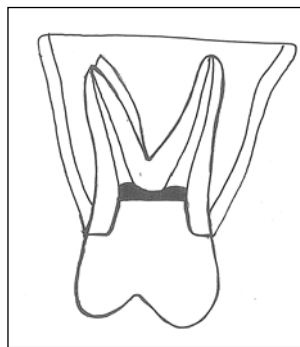
Hastaların klinik çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

- Kontrollere gelmesine engel olabilecek sistemik hastalığı olması
- 1. dereceden fazla mobilite olması
- Dişte köke doğru ilerleyen çatlak/ kökü içine alan vertikal kırık varlığı
- Sabit bölümlü proteze destek olacak dayanak diş olması
- Hareketli bölümlü proteze destek olacak dayanak diş olması

3.1.1. Restorasyonun Yapımı

3.1.1.1. Klinik Aşamalar I

Mevcut restorasyon silindirik elmas frezle çıkarıldı. Çürük diş dokusu tamamen uzaklaştırıldı. Pulpa odasının iç yüzey duvarları anatomik konfigürasyonuna uygun olarak 8-10°lik açıda şekillendirildi. Kök kanal ağızları ve kavite tabanı seanslar arasında koronal mikrosızıntıları önlemek amacıyla 1mm kalınlıkta kompozit rezinle (Spectrum TPH®3, Dentsply, A.B.D.) kapatıldı. Pulpa odasının tabanı düz olarak şekillendirildi. Bu durumda pulpa odasında 1-3 mm yükseklikte santral retansiyon kavitesi oluşturuldu. Koronal duvarlar restorasyonun giriş yoluna engel olmayacak şekile 4°lik açıda okluzale doğru genişleyecek şekilde prepare edildi. Kalan koronal diş duvarları kalınlık ölçer ile ölçüldü. 2 mm den daha az kalınlıktaki diş duvarları yeterli destekliği sağlayamayacağı düşünülerek 2 mm kalınlık olan bölgeye ulaşana kadar en az 2 mm yükseklikte kısaltıldı. Tüm kenarlar butt-marjın tarzında şekillendirildi. Kavite taban açıları $90^{\circ} \pm 4^{\circ}$ olacak şekilde hazırlandı. Duvarlar arası geçişler yaklaşık 90° olacak şekilde şekillendirildi. Keskin kenar ve köşe kalmayacak şekilde preparasyon şekillendirildi. Belirgin kavite marjın sınırları oluşturuldu. Preparasyon anlatılan şekilde tamamlandıktan sonra çürük temizleme aşamasında oluşan girintiler varsa kompozit rezinle (Spectrum TPH®3, Dentsply, A.B.D.) dolduruldu. Silindirik bitirme freziyle ulaşılamayan hiçbir gizli bölge veya yüzey kalmayacak şekilde düzeltmeler yapıldı.



Şekil 3.1.1.1.1: Endokron preparasyonun bukkal görüntüsü, koyu siyahla boyalı alan kompozit rezinle kapatılan kavite tabanı

Subgingival marjın varlığında retraksiyon kordu (Ultrapak Cord Refill-Epinephrine, Ultradent Products, Inc., U.S.A.) yerleştirildi. 5 dk bekledikten sonra

kord çıkarıldı. Kanama olursa kanama durdurucu (Hemospad, Dentsply, Almanya)ile kontrol altına alındı. Kavite yıkanıp kurutulduktan sonra polivinil siloksan ölçü (Elite H-D, Zhermack, Rovigo, İtalya)ile tek aşamada ölçü alındı (Şekil 3.1.1.1.2.). Karşıt çeneden irreversible hidrokolloid (Kromopan, LASCOD SpA, Firenze, Italy)ile ölçü alındı ve ısırma kayıt materyali (Occlufast CAD, Zhermack SpA, Badia Polisine, Italy) ile interokluzal kayıt alındı. Kavite tekrar temizlenip kurutuldu. Kavite tabanına pamuk yerleştirildi ve üzeri geçici materyali (Coltosol®F,Coltene/ Whaledent AG, Switzerland)ile kapatıldı ve renk seçildi.



Şekil 3.1.1.1.2.: Endokron restorasyonun polivinil siloksan ile alınan ölçüsü

3.1.1.2. Laboratuvar Aşamaları

Endokronlar laboratuvar üretim tekniğiyle hazırlandı. Üretici firmanın tavsiyesi oranında CAD/CAM alçısı (Interscan Mavecza, Interdent® d.o.o, Slovenija)ve su, alçı karıştırma cihazında (Motova SL, Bego© Bremer Goldschlagerel Wilh.Herbst GmbH&Co. KG)60 sn karıştırıldı ve 30 sn vibratörde (Motova SL, Bego)vakumlandı ve ölçülere döküldü. Alçı sertleştikten sonra modellerin kenarları alçı kesme motoruyla düzeltildi ve modeller okluzöre alındı.

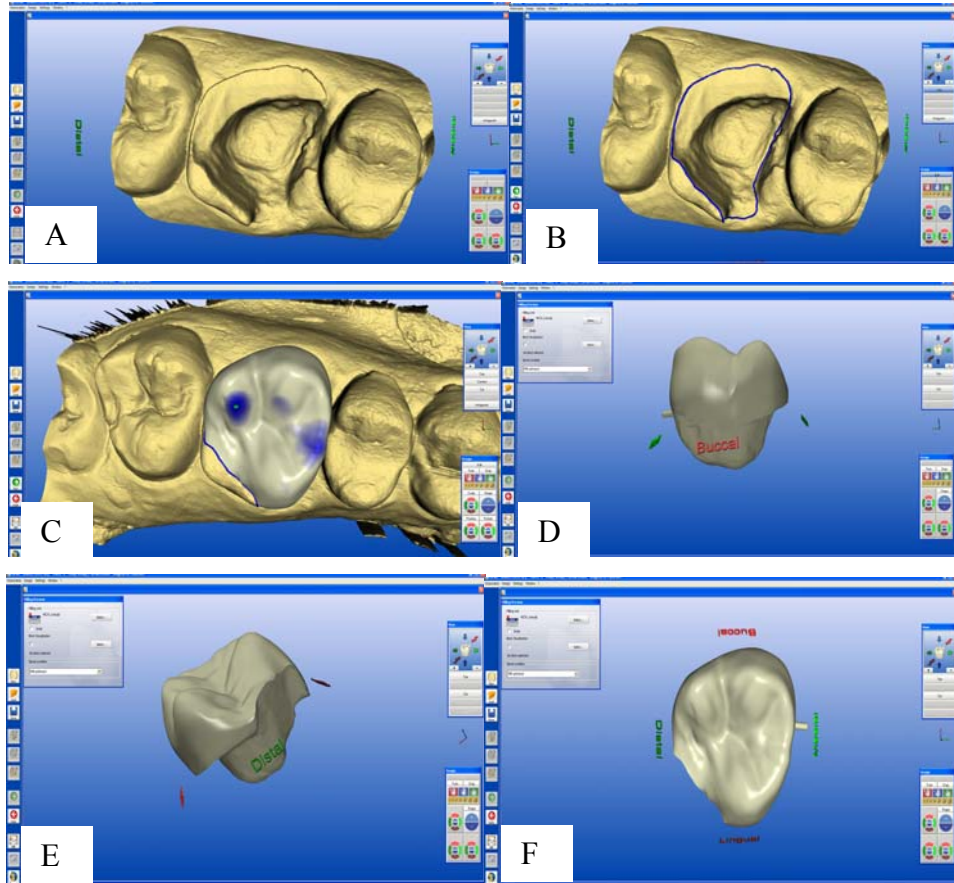
InLab yazılım cihazına (inLab Software 3D , Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)hasta bilgileri girildi. Restore edilecek diş ekran üzerindeki çene modeli üzerinden işaretlendi. Restorasyonun tipi 'inley, onley, parsiyel kron' seçeneği işaretlenerek seçildi. Ardından sanal ortamda modellerin okluzyonunu eşleştirmek için 'ısırma kaydı taraması' seçeneği seçildi. Restorasyonun formunu oluşturmak için biojenerik diş formu seçeneği işaretlendi. Preparasyon seçeneği işaretlenerek preparasyon modeli CAD/CAM tarayıcısının (InEos, Sirona Dental Systems GmbH)tablasına giriş yolu doğrultusunda yerleştirildi. Prepare dişin posteriondaki diştten başlayarak görüntü alınmaya başlandı. Prepare dişin

anteriorundaki dişin tam görüntüsü de elde edilene kadar model tabla üzerinde kaydırılarak görüntü alındı (şekil 3.1.1.2.2). Alınan görüntüler yazılım programı tarafından birleştirildi.



şekil 3.1.1.2.1. inEos tarayıcı

Ardından yazılım programında antagonist seçeneği işaretlendi. Isırma kaydı prepare diş modeli üzerine yerleştirildi ve ilgili bölgenin görüntüsü inEos tarayıcı tarafından alındı. Yazılım programı bu iki görüntüyü hafızasında birleştirdi. Ardından sanal ortamda prepare dişin ve ısırma kaydının etrafı trimlendi. Bir sonraki aşamada preparasyon sınırları yazılım programının yönlendirmesiyle işaretlendi. İleri seçeneği seçilince yazılım programı, uygun biojenerik formda restorasyonu sekillendirdi. Restorasyonun okluzal ve proksimal temas kuvvetleri bir takım renklerle restorasyon üzerinde dağılımsal olarak gösterilmektedir. Kırmızı renk 100 μm 'den fazla teması, sarı renk 100 μm teması, yeşil ise 50 μm teması göstermektedir. İdeal olarak yeşil rengin yoğunlukta olduğu sarı rengin daha az olduğu temaslar tercih edildi. Okluzyonda üç nokta teması sağlandı ve temas noktası restorasyonla dişin birleşim kenarından uzakta olacak şekilde ayarlandı. Restorasyonun formunda değişiklik yapılmak istenirse form, drop, scale, shape seçenekleri kullanılarak değişiklik yapıldı. şekil 3.1.1.2.1'de software programı kullanılarak endokron restorasyonun üretimi gösterilmektedir.



Şekil 3.1.1.2.2. Endokron restorasyonun CAD/CAM software programında üretim aşamaları: kavitenin görüntüsü (A), kavite sınırlarının çizilmesi (B), restorasyonun okluzal temas noktaları (C), restorasyonun değişik açılardan görüntüsü (D,E,F)

Restorasyona istenen form verilince tornalama cihazınana (inLab MC XL, Sirona Dental Systems GmbH)bilgiler gönderildi (Şekil 3.1.1.2.3.).

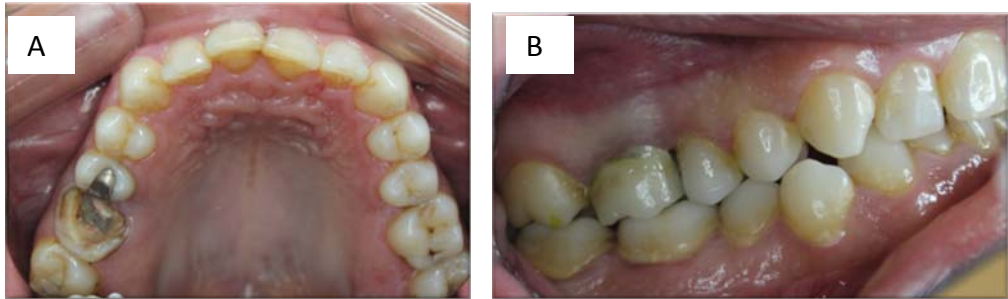


Şekil 3.1.1.2.3. inLab MC X tornalama cihazı

Uygun boyutlarda ve renkte feldspatik blok (Cerec Blocks, Sirona Dental Systems GmbH) kullanılarak restorasyon tornalandı. Restorasyon alçı model üzerinde kenar uyumu ve okluzyon açısından değerlendirildi. Gerekli uyumlama işlemleri yapıldı ve 950°'de 15 dk glaze işlemi yapıldı.

3.1.1.3. Klinik Aşamalar II

İkinci seans hastanın geçici dolgusu kaldırıldı. Prepare diş yıkanıp kurulandı. Restorasyonun uyumu kontrol edildi. Sırasıyla proksimal temaslar ve marjin bütünlüğü değerlendirildi. Elmas frezlerle (Cerec finish&polish set, Sirona Dental Systems GmbH) su soğutması altında gerekli uyumlamalar yapıldı. Polisaj lastikleriyle (Cerec finish&polish set, Sirona Dental Systems GmbH) aşındırılan yüzeyler parlatıldı. Restorasyonun iç yüzü %4.9 hidroflorik asit (Ceramics-Etch, Vita) ile 60 sn boyunca pürüzlendirildi ve su ile yıkanıp kurutuldu ve ardından 60 sn silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent) uygulandı. Rezin siman (Rely X Unicem Aplicap™, 3M ESPE) 10 sn karıştırıcıda karıştırıldıktan sonra kaviteye yerleştirildi ve üzerine restorasyon yerleştirildi. 3 sn ışık (Heliolux DLX, Ivoclar Vivadent) uygulamasından sonra artık simanlar pamukla temizlendi ve daha sonra final sertleşme için her yönden 20 sn ışık uygulandı. Proksimal yüzeyler diş ipiyle temizlendi ve sondla tüm kenarlar kontrol edildi. Artık simanlar uzaklaştırıldı. Okluzal temaslar kontrol edildi. Gerekli uyumlamalar ince grenli frezlerle yapıldı ve polisaj lastikleriyle aşındırılan yüzeyler parlatıldı. Şekil 3.1.1.3.1.'de endokron preparasyonu ve restorasyonu görülmektedir. Paralel teknikte periapikal radyograf alındı. Radyografda proksimalde artık siman görüldüyse uzaklaştırıldı.



