

T.C
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI RESTORATİF MATERYALLER İLE ÜRETİLMİŞ
ENDOKRONLARIN MARJİNAL UYUMUNUN VE KIRILMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Gaye SAĞLAM

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Seda CENGİZ
Prof. Dr. Özgül KARACAER

ZONGULDAK

2017

T.C
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI RESTORATİF MATERYALLER İLE ÜRETİLMİŞ
ENDOKRONLARIN MARJİNAL UYUMUNUN VE KIRILMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Gaye SAĞLAM

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Seda CENGİZ
Prof. Dr. Özgül KARACAER

ZONGULDAK

2017

KABUL ve ONAY:

'FARKLI RESTORATİF MATERYALLER İLE ÜRETİLMİŞ ENDOKRONLARIN MARJİNAL UYUMUNUN VE KIRILMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ' başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

02.11.2017

Başkan: Prof. Dr. Özgül KARACAER

Üye: Doç. Dr. Seda CENGİZ

Üye: Yrd. Doç. Dr. Neslin VELİOĞLU

Üye: Doç. Dr. Onur ŞAHİN

Üye: Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL

Üye: Doç. Dr. H. Emir YÜZBAŞIOĞLU

ONAY:

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

TARİH: 02.11.2017

Prof. Dr. V. Haktan ÖZACMAK
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim boyunca bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana destek olan doktora ilk danışmanım Prof. Dr. M. Selçuk ORUÇ'a, doktora eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında bana rehberlik eden, her türlü desteğini, bilgi ve tecrübesini benden esirgemeyen doktora danışman hocam Doç. Dr. Seda CENGİZ'e, tez çalışmalarımın yürütülmesi ve doktora eğitimim sırasında yol göstericiliği ve değerli fikirleri ile her zaman yanımda olduğunu hissettiren doktora ikinci danışman hocam Prof. Dr. Özgül KARACAER'e, doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleriyle bana destek olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve manevi destekleri için sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma, bu çalışmaya maddi destek veren Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne, çalışmamın istatistiksel değerlendirmelerinde büyük emeği olan Yrd. Doç. Dr. Füzünan KÖKTÜRK'e, laboratuvar çalışmalarım sırasında yardımları için Uzm. Koray ALPER'e, Mustafa YEŞİL'e, eğitim hayatım boyunca bana her zaman güvenen değerli aileme, her anımda yanımda olan, en büyük destekçim ve hayat arkadaşım Doç. Dr. Baran Can SAĞLAM'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Gaye SAĞLAM

Ekim 2017, ZONGULDAK

ÖZET

Gaye Sağlam. Farklı Restoratif Materyallerle Üretilmiş Endokronların Marjinal Uyumunun ve Kırılma Dayanımının Değerlendirilmesi. Bülent Ecevit Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Zonguldak, 2017.

Aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili dişlere uygulanabilen endokronlar, pulpa odasında merkezi retansiyon kavitesine sahip, diş dokularına adeziv bağlanabilen bir restorasyon çeşididir. Dişhekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim yönteminin (CAD/CAM) ve yeni materyallerin kullanıma sunulması ile adeziv restorasyonlara olan ilgi artmaktadır. Çalışmamızda CAD/CAM ve Isı-basınç tekniği ile farklı materyallerden üretilen endokronların marjinal uyumu ve kırılma dayanımı değerlendirilmiştir. Bu amaçla alt molar dişlere (N=50) kanal tedavisi uygulandı ve dişler beş gruba (n=10) ayrıldı. Isı-basınç tekniği ile lityum disilikat cam seramik ingotlardan (GEP), CAD/CAM tekniği ile feldspatik (GC), polimer infiltre seramik ağ (GE), lityum disilikat cam seramik (GEC) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik (GS) bloklardan endokronlar üretildi. Restorasyonların simantasyonunda dual polimerize rezin siman kullanıldı, ardından örnekler termal siklus işlemine (5-55 °C, 6000 kez) tabi tutuldu. Grupların marjinal uyumları Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile x200 büyütme altında incelendi. Sonrasında örneklere Universal Test Cihazı'nda 1 mm/dk hızla kuvvet altında kırılma testi uygulandı. Kırık tipleri ışık mikroskopunda incelendi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri yapıldı. Marjinal uyum ve kırılma direnci bakımından grupların karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis varyans analizi kullanıldı. Grupların ikişerli karşılaştırılmasında Dunn testi kullanıldı. Marjinal aralık bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0.001). En yüksek marjinal aralık değerleri GEP'de gözlemlendi. Diğer dört grup arasında ise anlamlı fark bulunmadı (p>0.05). Kırılma dayanımı bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi (p=0.019). Beş grup arasında en yüksek kırılma dayanımı değerleri GEC'de görülürken, en düşük kırılma dayanımı değerleri GC'de görüldü. CAD/CAM ile üretilen endokronlarda marjinal uyumun daha iyi olduğu, lityum disilikat endokronların ise daha yüksek kırılma dayanımı değerleri gösterdiği sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Endokron, CAD/CAM, Marjinal uyum, Kırılma dayanıklılığı, Feldspatik seramik, Cam seramik, Polimer infiltre seramik ağ