Şekil 3.1.1.3.1: 16 no'lu dişe ait endokron preparasyonunun okluzalden görüntüsü (A) ve restorasyonun bukkalden görüntüsü (B)

3.1.2. Klinik Hasta Takip Protokolü

Restorasyonların 6 ay arayla protetik, periodontal, radyografik kayıtları değerlendirildi. Son kontrolde hastaların estetik ve fonksiyon açısından memnuniyeti değerlendirildi.

3.1.2.1. Protetik Değerlendirme

California Dental Association (CDA) kriterlerinden (188) kenar bütünlüğü ve yüzey özellikleri değerlendirildi (Tablo 3.1.2.1.1.).

Tablo 3.1.2.1.1. : CDA Kriterlerine göre protetik değerlendirme

Kategori	Skor		Kriterler
	Kabul edilir	Kabul edilemez	
Kenar bütünlüğü	✓		Marjin boyunca sondla fark edilen kırık, oluk yok
		DK	Marjinde hafif düzensizlik var ama çürük yok; tamir mümkün ama gerek yok. Sond sadece bir yönde takılıyor
		HK	Tamir edilemeyecek hatalı marjin
		PR	Pulpal yönde restorasyonun marjini boyunca renklenme
		FS	Fazla siman var
		MR	Mobil restorasyon
		KR	Kırık restorasyon
		ÇK	Tüm marjin boyunca çürük var
		KD	Kırık diş yapısı
Yüzey özellikleri	✓		Pürüzsüz yüzey
		PY	Restorasyon yüzeyi hafif pürüzlü ama polisajlanabilir
		DY	Anatomi ile ilgisi olmayan büyük düzensiz yüzeyler düzeltilemiyor
		KY	Kırık yüzey
		BP	Büyük porözite

3.1.2.2 Periodontal değerlendirme

Cep derinliği, plak indeksi, kanama indeksi, gingival indeks, dişeti çekilme miktarı, mobilite derecesi ve furka tutulumu değerlendirildi. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiklerden sayısal ölçümler için ortalama, ortanca, standart sapma, minimum ve maksimum değerler kullanıldı. Nitel ölçümler için ise (kanama var-yok) sayı ve yüzdeler kullanıldı. Ölçüm değerleri normal dağılım göstermediğinden, ilk ve son ölçüm karşılaştırması Wilcoxon testi ile yapıldı. Nitel ölçümlerin ilk-son karşılaştırmaları ise Mc-Nemar testi ile yapıldı. İstatistiksel testlerin tümünde $p < 0.05$ ise anlamlı kabul edildi ve SPSS 15.0 paket programı kullanıldı.

3.1.2.2.1. Cep derinliği

Cep derinliği, dişeti kenarından cep tabanına kadar olan uzaklık olup, kalibreli sond yardımıyla dişin mezial, distal, bukkal ve lingual olmak üzere dört yüzünde ölçüm yapıldı

3.1.2.2.2. Kanama indeksi

Ainamo ve Bay (189)'ın Kanama İndeksi'ne göre; sondlamada kanama periodontal sond yardımıyla sulkus içinde hafif bir basınç uygulamasını takiben her diş için sondlamada kanama varlığı pozitif değer, kanama olmaması negatif değer olarak belirlendi.

Plak indeksi (190), gingival indeks (191), mobilite derecesi ve furka tutulumu sınıflaması Tablo 3.1.2.2.1 'de gösterilmiştir

3.1.2.3. Radyolojik Değerlendirme

6 ay aralıklarla paralel teknikle alınan radyograflar ile restorasyonun kenar uyumu ve çürük olup olmadığı değerlendirildi. Paralel film tekniği uygulamasında uzun kon ve film tutucu (Dentsply Rinn, Rinn Cooperation, Elgin, IL, USA) kullanıldı.

Tablo 3.1.2.2.1.Periodontal değerlendirme sınıflaması : sınıf 0,1,2,3,4 değerlerinde plak indeksi, gingival indeks, mobilite derecesi ve furka tutulumunun tanımları

	Plak indeksi	Gingival indeks	Mobilite derecesi	Furka tutulumu
0	Plak yok	Sağlıklı dişeti kanama yok	Mobilite yok	Furka problem yok.
1	Gözle görülen plak yok ancak sondla farkedilebilen plak var	Hafif renk değişikliği , hafif ödem, kanama yok, hafif inflamasyon	0,12-1 mm horizontal	Belirgin ataçman ve kemik kaybı yok,erken dönem furka problem var
2	Diş yüzeyinde dişeti kenarı boyunca orta derecede plak varlığı	Kırmızı,hipertrofik,ödemli ,parlak,sondamada ve basınçla kanama,orta derecede inflamasyon	1-2 mm horizontal	Furkada horizontal defect var,vertikal defekt olabilir ya da olmayabilir. Sond karşıt tarafa ulaşmıyor.
3	Diş yüzeyinde ve dişeti kenarı boyunca aşırı plak varlığı	Belirgin kırmızı, hipertrofik ödemli ve ülser,spontan kanama,şiddetli inflamasyon	2 mm ve vertikal mobilite	Tüm furka boyunca kemik ve bağ dokusu kaybı var.sond karşıt tarafa geçiyor fakat gözle görülüyor,diş etiyle çevrelenmiş
4				Tüm furka boyunca ataçman ve kemik kaybı var. Furka gözle görülür açıklıkta kökler arası tünel oluşmuş

3.1.2.4. Hasta Memnuniyeti

Hasta memnuniyeti Vizüel Analog Skala (VAS) yöntemi ile belirlendi. Çalışmaya dahil edilen hastalar çağırılıp 0'dan 10'a kadar rakamların yazdığı horizontal bir düzlemde 10 adet kutucuktan oluşan bir skala verildi (Şekil 3.1.2.4.1.). Estetik ve fonksiyonu değerlendirmeleri istendi. Hastalar ilgili form verilerek kapalı bir ortamda 3 dakika yalnız bırakıldı.

Fonksiyon	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Estetik	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Şekil 3.1.2.4.1: Vizüel Analog Skala

3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi (3B SE Stres Analizi)

Araştırma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule RWTH Aachen Üniversitesi Makina Mühendisliği bölümüne bağlı Institute for Materials Applications in Mechanical Engineering'de ve BİAS Limited Şirketi'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada 4 farklı kaviteye sahip alt 1. molar diş modellendi, diş ve restorasyonda oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (3B SE stress analizi)yöntemiyle incelendi.

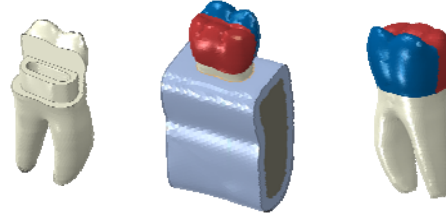
3.2.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Alt 1. molar diş modeli periodontal nedenle çekilmiş çürüksüz , anatomisi ve boyutları ideal daimi 1. molar dişin bilgisayarlı tomografi yöntemiyle 1 mm'lik kesitler halinde taranmasıyla gerçekleştirildi. JPEG formatında Intel® Core™ i5 işlemci 670/3,46 GHz, 8 GB Ram, 512 MB NVIDIA NVS420 ekran kartlı, 500 GB 7200 RPM SATA hard-disk donanımlı bilgisayara aktarıldı. Preprocess işlemleri olan meshlerin oluşturulması ve düzenlenmesi için Patran 2008 (MSC Software Corp, Santa Ana, CA, USA)bilgisayar programı kullanıldı. Post process işlemleri olan modelin çözümü ve sonuçlar için Abaqus FEA Version 6.11.1 (Dassault Systemes Simulia Corp., Rising Sun Mills, Providence, RI, USA)programı kullanıldı.

3.2.2. Çalışmada Değerlendirilen Kavite Tipleri ve Çalışma Modelleri

Çalışmada farklı kavite dizaynlarında oluşan stres değerleri incelenmiştir. 4 farklı kavite modeline 2 farklı yönde kuvvet uygulanarak 8 çözüm elde edildi.

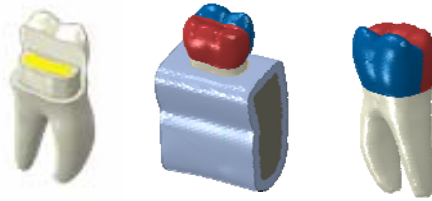
Model 1: Bukkal kaspları kaviteye dahil edilmemiş, 1mm kalınlığında, 3mm yüksekliğinde dentin duvarıyla çevrili santral retansiyon kavitesi içeren ve dişeti hizasında 1mm kalınlığında basamağa sahip alt 1. molar diş modeli (Şekil 3.2.2.1.)



Şekil 3.2.2.1: Model 1'in görüntüsü

Mavi renk diş dokusunu, kırmızı renk restorasyonu göstermektedir

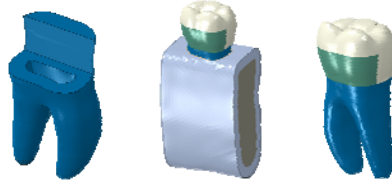
Model 2: Bukkal kaspları kaviteye dahil edilmemiş, pulpa odası ve dentin duvarının içi kompozit rezinle doldurulmuş, etrafı 1mm kalınlığında, 3mm yüksekliğinde dentin duvarıyla çevrili, dişeti hizasında 1mm kalınlığında basamağa sahip alt 1. molar diş modeli (Şekil 3.2.2.2.). Model 2 nin model 1'den farkı pulpa odasının ve dentin duvarının iç yüzünün kompozit rezinle dolu olmasıdır.



Şekil 3.2.2.2. Model 2'nin görüntüsü

Mavi renk diş dokusunu, kırmızı renk restorasyonu, sarı renk kompozit rezini göstermektedir

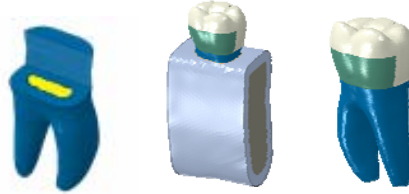
Model 3: Bukkal kaspları en az 2mm kısaltılmış, dişin linguali dentin duvarıyla çevrenmemiş, santral retansiyon kavitesi içeren, dişeti hizasında basamağa sahip alt 1. molar diş modeli (Şekil 3.2.2.3.). Model 3 endokron restorasyonu özelliklerindedir.



Şekil 3.2.2.3. Model 3'ün görüntüsü

Yeşil renk diş dokusunu, beyaz renk restorasyonu göstermektedir

Model 4: Bukkal kaspları en az 2mm kısaltılmış, dişin linguali dentin duvarıyla çevrelenmemiş, pulpa odası kompozit rezinle doldurulmuş, dişeti hizasında basamağa sahip alt 1. molar diş modeli (Şekil 3.2.2.4.). Model 4'ün Model 3'ten farkı pulpa odasının kompozit rezinle dolu olmasıdır.



Şekil 3.2.2.4. Model 4 'ün görüntüsü

Yeşil renk diş dokusunu, beyaz renk restorasyonu, sarı renk kompozit rezini göstermektedir

3.2.3. Kullanılan Materyallerin Özellikleri

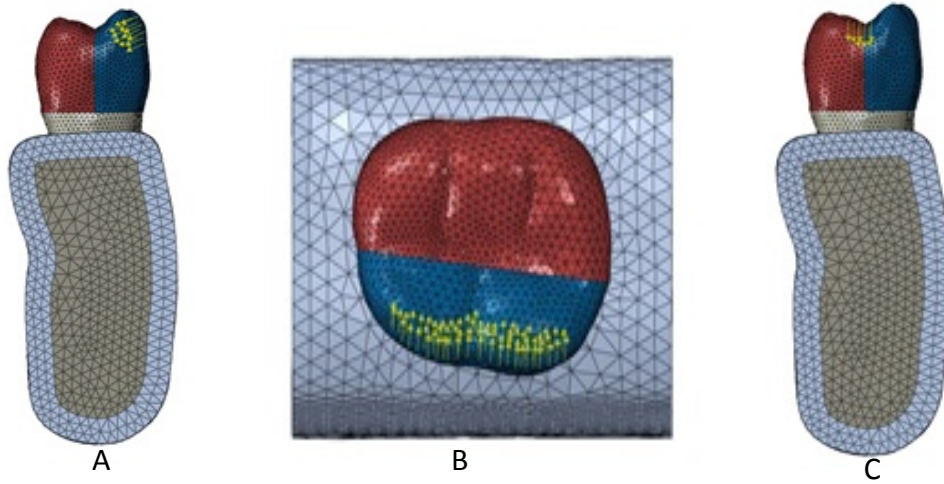
Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları Tablo 3.2.3.1.'de gösterildi.

Tablo 3.2.3.1. Oluşturulan modellerde kullanılan materyallerin elastisite modülü (MPa)ve poisson oranı değerleri

materyal	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı	Kaynak
Mine	84.1	0.33	(192)
Dentin	18.6	0.31	(192)
Felspar	63	0.23	(192)
Kompozit	14.1	0.24	(192)
Gutta perka	0.00069	0.45	(57)
Rezin siman	8.4	0.35	(192)
Spongioz kemik	1	0.31	(192)
Kortikal kemik	15	0.30	(192)
Periodontal ligament	0.0689	0.45	(57)

3.2.4. Yükleme Koşulları

Diş modellerine uygulanan çiğneme yükü iki farklı yüzeyden ve açıdan verilmiştir. İlk yüklemde molar dişin bukkal kaspının bukkal eğimine dik ve yer düzlemiyle 45° 'lik açıda 300 N kuvvet uygulanmıştır. İkinci yüklemde santral fossaya dik 300 N kuvvet uygulandı (Şekil 3.2.4.1.).

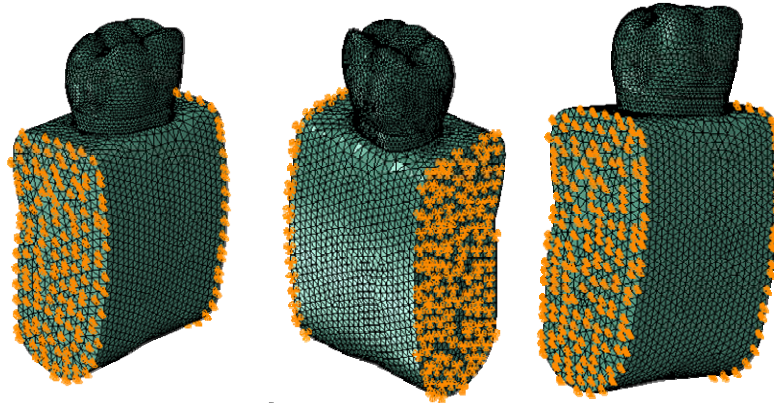


Şekil 3.2.4.1. Yükleme koşulları, bukkal kasptan oblik yükleme (A ve B), santral fossadan dikey yükleme (C)

Yükleme yapılan alanlar sarı okla gösterilmiştir.

3.2.5. Sınır Koşulları

Sınır koşulları resimlerde gözüken yerlerden x,z ve y yönünde sabit tutuldu.



Şekil 3.2.5.1. Sınır koşulları

3.2.6. Sonuçların Değerlendirilmesi

Çalışmada dış dokusu için *Maksimum ve Minimum Principle Stress* değerleri, restorasyon için ise *Von Mises* değerleri dikkate alındı. Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Eleman bu konfigürasyonda olduğunda oluşan normal streslere '*principal stress*' adı verilir. Porselen gibi kırılğan materyaller için *principal stress* önemlidir. Elde edilebilecek en yüksek asal gerilim *maksimum principal stress*'tir ve modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimi, en düşük asal gerilim ise *minimum principal stress* değeridir ve modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. *Minimum principal* değeri *maksimum principal* değerinden büyük olduğunda o bölgede sıkışma durumunu, küçük olduğunda gerilme durumunu, eşit olduğunda ise torsiyon yani burulma durumunu ifade eder. *Maksimum principle stress* değerinin, en yüksek gerilme dayanıklılığından (ultimate tensile stress) ya da *minimum principle stress* değerinin en yüksek sıkışma dayanıklılığından (ultimate compressive stress) büyük veya eşit olması başarısızlıkla sonuçlanır. Çekilebilir materyallerdeki streslerin değerlendirilmesinde ise *Von Mises* değerleri kullanılır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda restorasyonun ömrü (survival) ve başarısı değerlendirildi. Restorasyonun başarılı bir şekilde hastaya teslim edilmesinden sonra desimantasyon, seramikte yüzeysel kırıklar (chipping) gibi tamir edilebilecek durumlar oluşması restorasyonun ömrü (survival) olarak değerlendirildi. Restorasyonun yenilenmesini gerektiren dentinin açığa çıktığı seramik kırıkları, dişin kırılması, kabul edilemez hatada kenar uyumu, başarısızlık olarak kabul edildi.

Çalışmanın klinik kısmı Ekim 2008 ve Ağustos 2012 zaman aralığında, kanal tedavili molar dişi endokron restorasyonu ile tedavi edilen 27 hasta ve 33 restorasyonun retrospektif olarak verilerinin değerlendirilmesi ile gerçekleştirildi. Üç hastanın şehir dışına yerleşmesi nedeniyle restorasyonlarına ait verilere ulaşılamadı. Ortalama 30 ay (en az 20, en fazla 44 ay) boyunca 24 hastadaki toplam 29 restorasyonun verilerine ulaşıldı. 16'sı bayan 8'i erkek ortalama 31 yaşında (18-49) 24 hasta çalışmada yer aldı.

Yapılan değerlendirmede iki restorasyonda kırık, bir restorasyonda desimantasyon görüldü. Restorasyonun survival ve başarı oranı %93 olarak belirlendi.

4.1. Klinik Sonuçlar

4.1.1. Protetik

Protetik değerlendirme 6 ay arayla CDA değerlendirme kriterlerine göre yapıldı. Marjinal bütünlük bulguları Tablo 4.1.1.1.'de, yüzey özellikleri bulguları Tablo 4.1.1.2.'de gösterildi.

Tablo 4.1.1.1. Kenar bütünlüğü değerlendirilmesi

EK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29
KB 6 ay	KR	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
12 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	KR	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
18 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	-	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
18-24 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	KR	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
30 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
36 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
42 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
42 - 46 ay	✓	✓	✓	✓	DK	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

24 hasta ve 29 endokron restorasyonun kenar bütünlüğünün 6, 12, 18, 24, 30, 36, 42 ve 42-46. aylardaki marjinal bütünlük değerlerinin CDA kriterlerine göre bulguları; ✓ : başarılı marjin, DK: düzensiz kenar, KR: kırık restorasyon, - değerlendirilemedi FK· Endokron KR· Kenar bütünlüğü

Tablo 4.1.1.2. Yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi

	EK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29
YÖ	6 ay	KY	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	12 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	KY	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	18 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	-	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	18-24 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	KY	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	30 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓													
	36 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓																		
	42 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓																						
	42-46 ay	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓																						

24 hasta ve endokron restorasyonun yüzey özelliklerinin 6,12,18,24,30,36,42 ve 42-46 aylardaki marjinal bütünlük değerlerinin CDA kriterlerine göre bulguları; ✓: başarılı yüzey, KY: kırık yüzey, - değerlendirilemedi, EK: Endokron, YÖ: Yüzey özellikleri

İki hastada restorasyonda kırık gözlemlendi. İlk hastada 46 no'lu dişin restorasyonun tesliminden iki ay sonra restorasyonun distal yüzeyi, dişle birleşim kenarından kırıldı ve hastanın dişinin tekrar endokron restorasyonu ile yenilenmesine karar verildi. Yenilenen restorasyon 3 ay sonra tekrar kırıldı ve hastanın dişi post-kor ve kron restorasyonu ile tedavi edildi.

Restorasyonunda kırık görülen diğer hastada ise 37 no'lu dişin restorasyonunda 12. ayda distal kenarda küçük bir kırık oluştu. Kırık bölge kompozit rezinle tamir edildi. 24. ay kontrolünde hem tamir yapılan kompozit rezinin hem de restorasyonun lingualinden bir parçanın kırıldığı tespit edildi (Şekil 4.1.1.1.). Dişin post-kor kron restorasyonu ile restore edilmesi uygun görüldü.



Şekil 4.1.1.1. 24. ayda distal ve lingual yüzeyden kırılan endokron restorasyonu

İki hastada kenar bütünlüğü DK (düzensiz kenar) olarak değerlendirildi. Diğer restorasyonlarda kenar bütünlüğü başarılıydı. Kırık görülen iki restorasyon yüzey özellikleri olarak da KY (kırık yüzey) olarak değerlendirildi, geriye kalanlar restorasyonların yüzey özellikleri başarılı olarak değerlendirildi.

Çalışmada bir hastada tedaviden 13 ay sonra endokron restorasyonda desimantasyon görüldü. Dişte çürük dokusuna rastlanmadığı için restorasyon tekrar hidroflorik asitle pürüzlendirilip rezin simanla simante edildikten sonra herhangi bir başarısızlık görülmedi.

4.1.2. Biyolojik

Endokron restorasyonu yapılan dişlerde tedaviden önceki (ilk) ve son kontrollerindeki (son) cep derinliği, plak indeksi, kanama indeksi, gingival indeks, dişeti çekilme miktarı, mobilite derecesi ve furka tutulumu verileri istatistiksel olarak değerlendirildi. İstatistiksel testlerin tümünde $p < 0.05$ ise anlamlı kabul edildi Elde edilen verilerin ortalaması, ortanca, standart sapması, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1.2.1.'de gösterildi.

Tablo 4.1.2.1. Genel tanımlayıcı istatistiksel değerler (ortalama, ortanca, standart sapma, minimum ve maksimum değerler)

	N	Ortalama	Ortanca	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
Cep derinliği (ilk)	28	1,8575	1,6700	0,65293	1,00	3,67
Cep derinliği (son)	28	1,6896	1,6700	0,52729	1,00	2,84
Plak indeksi (ilk)	28	0,6371	0,5000	0,59981	0,00	2,00
Plak indeksi (son)	28	0,5714	0,5000	0,48523	0,00	1,75
Gingival indeksi (ilk)	28	0,3393	0,2500	0,35495	0,00	1,00
Gingival indeks (son)	28	0,1875	0,1250	0,27743	0,00	1,25
Dişeti çekilmesi (ilk)	28	0,1404	0,0000	0,26523	0,00	1,17
Dişeti çekilmesi (son)	28	0,0961	0,0000	0,15120	0,00	0,50

Tedaviden önceki ve son kontroldeki cep derinliği, plak indeksi, dişeti çekilmesi değer ortalamaları arasında istatistiksel farklılık bulunmamaktadır (p değerleri sırası ile 0.208, 0.351, 0.438)

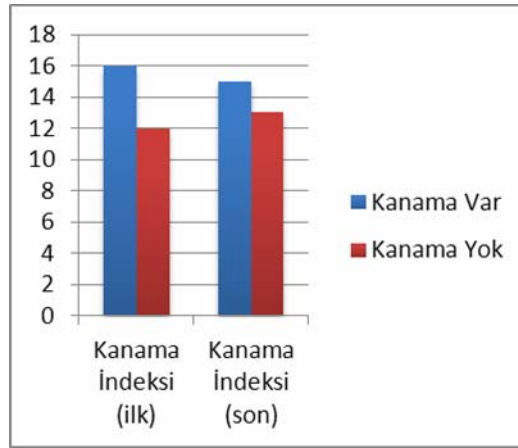
Tedaviden önceki ve sonraki gingival indeks ortalaması açısından istatistiksel farklılık bulunmuştur ($p=0.019$). Tedaviden sonra anlamlı olarak gingival indeks düşmüştür.

Tedaviden önceki ve son kontroldeki Kanama indeksine ilişkin çapraz tablo Tablo 4.1.2.2'de gösterilmektedir. Buna göre tedaviden önceki ve son kontroldeki kanama indeksi açısından istatistiksel farklılık bulunmamaktadır.

Tablo 4.1.2.2. Kanama indeksi çapraz tablosu

		KANAMA İNDEKSİ SON		TOPLAM
		KANAMA YOK	KANAMA VAR	
KANAMA İNDEKSİ İLK	KANAMA YOK	9	3	12
	KANAMA VAR	4	12	16
TOPLAM		13	15	28

Tedaviden önceki ve son kontroldeki kanama indeksi verileri şekil 4.1.2.1’de gösterildi.

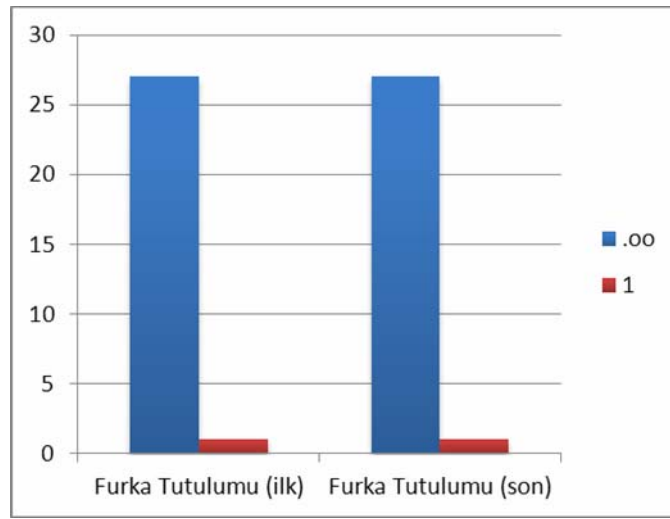
**Şekil 4.1.2.1.** Kanama İndeksi- Restorasyon Sayısı Grafiği

Tedaviden önceki ve son kontroldeki furka tutulumuna ilişkin çapraz tablo Tablo 4.1.2.3’te gösterilmektedir. Buna göre tedaviden önceki ve sonraki furka tutulumu açısından istatistiksel farklılık bulunmadı.