ABSTRACT

Gaye Sağlam. Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Endocrowns Manufactured with Different Restorative Materials. Bülent Ecevit University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics, PhD Thesis, Zonguldak, 2017.

Endocrowns, that can be applied to endodontically treated teeth with excessive material loss, are a kind of restoration that have a central retention cavity inside pulp chamber and adhesively bond to tooth tissues. With the development of computer assisted design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) and the use of new materials in dentistry the interest in adhesive restorations is increasing. In this study, marginal adaptation and fracture strength of endocrowns manufactured with different materials by CAD/CAM and heat-pressure technique are evaluated. For this purpose, mandibular first molar teeth (N = 50) were endodontically treated and the teeth were divided into five groups (n = 10). Endocrowns were obtained from lithium disilicate glass ceramic ingots (GEP) by hot-press technique and feldspathic blocks (GC), polymer infiltrated ceramic network blocks (GE), lithium disilicate glass ceramic blocks (GEC), zirconia reinforced glass ceramic blocks (GS) by CAD/CAM technique. Restorations were semented with dual polymerized resin cement and then subjected to thermocycling (5-55 °C, 6000 cycles). Marginal adaptation evaluated under scanning electron microscope at 200x magnification. Fracture strength test of specimens were done at a Universal Test Machine with a speed of 1 mm/min. Fracture types evaluated under stereomicroscope. Statistical analyzes of the data were performed. Kruskal-Wallis test was used to determine for differences between groups for marginal adaptation and fracture strength. Dunn's test was used for post-hoc test after Kruskal-Wallis test. A statistically significant difference was observed between groups in terms of marginal adaptation (p=0.001). The highest marginal discrepancy values were found in the GEP. There was no significant difference between the other four groups (p> 0.05). A statistically significant difference was observed between groups in terms of fracture strength (p=0.019). Among the five groups, the higher fracture strength values were obtained from GEC, the lowest fracture strength values were obtained from GC. It is concluded that endocrowns manufactured with CAD/CAM show better marginal adaptation and lithium disilicate endocrowns have higher fracture strength values.

Keywords: Endocrown, CAD/CAM, Marginal adaptation, Fracture strength, Feldspathic ceramic, Glass ceramic, Polymer infiltrated ceramic network