Tablo 4.1.2.3. Furka tutulumu çapraz tablosu

		FURKA TUTULUMU (SON)		TOPLAM
		0,00	1,00	
FURKA TUTULUMU (İLK)	0,00	27	0	27
	1,00	0	1	1
TOPLAM		27	1	28

Furka Tutulumu–Restorasyon Sayısı Grafiği Şekil 4.1.2.2 ‘de gösterildi.



Şekil 4.1.2.2. Furka Tutulumu –Restorasyon Sayısı Grafiği

4.1.3. Radyolojik

Radyografik olarak restorasyonun mezial ve distal kenar uyumu ve çürük olup olmadığı değerlendirildi. Sonuç olarak tüm endokron restorasyonların kenar uyumu iyiydi. Hiç bir dişte çürüğe rastlanmadı (Şekil 4.1.3.1.).



Şekil 4.1.3.1. 36 no' lu dişe ait endokron restorasyonunun sırasıyla 6. ,18. ve 42. aylardaki radyografik görüntüsü

4.1.4. Hasta Memnuniyeti

VAS sonuçlarına göre hastalar restorasyonun estetiğine ve fonksiyonuna 10 üzerinden yaptıkları skorlamada estetiğe ortalama 8.8, fonksiyona ortalama 9.3 puan değer vermişlerdir.

4.2. Klinik Öncesi Çalışma

Çalışmamızda dört farklı kavite dizaynı iki farklı yükleme koşulunda dentinde ve restorasyonda oluşan stres değerleri rakamsal ve dağılımsal olarak incelendi.

4.2.1. Stres Değerleri

4.2.1.1 Dişteki

Dentinde oluşan en yüksek gerilme ve sıkışma kuvvetleri Tablo 4.2.1.1.1’de gösterildi.

Tablo 4.2.1.1.1. Dentinde oluşan en yüksek sıkışma ve gerilme kuvveti (Pmax ve Pmin) değerleri (MPa)

	Sıkışma kuvveti		Gerilme kuvveti	
	dikey	oblik	dikey	oblik
Model 1	29.47	90.5	7	85
Model 2	32.35	56.67	8.76	63.75
Model 3	25	85	9.34	85
Model 4	27.92	89.85	9.54	85

Dikey yüklemede en yüksek sıkışma kuvveti Model 2’de, en yüksek gerilme kuvveti Model 4’te görülmüştür. Oblik yüklemede en yüksek sıkışma kuvveti Model 1’de, en yüksek gerilme kuvveti model 1,3,4’ te eşit olarak görüldü.

Dikey yüklemede en yüksek sıkışma kuvveti Model 1, 2, 3, 4’te proksimal basamağın dış sınırında bukkal kasma yakın bölgededir, en yüksek gerilme kuvveti ise model 1, 2, 3, 4’te furka bölgesindedir.

Oblik yüklemede en yüksek sıkışma kuvveti Model 1, 2, 3, 4’te tek kökün lingualinde servikal üçlü hizasındadır, en yüksek gerilme kuvveti ise model 1,3, 4’te kökün bukkalinde servikal üçlü hizasında, model 2’de ise kök gövdesindedir.

4.2.1.2 Restorasyondaki

Restorasyonda oluşan en yüksek Von Mises değerleri Tablo 4.2.1.2.1.’de gösterildi.

Tablo 4.2.1.2.1. Restorasyonda oluşan stres değerleri (Von Mises, MPa)

	Dikey	Oblik
Model 1	45.83	75
Model 2	50.42	50
Model 3	45.83	62.50
Model 4	45.83	56.25

Restorasyonda en yüksek Von Mises değerleri dikey yüklemde Model 2’de, oblik yüklemde Model 1’de görüldü.

Dikey yüklemde restorasyonda oluşan en yüksek Von Mises değerleri Model 1 ve 2’de restorasyonla dişin bukkal duvarının lingual yüzeyinin temas ettiği yerde okluzale yakın bölgededir, Model 3 ve 4’te okluzalde santral fossaya yakın bölgededir.

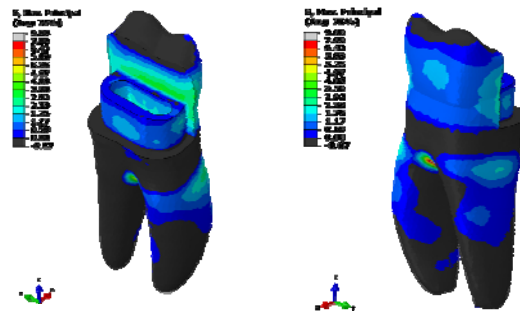
Oblik yüklemde restorasyonda oluşan en yüksek Von Mises değerleri Model 1’de okluzalde restorasyonla dişin temas ettiği yüzeyde, Model 2’de restorasyonla dişin temas ettiği basamağın köşesinde, Model 3’te restorasyonun pulpa odasına yerleşen kısmında lingual tarafta, Model 4’te kavite tabanına temas eden bukkal yüzeydedir.

4.2.2. Stres dağılımları

4.2.2.1. Dişteki

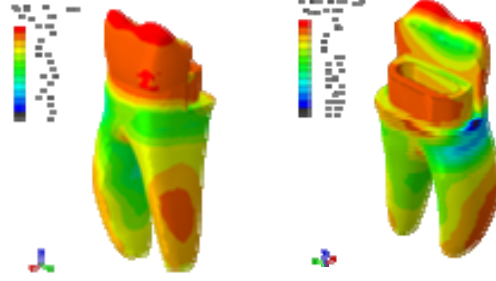
4.2.2.1.1 Model 1 İçin Dikey Yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.1.1.’de görülmektedir.



Şekil 4.2.2.1.1.1. P max stres dağılımı ; bukkalden görünüm (sol), lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.1.2’de görülmektedir.

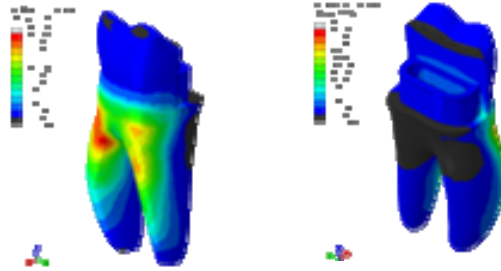


Şekil 4.2.2.1.1.2. P min stres dağılımı ; bukkalden görünüm (sol),
lingualden görünüm (sağ)

Model 1 için dikey yüklemeye en fazla gerilme kuvveti furka bölgesinde lokalizedir, en fazla sıkışma kuvveti proksimal basamakta lokalizedir.

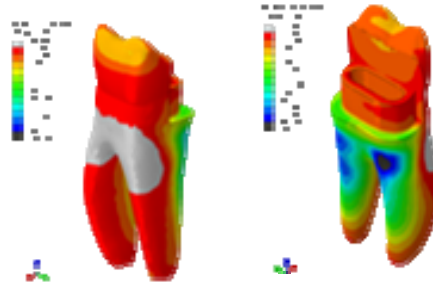
4.2.2.1.2. Model 1 İçin Oblik Yükleme

P max stres dağılımı, Şekil 4.2.2.1.2.1’de görülmektedir.



Şekil 4.2.2.1.2.1. P max stres dağılımı; bukkalden görünüm (sol),
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, Şekil 4.2.2.1.2.2’de görülmektedir.

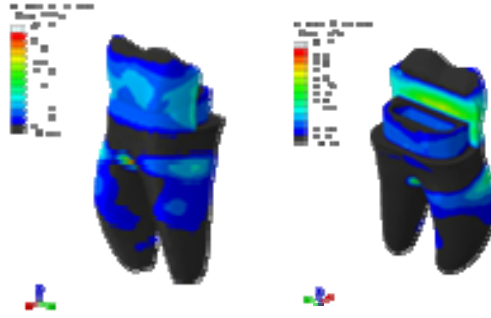


Şekil 4.2.2.1.2.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 1 için oblik yüklemde en fazla gerilme kuvveti köklerin bukkal yüzünde servikal üçlü hizasında yaygındır ve etrafa doğru azalarak dağılmaktayken en fazla sıkışma kuvveti köklerin lingual yüzünde servikal ve orta üçlü hizasında etrafa doğru yayılarak azalmaktadır.

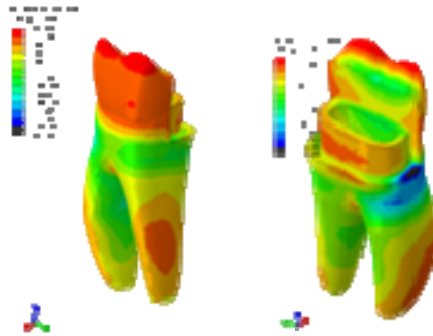
4.2.2.1.3 Model 2 için dikey yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.3.1’de görülmektedir.



Şekil 4.2.2.1.3.1. P max stres dağılımı; bukkalden görünüm (sol), lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.3.2’de görülmektedir.

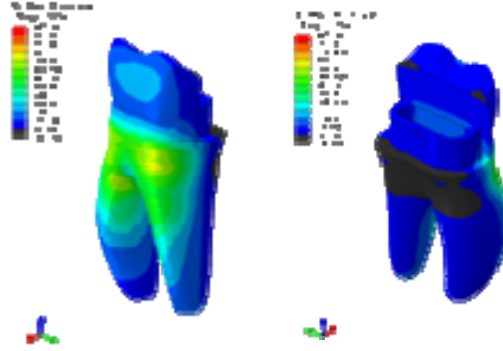


Şekil 4.2.2.1.3.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol) lingualden görünüm (sağ)

Model 2 için dikey yüklemde en fazla gerilme kuvveti furka bölgesinde lokalizedir en fazla sıkışma kuvveti ise proksimal basamakta lokalizedir.

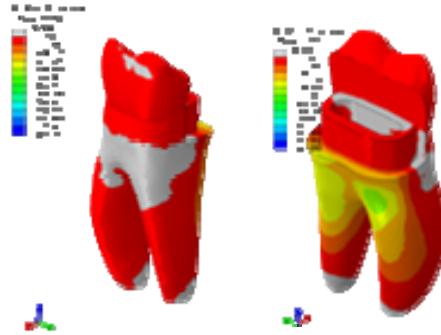
4.2.2.1.4. Model 2 için oblik yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.4.1’de görülmektedir.



Şekil 4.2.2.1.4.1. P max stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.4.2’de görülmektedir.

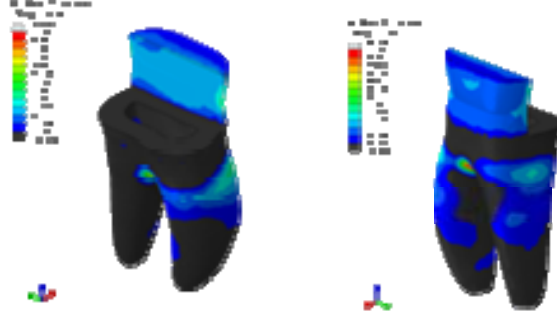


Şekil 4.2.2.1.4.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 2 için oblik yüklemedeki en fazla gerilim kuvveti bukkal köklerin gövdesinde bulunmuştur ve azalarak kökün servikal ve orta üçlüsüne doğru yayılmaktayken en fazla sıkışma kuvveti tek kökün lingulinde servikal üçlü hizasında bulunmuştur ve etrafa doğru azalarak dağılmaktadır.

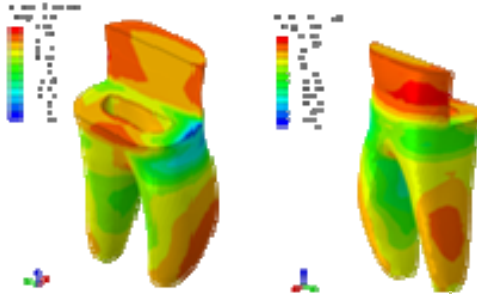
4.2.2.1.5 Model 3 İçin Dikey Yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.5.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2.2.1.5.1. P max stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.5.2’de gösterilmektedir.

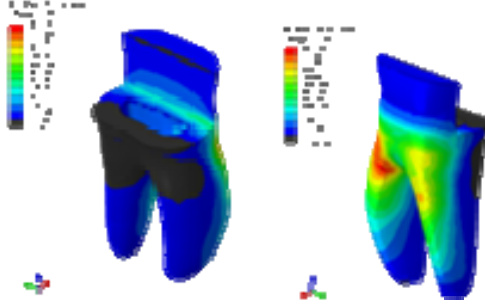


Şekil 4.2.2.1.5.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 3 için dikey yüklemedeki en fazla gerilim kuvveti furka bölgesinde lokalizeyken en fazla sıkışma kuvveti basamağın köşesinde lokalizedir.

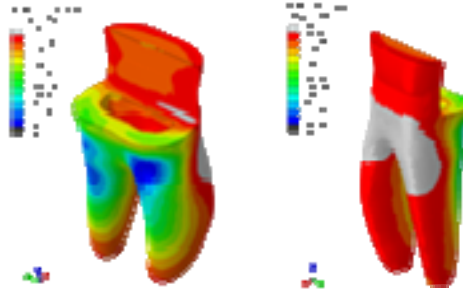
4.2.2.1.6 Model 3 İçin Oblik Yikleme

P max stres dağılımı, Şekil 4.2.2.1.6.2'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2.2.1.6.1. P max stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, Şekil 4.2.2.1.6.2.'de gösterilmektedir.

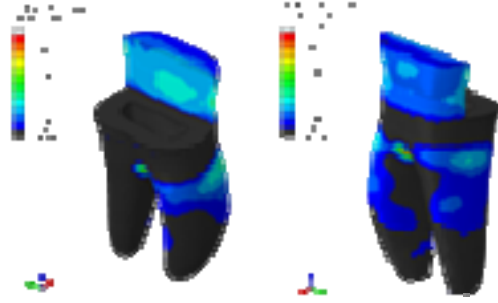


Şekil 4.2.2.1.6.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 3 için oblik yüklemede en fazla gerilim kuvveti kökün bukkal yüzeyinde servikal l hizasında yaygındır ve azalarak etrafa doğru dağılmaktayken en fazla sıkışma kuvveti kklerin lingual yüzeyinde servikal l hizasında yaygındır ve azalarak etrafa doğru dağılmaktadır.

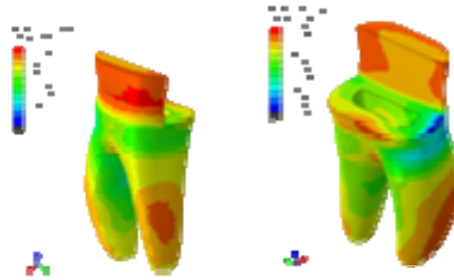
4.2.2.1.7 Model 4 İçin Dikey Yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.7.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2.2.1.7.1. P max stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.7.2’de gösterilmektedir.



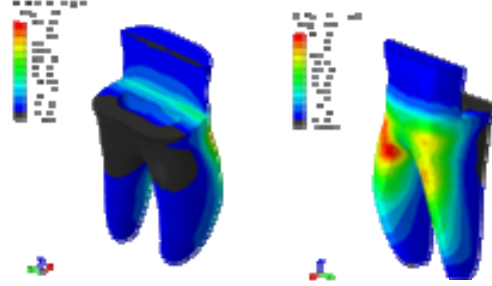
Şekil 4.2.2.1.7.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 4 için dikey yüklemdeki en fazla gerilim kuvveti furka bölgesinde lokalizedir. En fazla sıkışma kuvveti ise basamağın köşesinden lokalizedir.

Tüm modeller dikey yüklemde benzer stres dağılımları göstermişlerdir.

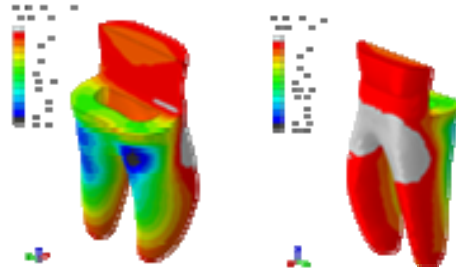
4.2.2.1.8 Model 4 için oblik yükleme

P max stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.8.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2.2.1.8.1. P max stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

P min stres dağılımı, şekil 4.2.2.1.8.2’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2.2.1.8.2. P min stres dağılımı bukkalden görünüm (sol)
lingualden görünüm (sağ)

Model 4 için oblik yüklemedeki en fazla gerilim kuvveti kökün bukkal yüzeyinde servikal üçlü hizasında yaygındır ve azalarak etrafa doğru dağılmaktadır. En fazla sıkışma kuvveti ise basamağın köşesinde lokalizedir.

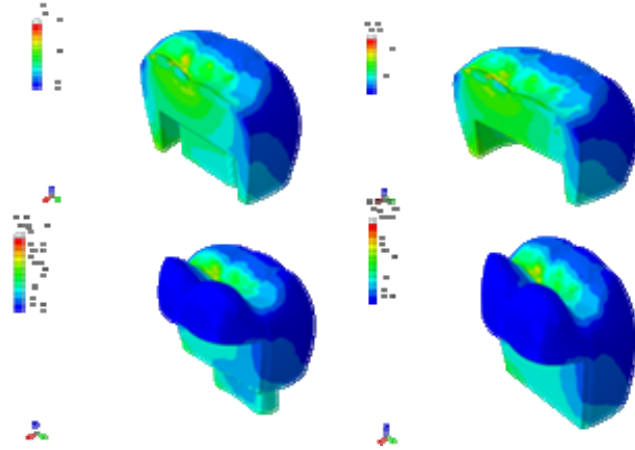
Model 1, 3 ve 4 oblik yüklemede benzer gerilme stres dağılımları göstermiştir.

Tüm modeller oblik yüklemede benzer sıkışma stres dağılımları göstermiştir.

4.2.2.2 Restorasyondaki

4.2.2.2.1 Dikey Yükleme

Restorasyonlardaki dikey yüklemdeki Von Mises stres dağılımları, şekil 4.2.2.2.1.1’de görülmektedir.



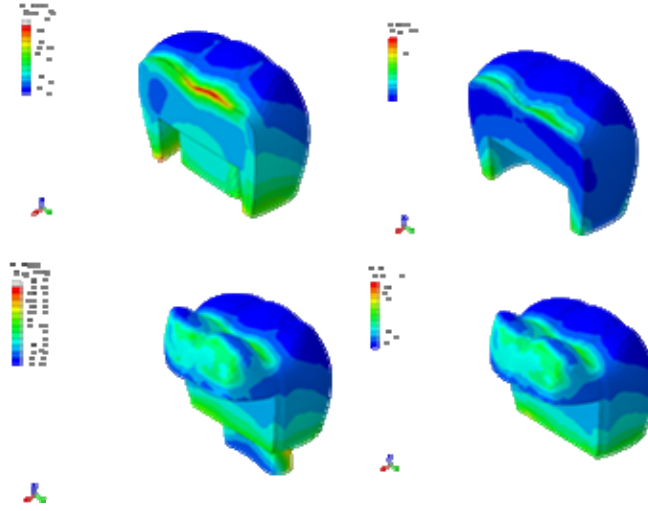
Şekil 4.2.2.2.1.1. Restorasyonlardaki dikey yüklemdeki Von Mises stres dağılımları; model 1 (sol üst), model 2 (sağ üst), model 3 (sol alt), model 4 (sağ alt)

Model 1 için dikey yüklemde restorasyondaki Von Mises stres dağılımı restorasyonla dişin bukkal duvarının temas ettiği yerde okluzale yakın yerde lokalizeyken, Model 2’de okluzalde restorasyonla dişin bukkal duvarının temas ettiği yerde okluzale yakın yerde lokalizedir. Model 3’te okluzalde santral fossa yakınında lokalizedir. Model 4’te ise okluzalde santral fossaya yakın yerde lokalizedir.

Dikey yüklemde Model 1’deki restorasyon Model 2’deki ile, Model 3’teki restorasyon Model 4’teki ile benzer stres dağılımları göstermiştir.

4.2.2.2.2 Oblik Yükleme

Restorasyonlardaki oblik yüklemdeki Von Mises stres dağılımları, şekil 4.2.2.2.1.2'de görülmektedir.



Şekil 4.2.2.2.1. Restorasyonlardaki oblik yüklemdeki Von Mises stres dağılımları; Model 1 (sol üst), Model 2 (sağ üst), Model 3 (sol alt), Model 4 (sağ alt)

Model 1 için oblik yüklemde restorasyonda oluşan Von Mises stres dağılımı okluzalde restorasyonla dişin temas ettiği yüzeyde yaygınken, Model 2'de restorasyonla dişin temas ettiği basamağın köşesinde lokalizedir. Model 3'te pulpa odasına yerleşen kısımda lingual tarafta lokalize iken, Model 4'te kavite tabanına temas eden bukkal yüzeyde lokalizedir.

Tüm modellerde oblik yüklemde restorasyonlarda oluşan Von Mises stres dağılımları farklıdır.

5. TARTIŞMA

İki restorasyonda kırık, bir restorasyonda desimantasyon gözlenmiştir. Restorasyonunda kırık görülen hastalardan biri 48 yaşında bayan hastadır. Dolgusunun sıklıkla kırılması şikayetiyle kliniğimize başvuran hastanın dişlerinde belirgin aşınma fasetleri vardı. Hastaya parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu için restorasyon bittikten sonra MR (myorelaksan) splint hazırlanmıştır fakat hastanın restorasyonu hem ikinci ayda hem de yenilendikten üç ay sonra kırılmıştır. Restorasyonunda kırık görülen diğer hasta ise 24 yaşında erkek hastadır. Restorasyon uygulandıktan sonra 12. ayda restorasyonun distali kırılmıştır, kırık alan küçük olduğu için kompozit rezinle tamir edilmiştir. 24. ay kontrolünde hem tamir yapılan kompozit rezinin hem de restorasyonun lingualinin kırıldığı gözlenmiştir. Yapılan klinik muayene sonucunda ve hastadan alınan anamnez doğrultusunda hastanın stresli bir dönem geçirdiği ve parafonksiyonel aktivitesinin arttığı gözlenmiştir ve dişin post-kor ve kron restorasyonu ile tedavi edilmesine karar verilmiştir.

Kırıkların nedeni parafonksiyonel aktivite nedeniyle restorasyonlara gelen fazla kuvvetler olabilir. Diş sıkma, gıcırdatma, bazı alışkanlıklar (ağız dokularının ısırılması, kalem ısırma, parmak emme), normal dışı duruş bozuklukları parafonksiyonel aktivite olarak tanımlanır (193). Dişlerin fonksiyonel olmayan şekilde sıkılması ve gıcırdatılması olarak tanımlanabilen brüksizm yaygın bir parafonksiyonel alışkanlıktır (194) ve stresle bağlantılı olduğu düşünülmektedir. Bruksizm nedeniyle oluşan aşırı kuvvetler dişlerde aşınma, kırık, mobilite, periodontal destek kaybı, çiğneme kasları ve temporomandibular bölgede ağrı gibi semptomlara neden olabilir (195). Braun ve diğ. (196)'nin 142 bireyde maksimum ısırma kuvveti ölçümü yaptığı çalışmada bu değer 738 ± 209 N olarak ölçülmüştür. Van Eijden (197)'in 7 birey üzerinde yaptığı maksimum ısırma kuvveti çalışmasında bu değer kanin bölgesinde 469 ± 85 N, 2.premolar bölgesinde 563 ± 99 N ve 2. molar bölgesinde 738 ± 138 N olarak belirtilmiştir. Parafonksiyonel aktivite sırasında dişlere gelen kuvvetin miktarı ve süresi artar ayrıca oblik kuvvetler yoğunluk kazanır. Bunun yanısıra kanal tedavili dişlerin duyuşal geribildirim

mekanizmasının kaybolması da dişleri gelen kuvvetlere karşı savunmasız bırakır(31,32)

İki hastada kenar bütünlüğü DK (düzensiz kenar)olarak değerlendirildi. Simantasyon işleminin ardından yapılan uyumlama ve polisaj işlemleri sırasında restorasyonla dişin birleşim kenarında pürüzlü alanlar oluşturulmuş olabilir

Yapılan periodontal değerlendirme sonucunda restorasyon yapılmadan önceki değerleri son kontrollerdeki değerlerle gingival indeks dışında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Gingival indeks son kontrollerde anlamlı derecede daha düşük değerler göstermiştir. Bunun nedeni hastalara 6 aylık kontrollerde ağız hijyeni motivasyonu yapılması olabilir. Ayrıca çoğu hasta kanal tedavisinden sonra bir süre geçici dolguyla beklediği için başlangıç dişeti sağlığı bu olumsuz etkenden etkilenmiş olabilir. Yapılan istatistiksel sonuçlara göre restorasyonun periodontal açıdan zararlı olmadığı, biyolojik olarak uyumlu olduğu sonucuna varılabilir.

Yapılan radyografik değerlendirmeye göre hiçbir dişte çürüğe rastlanmamıştır. Bu durum restorasyonun kenar uyumunun çoğunlukla başarılı olması ve hastaların ağız hijyenlerinin iyi olmasından kaynaklanmış olabilir.

Vizüel analog skala yöntemiyle yapılan estetik ve fonksiyon değerlendirmesinde hastalar estetiğe 8.8, fonksiyona 9.3 değer vermişlerdir. Estetiğe daha düşük değer verilmesinin nedeni tek renk bloklar kullanılması olabilir. Bu bloklarda minenin translüsent görüntüsü oluşturulamamaktadır. Polikromatik (çok renkli)bloklar kullanılması estetiği arttırabilir. Çalışmamızda sadece molar dişlere ait endokron restorasyonlar çalışmaya dahil edilmiştir. Bunun nedeni literatürde premolar dişlerde endokron restorasyonların molar dişlere göre başarısız bulunmasıdır. Bu durumun premolar dişlerin kron boyunun uzun olması ve adezyon yüzeyinin az olması nedeniyle olabileceği belirtilmiştir(198).