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL ve ONAY	iii
ÖNSÖZ	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİL DİZİNİ	xi
TABLO DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler	3
2.1.1. Fiziksel değişiklikler	3
2.1.2. Mekanik değişiklikler.....	4
2.1.3. Estetik değişiklikler.....	5
2.2. Kanal Tedavili Dişlere Yaklaşım	5
2.2.1. Koronal yapının minimal kaybı	5
2.2.2. Koronal diş yapısının yarısına kadar olan kaybı	6
2.2.3. Koronal diş yapısının yarısından fazlasının kaybı	6
2.2.4. Koronal diş yapısının büyük kayıpları	7
2.3. Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonu	7
2.3.1. Direkt restorasyonlar	8
2.3.2. İndirekt restorasyonlar	9
2.3.2.1. Post-kor restorasyonlar.....	9
2.3.2.2. Tam kronlar	13
2.3.2.3. Kompozit ya da seramik onley, overley ve endokronlar	13
2.4. Endokron Restorasyonlar	14
2.4.1. Endokronların preparasyon tekniği	15
2.4.2. Endokronlarda restoratif materyal seçimi	16
2.4.3. Endokronların simantasyonu.....	18
2.5. Dental Seramikler.....	18
2.5.1. Dental seramiklerin tarihçesi.....	19
2.5.2. Dental seramiklerin yapısı.....	21

2.5.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	22
2.6. Tam Seramikler.....	23
2.6.1. Tam seramik sistemlerin endikasyonları.....	23
2.6.2. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları	23
2.6.3. Tam seramiklerin avantajları.....	24
2.6.4. Tam seramiklerin dezavantajları	24
2.6.5. Tam seramiklerin sınıflandırılması	25
2.6.6. Tam seramiklerin yapım yöntemleri	37
2.7. CAD/CAM Sistemleri.....	38
2.7.1. CAD/CAM sisteminin avantajları.....	38
2.7.2. CAD/CAM sisteminin dezavantajları	39
2.7.3. CAD/CAM sistemlerinde üretim metodları	39
2.8. Simantasyon	40
2.8.1. Rezin simanlar.....	41
2.9. Rezin Kaplama Tekniği	43
2.10. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	43
2.10.1. Termal siklus (Isısal döngü ile yaşlandırma)	43
2.11. Marjinal Uyum.....	44
2.11.1. Marjinal uyum ölçüm yöntemleri.....	45
2.11.2. Ölçüm yapılan alan sayısı	46
2.12. Kırılma Dayanımı.....	46
3. GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	48
3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması	49
3.3. Endokron Preparasyonu	49
3.4. Restorasyonların Hazırlanması	51
3.4.1. CAD/CAM sistemi ile restorasyonların üretimi	52
3.4.2. Isı- basınç sistemi ile restorasyonların üretimi	56
3.4.3. Restorasyonların kristalizasyon, polisaj ve cilası	59
3.4.3.1. GC endokronların polisajı.....	59
3.4.3.2. GE endokronların polisaj işlemi.....	59
3.4.3.3. GEC endokronların kristalizasyon ve cila işlemi.....	60
3.4.3.4. GS endokronların kristalizasyon ve cila işlemi.....	61

3.4.3.5. GEP endokronların cila işlemi	60
3.5. Endokronların Simantasyonu	61
3.4.4.1. Prepare edilen diş yüzeylerin simantasyona hazırlanması	62
3.4.4.2. Restorasyon yüzeylerinin simantasyona hazırlanması.....	62
3.6. Yaşlandırma	63
3.7. Marjinal Aralık Ölçümü.....	64
3.8. Kırılma Dayanımı Testi	64
3.9. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	66
3.10. İstatistiksel Yöntem.....	67
4. BULGULAR.....	68
4.1. Marjinal Aralık Değerlendirilmesine Ait Bulgular	68
4.2. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular.....	71
4.3. Marjinal Aralık ve Kırılma Direnci Arasında Korelasyon Analizlerine Ait Bulgular.....	73
4.4. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular	74
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇLAR	92
7. KAYNAKLAR	93
8. EKLER.....	108
Ek 1. Etik Kurul Onayı.....	108
9. ÖZGEÇMİŞ	109