Çalışmamızda kron kısmı tamamen harabiyete uğramış adeziv olarak restore edilemeyeceği düşünülen dişlere endokron restorasyonlar uygulanmamıştır ve en az bir kaspı sağlam olan dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Böylece adezyon yüzeyinin

ve retansiyonun artırılması amaçlanmıştır. Adeziv restorasyonlarda sağlanan mikroretansiyona ek olarak endokron restorasyonlarda pulpa odasından makroretansiyon sağlanması kanal tedavili dişlerde madde kaybı fazla olmasına rağmen gerekli retansiyonun sağlanması açısından cesaret vericidir.

Ağız hijyeni iyi olmayan ve periodontal hastalığı olan hastalar, 1. dereceden fazla mobilitesi olan dişler prognozu olumsuz yönde etkileyeceği düşünülerek çalışmaya dahil edilmediler.

Diğer in-vivo ve in-vitro çalışmalardan (102,180,198) farklı olarak bu çalışmada endokron preparasyonunda kanal ağızları ve kavite tabanını 1 mm kompozit rezinle kapatılmıştır. Böylece klinik aşamalar arasında koronal mikrosızıntıların önlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda restoratif materyal olarak felspatik seramik bloklar (Cerec blocks, Sirona Dental Systems GmbH) kullanılmıştır. Kimyasal içeriği ağırlık olarak %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, % 0,3- 0,6 CaO ve % 0,0- 0,1 oranında TiO₂ içerir. Kompresif kuvvetlere dirençlidir fakat çekme dayanıklılıkları azdır. Bu nedenle kullanım alanları inley, onley, veneer, endokronlar ve anterior tek kronlarla sınırlıdır. Eğilme dayanıklılığı (flexural strength)113 ±10 MPa'dır.

Tinschert ve diğ.(199) yaptıkları in-vitro çalışmada dental materyallere dört nokta bükülme dayanıklılığı (bend test) testi uygulamışlardır. Ortalama değerler ve standart sapmaları Cerec Mark II için 86.3±4.3, Dicor için 70.3±12.2, In-Ceram Alumina için 429.3±87.2, IPS Empress için 83.9±11.3, Vitadur Alpha Dentin için 60.7± 6.8; Vita VMK 68 için 82.7±10 ve Zirconia-TZPi için 913.0±50.2 MPa bulunmuştur. Feldspatik seramiğin kırılma dayanıklılığı güçlendirilmiş seramiklerle kıyaslandığında daha az olduğu için çalışmamızdaki sonuçlarla birlikte düşünüldüğünde parafonksiyonel aktivite varlığında endokron restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının daha az olduğu görülmüştür.

Mörmann ve diğ. (200) yaptıkları in-vitro çalışmaya göre 5.5 mm kalınlığındaki endokronların kırılma dayanıklılıkları, 1.5 mm okluzal kalınlığa sahip geleneksel seramik kronlardan 3 kat daha fazladır. Broderson(201)'un yaptığı in-vitro çalışmaya göre standart kalınlığın 2 katı okluzal kalınlıkta olan kronlar

kırılmalara dört kat daha dayanıklıdır(201).

Çalışmamızla benzer olarak Bernhart ve diğ.(202)20 endokron restorasyonun ortalama iki yıllık takibinde iki restorasyonda 12. ve 18. aylarda kırık görüldüğünü belirtmiştir ve restorasyonun survival oranı %90 olarak bildirilmiştir. Bindl ve Mörmann(180)'ın yaptığı ortalama iki yıllık prospektif çalışmada 19 endokrondan biri çürük nedeniyle başarısız olmuştur. Bunun nedenin preparasyon aşamasında çürüğün yeterince temizlenememesi olabileceği belirtilmiştir. Restorasyonun survival oranı %95 olarak bildirilmiştir. Otto (184) 'nun yaptığı 1 yıllık prospektif çalışmada 20 hastadan onuna endokron preparasyonu, onuna 'reduced' preparasyon yapılarak feldspatik restorasyonlar yapılmıştır. Hiç bir restorasyonda başarısızlık görülmemiştir. Bindl ve diğ. (198)'ın yaptıkları ortalama 55 aylık prospektif çalışmada ise 86 endokrondan (16 premolar, 70 molar) 14'ünde desimantasyon (9 molar, 5 premolar), iki dişte vertikal kök kırığı, iki dişte periodontitis ve bir dişte interradiküler osteitis görülmüştür. Endokronların survival oranı molar dişlerde % 87.1, premolar dişlerde % 68.8 olarak belirtilmiştir ve premolar dişlerde başarısı yetersiz görülerek premolar dişlerde uygulanmaması tavsiye edilmiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak daha fazla desimantasyon görülmüştür ve restorasyonların diş dokusuna adezyonunda posterior kompozit rezin (Tetric, Ivoclar Vivadent) kullanılmıştır.

Mine/dentin ve rezin siman arasındaki bağlanma seramik restorasyonların başarısında etkilidir (16). Bu bağlanma kuvvetinin derecesi direk olarak rezin simanın yeterli polimerizasyonu ile bağlantılıdır. Polimerizasyon kimyasal ve ışıkla sertleşme reaksiyonuyla başlayan ardışık reaksiyonlardan oluşur (203). Seramik restorasyonlarla kullanılan simanın yetersiz polimerizasyonu ışığın, aktif monomerlere yeterince ulaşmamasından kaynaklanır (204). Simana ulaşan ışığın şiddeti, restorasyonun kalınlığıyla bağlantılıdır. Seramik materyalinin optik translüsensi ve ışığı yayma endeksi gibi karakteristikleri, iletilen ışığın ve simanın polimerizasyon derecesinin miktarını etkileyebilir (205). Soares ve diğ.(206)'nin seramik kalınlıklarının polimerizasyon derecesiyle bağlantısını inceledikleri in-vitro

çalışmaya göre 4mm kalınlıkta feldspatik seramiklerde rezin simanın polimerizasyon derecesi azalmaktadır. Çalışmamızda bir hastada tedaviden 13 ay sonra desimantasyon görülmüştür. Desimantasyonun nedeni dişin kron yüksekliğinin fazla olması, dolayısıyla restorasyonun okluzal kalınlığının fazla olması ve rezin simanın polimerizasyonun yetersiz kalması olabilir. Çalışmamızda dual cure polimerize olan self adeziv (Rely X Unicem Aplicap,3M ESPE) rezin siman kullanılmıştır.

Geleneksel simanlarla kıyaslandığında rezin simanlar daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptir (199). Bu nedenle seramik iyi fiziksel özellikleri olan bir materyal tarafından desteklenerek dentine adeziv olarak bağlanmaktadır. Klinik çalışmalara göre adeziv bağlanan cam seramik restorasyonların geleneksel yöntemle simante edilen restorasyonlara göre başarı oranları daha yüksektir (207,208). Porselenin yüzey alanı genellikle asit uygulaması, kumlama veya elmas frezle pürüzlendirme yöntemleriyle arttırılır. Adeziv rezin bu pörözitelere akar ve kilitleme mekanizmasıyla kuvvetli mikromekanik bağlantı oluşturur (17) Düşük dayanıklılıktaki materyallerin adeziv bağlanmanın güçlendirici etkisi sayesinde uzun dönem klinik performansları artar (209). Çalışmamızda rezin ve seramiğin bağlantısını arttırmak için seramiğe hidroflorik asit ve ardından silan uygulanmıştır.Llobell ve diğ.(210)'in yaptığı in-vitro çalışmaya göre hidroflorik asit, fosforik asitten daha fazla mekanik bağlanma kuvveti oluşturur.

Işıkla sertleşen rezin simanlar ince ve translusent restorasyonların altında kullanılabilir. Fakat 1.5-2 mm'den kalın restorasyonlarda veya ışık geçirgenliğini inhibe edebilecek opasitede restorasyonların altında dual-cure rezin simanların kullanılması tavsiye edilir (211,212). Her iki polimerizasyon tipinde de optimum polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesi önemlidir. Polimerizasyonun yetersiz olduğu durumda, mekanik özellikler, boyutsal stabilitede değişiklikler olur, diş dokusuna bağlanma azalır, mikrosızıntı, renklenme, biyouyumlulukta azalma ve işlem sonrası hassasiyet görülmesine neden olabilir (213). Polimerizasyon, seramiğin kalınlığı, rengi, ışık geçirgenliği, rezin simanın bileşenleri, polimerizasyonun tipi, ışık kaynağının gücü, ışığın uygulama süresi ve mesafesinden etkilenir (212,214).

Bağlantı başarısızlığının bir diğer nedeni de sklerotik dentin tabakası oluşması olabilir. Sklerotik dentin, travma ve sürekli irritasyon nedeniyle dentin tübüllerine mineral kristallerin çökmesidir ve geçirgenliğin azalmasıdır (215). Bu nedenle hibrit tabaka daha incedir (215,216). Sklerotik dentin yüzeyine bağlanma sklerotik olmayan dentine göre daha azdır.

Çalışmamızda 24 hastada 29 endokron restorasyonun ortalama 30 aylık başarıları değerlendirilmiştir. Restorasyon sayısının arttırılarak daha uzun dönem takip çalışmalarıyla desteklenmesi gerekmektedir

Çalışmamızın klinik öncesi kısmında dört farklı kaviteye sahip feldspatik restorasyonlara, dikey ve oblik kuvvetler uygulandığında dişte ve restorasyonda oluşan stresler incelenmiştir. Çalışma modelleri kanal tedavili 1. molar dişlerdeki doku kaybı düşünülerek tasarlanmıştır. Dişte *maksimum ve minimum principle* değerleri, restorasyonda ise *Von Mises* değerleri incelenmiştir. Sonlu elemanlar stress analizi yönteminde sayısal değerler sabit olduğu ve varyansı olmadığı için verilerin değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Normal koşullarda in-vitro çalışmalarda dişte ve restorasyonda oluşan kuvvetler ölçülemeyeceği için çalışmanın bu kısmı 3B SE stres analizi yöntemiyle gerçekleştirilmiştir. İki boyutlu SE stres analiziyle kıyaslandığında, 3B SE stres analizi gerçeğe daha yakındır. Bu nedenle çalışmamızda gerçek anatomik özelliklere uygun olarak modeller üç boyutlu hazırlanmıştır.

SE stres analizi yönteminde gerçeğe yakın bir analiz yapabilmek için modeldeki eleman ve düğüm sayısını fazla tutmak gerekir. Çalışmamızda Model 1 için 247096 eleman ve 44364 düğüm, Model 2 için 239042 eleman ve 43022 düğüm, Model 3 için 229824 eleman ve 41454 düğüm, Model 4 için ise 180475 eleman ve 33145 düğüm kullanılarak yeterli sayıda eleman ve düğüm oluşturulmuştur.

Çalışmada yükleme bukkal kaspın bukkal yüzeyi boyunca oblik ve santral fossadan dik gelecek şekilde hazırlanmıştır. Bu kuvvet doğal çiğneme kuvvetleriyle benzerdir. Yükleme yapılan alanlar okluzyonda diş temaslarının konumu

düşünülerek belirlenmiştir.

Bu çalışmamızla modelleme yaptığımız restorasyonlarda ve dişte oluşan stres değerleri incelenerek klinik ve in-vitro koşullarda yapılan çalışmalara destek olması amaçlanmıştır.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda endokron restorasyonlar diş yapısında kırığa neden olmadı ve molar dişlerde başarılı sonuçlar gösterdi.

2. Parafonksiyonel aktivite varlığında endokron restorasyonlarda başarısızlık görülme olasılığı daha fazladır.

3. Madde kaybı fazla olamayan kanal tedavili molar dişlerde endokron restorasyonlar, post-kor ve kron restorasyonlara göre daha konservatif bir tedavi seçeneğidir.

4. Yapılan sonlu elemanlar stres analizine göre endokron restorasyonlar dişte benzer stres değerleri ve dağılımları göstermiştir.

KAYNAKLAR

1. Baraban DJ. (1967) the restoration of pulpless teeth. *Dent Clin North Am*, 633-653.
2. Carter JM, S.S., Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS. (1983) Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech* 16, 841-848.
3. Sokol DJ. (1984) effective use of current core and post concepts. *j prosthet dent*, 52, 231-234.
4. Milot, P.,Stein, R.S. (1992)Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent*, 68 (3), 428-435.
5. Rosenstiel SR, L.M., Fujimoto J. (1995) Contemporary fixed prosthodontics,ed 2. St Louis:mosby. 238-262.
6. Shillingburg HT, H.S., Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. (1996). Fundamentals of Fixed Prosthodontics,ed 3. Chicago,Quintessence
7. Reeh, E.S., Messer, H.H.,Douglas, W.H. (1989) Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 15 (11), 512-516.
8. Guzy GE, N.J. (1979) In vitro comparision of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*, 42, 39-44.
9. Trope M, M.D., Tronstad L. (1985) Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *endod dent travmatol*, 1, 108-111.
10. Morgano SM. (1996) Restoration of pulpless teeth :application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent*, 75, 375-380.
11. Heydecke G, B.F., Strub JR. (2001) Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems:an in -vitro study. *J Dent*, 29, 427-433.

12. Torbjorner, A., Karlsson, S., Odman, P.A. (1995) Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent*, 73 (5), 439-444.
13. Weine, F.S., Wax, A.H., Wenckus, C.S. (1991) Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod*, 17 (6), 293-297.
14. Cheung, W. (2005) a review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *JADA*, 136, 611-618.
15. Kane JJ, B.J. (1991) Modifications of the resistance form of amalgam coronal-radicular restorations *J Prosthet Dent*, 65, 470-474.
16. Uctasli, S., Hasanreisoglu, U., Wilson, H.J. (1994) The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil*, 21 (5), 565-575.
17. Schwartz RS. , S.J., Robbins JW. , Santos JD. (2001) Fundamentals of Operative Dentistry. *Quintessence Publishing Co, USA*.
18. Kümin P, L.H., Mörmann WH. (1993) Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CIM-Bearbeitung und im Verbund mit Dentin. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 1261-1268.
19. Walsh, L.J. (1997) Serious complications of endodontic infections: some cautionary tales. *Aust Dent J*, 42 (3), 156-159.
20. Figini L, L.G., Gorni F, Gagliani M. (2007) Single versus multiple visits for endodontic treatment of permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev*, 17 (4).
21. Rivera EM, Y.M. (1993) site comparirisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *arch oral biol*, 38, 541-546.
22. Helfer AR, M.S., Schilder H.,. (1972) Determination of moisture content of vital and pulpless teeth. *oral surg oral med oral pathol*, 34, 66-67.
23. Gutmann, J.L. (1992) The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 67 (4), 458-467.

24. Huang, T.J., Schilder, H., Nathanson, D. (1992) Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*, 18 (5), 209-215.
25. Papa J, C.C., Messer HH. (1994) Moisture content of vital vs endodontically treated teeth *Endod dent travmatol*, 10, 91-93.
26. Grigoratos, D., Knowles, J., Ng, Y.L., Gulabivala, K. (2001) Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*, 34 (2), 113-119.
27. Sim, T.P., Knowles, J.C., Ng, Y.L., Shelton, J., Gulabivala, K. (2001) Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J*, 34 (2), 120-132.
28. Sedgley CM, M.H. (1992) Are endodontically treated teeth more brittle. *J Endod*, 18, 332-335.
29. Panitvisai P, M.H. (1995) Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 21, 57-61.
30. Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., Potter, R.H. (1983) Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent*, 8 (1), 6-10.
31. Paphangkorakit J, O.J.A.O.B. (2000) The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. . 45, 1033–1041.
32. Paphangkorakit J, O. (1997) The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. . *Arch Oral Biol*, 42: , 11–17.
33. Singh, S.V., Nikhil, V., Yadav, S. (2011) Effect of cavity varnish and intermediate restorative material on coronal microleakage in endodontically treated tooth. *Indian J Dent Res*, 22 (1), 103-106.
34. Swanson KS, M.S. (1987) An evaluation and coronal microleakage in endodontically treated teeth, part I, Temp Periods. 1987. *J Endodon* 13, 56-59.

35. Madison S, W.L.,. (1998) An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth, Part III, in vitro study. . *J Endodon*, 14, 455.
36. Timpawat S, A.C., Trisurwan W. (2001) Bacterial coronal leakage after obturation with thrice root canal sealers. . *J Endodon* 2001, 27, 36-39.
37. Weine FS.. (1989) endodontic therapy 4th ed. St Louis: CV Mosby.
38. Heling, I., Gorfil, C., Slutzky, H., Kopolovic, K., Zalkind, M.,Slutzky-Goldberg, I. (2002) Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent*, 87 (6), 674-678.
39. Abou-Rass, M. (1992) Post and core restoration of endodontically treated teeth. *Curr Opin Dent*, 2, 99-107.
40. Khera, S.C., Chan, K.C.,Rittman, B.R. (1978) Dentinal crazing and interpin distance. *J Prosthet Dent*, 40 (5), 538-543.
41. Ruemping, D.R., Lund, M.R.,Schnell, R.J. (1979) Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent*, 41 (2), 159-162.
42. Newburg, R.E.,Pameijer, C.H. (1976) Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent*, 36 (6), 636-643.
43. Perez Moll, J.F., Howe, D.F.,Svare, C.W. (1978) Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. *J Prosthet Dent*, 40 (6), 642-644.
44. Kantor, M.E.,Pines, M.S. (1977) A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 38 (4), 405-412.
45. Balkenhol, M., Wostmann, B., Rein, C.,Ferber, P. (2007) Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent*, 35 (1), 50-58.
46. Gomez-Polo, M., Llido, B., Rivero, A., Del Rio, J.,Celemin, A. (2010) A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *J Dent*, 38 (11), 916-920.

47. Morgano, S.M., Milot, P. (1993) Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*, 70 (1), 11-16.
48. Ferrari, M., Vichi, A., Garcia-Godoy, F. (2000) Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 15B-18B.
49. Fox, K., Gutteridge, D.L. (1997) An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J*, 30 (6), 361-368.
50. Naoum, H.J., Chandler, N.P. (2002) Temporization for endodontics. *Int Endod J*, 35 (12), 964-978.
51. Smith, C.T., Schuman, N.J., Wasson, W. (1998) Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int*, 29 (5), 305-312.
52. Mentink, A.G., Creugers, N.H., Meeuwissen, R., Leempoel, P.J., Kayser, A.F. (1993) Clinical performance of different post and core systems--results of a pilot study. *J Oral Rehabil*, 20 (6), 577-584.
53. Bergman, B., Lundquist, P., Sjogren, U., Sundquist, G. (1989) Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent*, 61 (1), 10-15.
54. Hatzikyriakos, A.H., Reisis, G.I., Tsingos, N. (1992) A 3-year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. *J Prosthet Dent*, 67 (4), 454-458.
55. Wegner, P.K., Freitag, S., Kern, M. (2006) Survival rate of endodontically treated teeth with posts after prosthetic restoration. *J Endod*, 32 (10), 928-931.
56. Heydecke, G., Peters, M.C. (2002) The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 380-386.

57. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Sahafi, A. (2005) Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*, 94 (4), 321-329.
58. Isidor F, Brondrum K. (1992) Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 5,257–261.
59. Baraban DJ. (1972) Immediate restoration of pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 28, 207.
60. Christy, J.M., Pipko, D.J. (1967) Fabrication of a dual-post veneer crown. *J Am Dent Assoc*, 75 (6), 1419-1425.
61. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W., Pollack, M.H. (1972) Analysis of stress distribution by endodontic posts. *oral surg oral med oral pathol*, 33 (6), 952-960.
62. Shillingburg, H.T., Jr., Fisher, D.W., Dewhirst, R.B. (1970) Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 24 (4), 401-409.
63. Perel, M.L., Muroff, F.I. (1972) Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent*, 28 (4), 405-411.
64. Abramovitz, L., Lev, R., Fuss, Z., Metzger, Z. (2001) The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod*, 27 (4), 292-295.
65. Mattison, G.D., Delivanis, P.D., Thacker, R.W., Jr., Hassell, K.J. (1984) Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent*, 51 (6), 785-789.
66. A. Peutzfeld, A.S., E. Asmussen. (2008) a survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Invest*, 12, 37-44.
67. Trabert KC, C.A., Abou-Rass M. (1978) Tooth fracture—a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 4,341–345.

68. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 355-363.
69. Colley IT, H.E., Lehman ML (1968) Retention of post crowns. An assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes. *Br Dent J* 124, 63-69.
70. Ross, R.S., Nicholls, J.I., Harrington, G.W. (1991) A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. *J Endod*, 17 (9), 450-456.
71. Eckerbom, M., Magnusson, T., Martinsson, T. (1991) Prevalence of apical periodontitis, crowned teeth and teeth with posts in a Swedish population. *Endod Dent Traumatol*, 7 (5), 214-220.
72. Mannocci, F., Ferrari, M., Watson, T.F. (1999) Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*, 1 (2), 153-158.
73. Stankiewicz, N.R., Wilson, P.R. (2002) The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*, 35 (7), 575-581.
74. Sorensen, J.A., Engelman, M.J. (1990) Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 529-536.
75. Assif, D., Bitenski, A., Pilo, R., Oren, E. . (1993) Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. . *Journal of Prosthetic Dentistry*, 69 (1), 36-40.
76. Isidor, F., Brondum, K., Ravnholt, G. . (1999) The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. . *International Journal of Prosthodontics*, 12 (1), 78-82.
77. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. . (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. . *International Journal of Prosthodontics*, 14 (4), 355-363.

78. Libman, W.J., Nicholls, J.L. . (1995) Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. . *International Journal of Prosthodontics*, 8 (2), 155-161.
79. Gegauff, A.G. (2000) Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent*, 84 (2), 169-179.
80. Jotkowitz, A.,Samet, N. (2010) Rethinking ferrule--a new approach to an old dilemma. *Br Dent J*, 209 (1), 25-33.
81. Juloski, J., Radovic, I., Goracci, C., Vulicevic, Z.R.,Ferrari, M. (2012) Ferrule effect: a literature review. *J Endod*, 38 (1), 11-19.
82. Pereira, J.R., de Ornelas, F., Conti, P.C.,do Valle, A.L. (2006) Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*, 95 (1), 50-54.
83. Cho, H., Michalakis, K.X., Kim, Y.,Hirayama, H. (2009) Impact of interproximal groove placement and remaining coronal tooth structure on the fracture resistance of endodontically treated maxillary anterior teeth. *J Prosthodont*, 18 (1), 43-48.
84. al-Hazaimeh, N.,Gutteridge, D.L. (2001) An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J*, 34 (1), 40-46.
85. Libman, W.J.,Nicholls, J.I. (1995) Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont*, 8 (2), 155-161.
86. Akkayan, B. (2004) An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent*, 92 (2), 155-162.
87. Schmitter, M., Rammelsberg, P., Lenz, J., Scheuber, S., Schweizerhof, K.,Rues, S. (2010) Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomater*, 6 (9), 3747-3754.

88. Mannocci, F., Ferrari, M., Watson, T.F. (2001) Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent*, 85 (3), 284-291.
89. Fissore, B., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A. (1991) Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. *J Prosthet Dent*, 65 (1), 80-85.
90. Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Kaga, M., Oguchi, H. (2003) In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, 24 (21), 3795-3803.
91. Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H., Oguchi, H. (2000) In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J dent res*, 79 (6), 1385-1391.
92. Torbjorner, A., Fransson, B. (2004) Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*, 17 (2), 135-141.
93. de Oliveira, J.A., Pereira, J.R., Lins do Valle, A., Zogheib, L.V. (2008) Fracture resistance of endodontically treated teeth with different heights of crown ferrule restored with prefabricated carbon fiber post and composite resin core by intermittent loading. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106 (5), e52-57.
94. Buonocore, M.G. (1955) A Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34, 849-853.
95. Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P., Marshall, G.W. (2010) A review of adhesion science. *Dent Mater*, 26 (2), e11-16.
96. Dayangaç B. (2000) Kompozit rezin restorasyonlar. 21-39.
97. Yoshida Y, N.K., Fukuda R. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 83, 454 – 458.

98. Van Meerbeek B., J.P., P. Lambrechts, G. Vanherle. (1998) the clinical performance of adhesives. *J. Dent*, 26, 1-20.
99. Eakle, W.S. (1986) fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *journal of dental research*, 65, 149-153.
100. Hansen, E.K. (1988) in vivo cusp fracture of endodontically treated treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dental materials*, 4, 169-173.
101. Douglas, W.H. (1989) Clinical status of dentine bonding agents. *journal of dentistry*, 17, 209-215.
102. Pissis P. (1995) Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodont Aesthet Dent* 7(5), 83-94.
103. Sieber C, T.N., Spinell. (1996) Luminary porcelain; Natural light optics for anterior crowns. *Quintessence Dent Technol*, 19, 43-49.
104. Muyenberj K.. (1994) Dental esthetics-A European perspective *J Esthet Dent*, 6, 274-281.
105. Wirz], C.R. (1982) Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahlaufbauten-eine In-vitro-Studie. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 92, 408-428.
106. Takeda T, I.K., Shimada A, Ohki K. (1996) A study of discoloration of the gingiva by artificial crowns. *Int J Prosthodont* (9), 197-202.
107. Koutayas, S.O., Kern, M. (1999) All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*, 30 (6), 383-392.
108. Malferrari, S., Monaco, C., Scotti, R. (2003) Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 39-44.
109. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Heitmann, T. (1999) Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, 27 (4), 275-278.

110. Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., Mason, P.N. (2000) Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 9B-13B.
111. Vichi, A., Ferrari, M., Davidson, C.L. (2000) Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 412-417.
112. Drummond, J.L., Toepke, T.R., King, T.J. (1999) Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci*, 107 (3), 220-224.
113. Purton, D.G., Payne, J.A. . (1996) Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence International*, 27 (2), 93-97.
114. Mannocci, F., Sherriff, M., Watson, T.F. (2001) Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*, 27 (12), 758-761.
115. Hsu, Y.B., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Libman, W.J. (2002) Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 175-178.
116. Purton, D.G., Payne, J.A. (1996) Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int*, 27 (2), 93-97.
117. Monticelli, F., Grandini, S., Goracci, C., Ferrari, M. (2003) Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont*, 16 (6), 593-596.
118. Creugers, N.H., Mentink, A.G., Fokkinga, W.A., Kreulen, C.M. (2005) 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont*, 18 (1), 34-39.
119. Cormier, C.J., Burns, D.R., Moon, P. (2001) In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*, 10 (1), 26-36.
120. Akkayan, B., Gulmez, T. (2002) Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 431-437.

121. Xible, A.A., de Jesus Tavares, R.R., de Araujo Cdos, R., Conti, P.C., Bonachella, W.C. (2006) Effect of cyclic loading on fracture strength of endodontically treated teeth restored with conventional and esthetic posts. *J Appl Oral Sci*, 14 (4), 297-303.
122. Coelho, C.S., Biffi, J.C., Silva, G.R., Abrahao, A., Campos, R.E., Soares, C.J. (2009) Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J*, 28 (6), 671-678.
123. Eskitascioglu, G., Belli, S., Kalkan, M. (2002) Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*, 28 (9), 629-633.
124. Goracci, C., Ferrari, M. (2011) Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 77-83.
125. Baba, N.Z., Golden, G., Goodacre, C.J. (2009) Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont*, 18 (6), 527-536.
126. Ozkurt, Z., Iseri, U., Kazazoglu, E. (2010) Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J*, 29 (3), 233-245.
127. Schwartz, R.S., Robbins, J.W. (2004) Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, 30 (5), 289-301.
128. Uludamar A, Ö.K. (2011) Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dişhekimliği Dergisi*, 14 (2), 140-153.
129. Kakehashi, Y., Luthy, H., Naef, R., Wohlwend, A., Schärer, P. . (1998) A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. international journal of periodontics and restorative dentistry*, 18 ((6)), 586- 593.

130. Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A., Strub, J.R. (2002) Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 438-445.
131. Dietschi, D., Romelli, M., Goretti, A. (1997) Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont*, 10 (6), 498-507.
132. Galhano, G.A., Melo, R.M., Pavanelli, C.A., Baldissara, P., Scotti, R., Valandro, L.F. ve diğeri. (2008) Adhesive cementation of zirconia posts to root dentin: evaluation of the mechanical cycling effect. *Braz Oral Res*, 22 (3), 264-269.
133. Maccari, P.C., Conceicao, E.N., Nunes, M.F. (2003) Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*, 15 (1), 25-30; discussion 31.
134. Hu, Y.H., Pang, L.C., Hsu, C.C., Lau, Y.H. (2003) Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int*, 34 (5), 349-353.
135. Bindl, A., Mormann, W.H. (2004) Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*, 112 (2), 197-204.
136. Sjogren, G., Lantto, R., Tillberg, A. (1999) Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*, 81 (3), 277-284.
137. Fradeani, M., Redemagni, M. (2002) An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33 (7), 503-510.
138. Segal, B.S. (2001) Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 544-550.
139. McLaren, E.A., White, S.N. (2000) Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 216-222.

140. Odman, P., Andersson, B. (2001) Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 14 (6), 504-509.
141. Pjetursson, B.E., Sailer, I., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 18 Suppl 3, 73-85.
142. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. (2011) From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27 (1), 83-96.
143. Della Bona, A., Kelly, J.R. (2008) The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 139 Suppl, 8S-13S.
144. Probst L. (1996) Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil*, 23, 147-151.
145. Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hillis, S.L. (2000) Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 396-401.
146. Kern, M. (2005) Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 36 (2), 141-147.
147. Olsson, K.G., Furst, B., Andersson, B., Carlsson, G.E. (2003) A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont*, 16 (2), 150-156.
148. Fradeani, M., Aquilano, A., Corrado, M. (2002) Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22 (6), 525-533.
149. Sailer, I., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 18 Suppl 3, 86-96.

150. Molin, M.K., Karlsson, S.L. (2008) Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, 21 (3), 223-227.
151. Werner H. Mörmann, M.B. The Fundamental Inventive Principles of CEREC CAD/CAM. *State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 years of CEREC*, 1-8.
152. Otto T.. (2002) Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 15, 122-128.
153. Nicolas Jedynakiewicz, N.M. (1993) CAD-CAM in Restorative Dentistry: The Cerec Method. 36.
154. Giordano, R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14S-21S.
155. Direct and indirect restorative materials. (2003) *J Am Dent Assoc*, 134 (4), 463-472.
156. Christensen, G.J. (1996) When to use fillers, build-ups or posts and cores. *J Am Dent Assoc*, 127 (9), 1397-1398.
157. Kovarik, R.E., Breeding, L.C., Caughman, W.F. (1992) Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent*, 68 (4), 584-590.
158. Oliva, R.A., Lowe, J.A. (1987) Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials. *J Prosthet Dent*, 57 (5), 554-559.
159. Larson, T.D., Jensen, J.R. (1980) Microleakage of composite resin and amalgam core material under complete cast crowns. *J Prosthet Dent*, 44 (1), 40-44.
160. Braem, M.J., Davidson, C.L., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1994) In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res*, 28 (12), 1397-1402.

161. Braem, M.J., Lambrechts, P., Gladys, S., Vanherle, G. (1995) In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater*, 11 (2), 137-141.
162. Indrani, D.J., Cook, W.D., Televantos, F., Tyas, M.J., Harcourt, J.K. (1995) Fracture toughness of water-aged resin composite restorative materials. *Dent Mater*, 11 (3), 201-207.
163. Kanca, J., 3rd, Sandrik, J. (1998) Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. *Am J Dent*, 11 (4), 154-159.
164. Dionysopoulos, P., Kotsanos, N., Koliniotou-Koubia, E., Tolidis, K. (2003) Inhibition of demineralization in vitro around fluoride releasing materials. *J Oral Rehabil*, 30 (12), 1216-1222.
165. Russell, M.D., Masood, M., Cunningham, L. (1997) The behaviour of post-retained core materials supported by coronal tooth structure in vitro. *Int Endod J*, 30 (6), 408-412.
166. Levartovsky, S., Kuyinu, E., Georgescu, M., Goldstein, G.R. (1994) A comparison of the diametral tensile strength, the flexural strength, and the compressive strength of two new core materials to a silver alloy-reinforced glass-ionomer material. *J Prosthet Dent*, 72 (5), 481-485.
167. Mojon, P., Hawbolt, E.B., MacEntee, M.I., Ma, P.H. (1992) Early bond strength of luting cements to a precious alloy. *J dent res*, 71 (9), 1633-1639.
168. Matsuya, S., Maeda, T., Ohta, M. (1996) IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J dent res*, 75 (12), 1920-1927.
169. Wilson, A.D., Prosser, H.J., Powis, D.M. (1983) Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J dent res*, 62 (5), 590-592.
170. ten Cate, J.M., van Duinen, R.N. (1995) Hypermineralization of dentinal lesions adjacent to glass-ionomer cement restorations. *J dent res*, 74 (6), 1266-1271.

171. Plasmans, P.J., Kreulen, C.M., Creugers, N.H. (2000) A preliminary study on a resin-modified glass-ionomer cement for transitional restorations and subsequent core buildups. *Int J Prosthodont*, 13 (5), 373-377.
172. Bonilla, E.D., Mardirossian, G., Caputo, A.A. (2000) Fracture toughness of various core build-up materials. *J Prosthodont*, 9 (1), 14-18.
173. Galvan, R.I., Robertello, F.J., Lynde, T.A. (2000) In vitro comparison of fluoride release of six direct core materials. *J Prosthet Dent*, 83 (6), 629-633.
174. Torbjorner, A., Karlsson, S., Syverud, M., Hensten-Pettersen, A. (1996) Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci*, 104 (5-6), 605-611.
175. Reeh ES, D.W., Messer HH. (1989) stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. *J dent res*, 68, 1540-1545.
176. Hansen EK, A.E. (1990) In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. *Endod dent travmatol*, 6, 218-225.
177. Hansen EK, A.E., Christiansen NC. (1990) In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod dent travmatol*, 6, 49-55.
178. Can Say E, K.B., Ozel E, Gokce K, Soyman M, Bayirli G. (2006) Clinical evaluation of posterior composite restorations in endodontically treated teeth. *J Contemp Dent Pract*, 7 (2), 17-25.
179. Vale W. A. (1956) Cavity preparation. *Ir Dent Rev*, 2, 33.
180. Andreas Bindl, W.H.M. (1999) Clinical Evaluation of Adhesively Placed Cerec Endo-Crown after 2 Years-Preliminary Results. *J Adhes Dent*, 1, 255-265.
181. Valentina V, A.T., Dejan L, Vojkan L. (2008) Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endocrowns-case report. *Serbian Dental Journal*, 54-64.
182. Pissis, P. (1995) Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 7 (5), 83-94.

183. Otto T.. (2004) Computer-aided direct all-ceramic crowns:Preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *international journal of periodontics and restorative dentistry*, 24 (5), 446-455.
184. Otto, T. (2004) Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (5), 446-455.
185. Dietschi D, D.O., Krejci I, Sadan A. (2008) Biomechanical considerations for the restoration of endodontical- ly treated teeth: A systematic review of the litera- ture, Part II. . *Quintessence Int*, 39, 117–129.
186. Biacchi, G.R.,Basting, R.T. (2012) Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*, 37 (2), 130-136.
187. Sackett DL, R.W., Gray JA, Haynes RB, Richardson WS. . (1996) Evidence based medicine: What it is and what it isn't. *BMJ* 312, 71–72.
188. Quality Evaluation for Dental Care. Guidelines for the Assessment of Clinical Quality and Professional Performance. Los Angeles: California Dental Association. (1977).
189. Ainamo, J.,Bay, I. (1975) Problems and proposals for recording gingivitis and plaque. *Int Dent J*, 25 (4), 229-235.
190. Loe, H.,Silness, J. (1963) Periodontal Disease in Pregnancy. I. Prevalence and Severity. *Acta Odontol Scand*, 21, 533-551.
191. Loe, H. (1967) The Gingival Index, the Plaque Index and the Retention Index Systems. *J Periodontol*, 38 (6), Suppl:610-616.
192. Zarone, F., Sorrentino, R., Apicella, D., Valentino, B., Ferrari, M., Aversa, R. ve diğ erleri. (2006) Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*, 22 (11), 1035-1044.

193. Okeson JP. (1998) *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. Mosby-Year Book, Inc. Fourth Edition, St.Louis. Missouri, 149-179.
194. Bader, G.,Lavigne, G. (2000) Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. REVIEW ARTICLE. *Sleep Med Rev*, 4 (1), 27-43.
195. Pavone, B.W. (1985) Bruxism and its effect on the natural teeth. *J Prosthet Dent*, 53 (5), 692-696.
196. Braun S., B.H.P., Hnat W.P., Freudenthaler J.W., Marcotte M.R., Jonson B.E. (1995) A study of bite force, part1: relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodontists*, 65 (5), 367-372.
197. van Eijden, T.M. (1991) Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *arch oral biol*, 36 (7), 535-539.
198. Bindl A, R.B., Mormann WH. . (2005) Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *. Int J Prosthodont*, 18, 219–224.
199. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R.,Anusavice, K.J. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28 (7), 529-535.
200. mörmann WH, B.A., Lüthy H, Rathke A. (1998) Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. 11, 1-7.
201. Broderson, S.P. (1994) Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int*, 25 (8), 535-539.
202. Bernhart, J., Brauning, A., Altenburger, M.J.,Wrbas, K.T. (2010) Cerec3D endocrowns--two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *Int J Comput Dent*, 13 (2), 141-154.
203. el-Mowafy, O.M., Rubo, M.H.,el-Badrawy, W.A. (1999) Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*, 24 (1), 38-44.

204. Nathanson, D. (1987) Etched porcelain restorations for improved esthetics, Part II. *Onlays Compedium of Continuing Education*, 8 (2), 105-110.
205. Rasetto, F.H., Driscoll, C.F., von Fraunhofer, J.A. (2001) Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont*, 10 (3), 133-139.
206. Soares, C.J., da Silva, N.R., Fonseca, R.B. (2006) Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*, 31 (3), 384-389.
207. Junge, T., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Libman, W.J. (1998) Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont*, 11 (6), 558-564.
208. Rosenstiel, S.F., Gupta, P.K., Van der Sluys, R.A., Zimmerman, M.H. (1993) Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. *Dent Mater*, 9 (4), 274-279.
209. Hammerle C. , S.I., Thoma A. , Halg G., Suter A. , Ramel C. (2008) bonding of dental ceramics. 94-111.
210. Llobell, A., Nicholls, J.I., Kois, J.C., Daly, C.H. (1992) Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont*, 5 (3), 205-213.
211. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J. (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80 (3), 280-301.
212. Tanoue, N., Koishi, Y., Atsuta, M., Matsumura, H. (2003) Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil*, 30 (10), 1015-1021.
213. Hosoya, Y. (1999) Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dent Mater*, 15 (4), 268-274.
214. Blackman, R., Barghi, N., Duke, E. (1990) Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*, 63 (3), 295-300.

215. Prati, C., Chersoni, S., Mongiorgi, R., Montanari, G., Pashley, D.H. (1999) Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent*, 24 (2), 66-72.
216. Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1994) Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent*, 22 (3), 141-146.