SİMGELER VE KISALTMALAR

4-META	4-metakriloksietil trimellitat anhidrit
μm	Mikrometre
ADA	Amerikan Dişhekimleri Birliği
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Alüminyum silikat
Au	Altın
B_2O_3	Bor trioksit
BaO	Baryum oksit
Bis-GMA	Bisglisidil metakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum oksit
Cr	Krom
Cu	Bakır
<i>E</i>	Elastik modülü
F	Flor
GPa	Gigapaskal
K_2O	Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 4\text{SiO}_2$	Feldspatik
La_2O_3	Lantan oksit
Li_2O	Lityum oksit
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
MDP	Metakriloksi diketil fenil fosfat
MgO	Magnezyum oksit
MOD	Mezial, oklüzal, distal
MPa	Megapaskal
MPa/m^2	Megapaskal/metre-kare
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Ni	Nikel
nm	Nanometre
Pd	Paladyum
P_2O_5	Fosfor pentoksit
Pt	Platin
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SiO_2	Silika
Ti	Titanyum
TiO_2	Titanyum dioksit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y_2O_3	İtriyum oksit
YbF_3	İterbiyum florür
ZnO	Çinko oksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit

ŞEKİL DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1. Marjinal aralığa ait terminoloji.	44
Şekil 2. Diş seçimi ve dijital kumpas görüntüsü.	48
Şekil 3. Dişlerin koronal kısmının uzaklaştırılması.	49
Şekil 4. Endokron kavite preparasyonunda kullanılan frezler.	50
Şekil 5. Rezin kaplama tekniği sonrası kanal ağızları ve kavite tabanının kompozit ile kapatılması.	50
Şekil 6. Çalışmada kullanılan materyaller.	51
Şekil 7. CEREC CAD/CAM sistemi.	53
Şekil 8. Örnek dosyası açılması ve kaydının yapılması.	53
Şekil 9. Restorasyon tipi, tasarım şekli, materyal seçimi ve dijital ölçü.	54
Şekil 10. Görüntünün ark üzerine yerleştirilmesi ve marjin çizimi.	55
Şekil 11. Endokron tasarımı ve kron boyu ayarlanması.	55
Şekil 12. Restorasyon ve tijin blok içerisinde konumlandırılması.	56
Şekil 13. Putty ve lighth body ölçü materyalleri.	57
Şekil 14. Ölçü ve model eldesi.	57
Şekil 15. Tijleme, manşete alma, ön ısıtma fırını ve presleme fırını.	58
Şekil 16. Bitim ve cila diskleri, seramik cila seti.	59
Şekil 17. GEC endokronların kristalizasyonu.	60
Şekil 18. GS endokronların kristalizasyonu.	61
Şekil 19. Rezin siman sistemi.	62
Şekil 20. Termal siklus cihazı.	63
Şekil 21. Taramalı elektron mikroskobu (SEM).	64
Şekil 22. GC endokronlar.	65
Şekil 23. GE endokronlar.	65
Şekil 24. GEC endokronlar.	65
Şekil 25. GS endokronlar.	65
Şekil 26. GEP endokronlar.	65
Şekil 27. Universal test cihazı ve örneğin düzenek içine yerleştirilmesi.	66
Şekil 28. Endokron gruplarına ait ortalama marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü.	69
Şekil 29. GC'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü (×200).	70
Şekil 30. GE'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü (×200).	70

Şekil 31. GEC'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).	70
Şekil 32. GS'ye ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).	71
Şekil 33. GEP'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).	71
Şekil 34. Endokron gruplarının kırılma dayanımlarına ait ortalama değerlerin şematik görünümü.	73
Şekil 35. Kırılma tiplerine ait başarısızlık yüzdeleri.	75
Şekil 36. Tip I kırılma.	75
Şekil 37. Tip II kırılma.	75
Şekil 38. Tip III kırılma.	76
Şekil 39. Tip IV kırılma.	76



TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 1. Grup adı ve içerikleri.	51
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve teknik bilgileri.	52
Tablo 3. Gruplara ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum marjinal aralık değerleri.	68
Tablo 4. Marjinal aralık bakımından grupların ikili karşılaştırmaları.....	69
Tablo 5. Gruplara ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum kırılma dayanım değerleri.....	72
Tablo 6. Kırılma dayanımı bakımından grupların ikili karşılaştırmaları.	72
Tablo 7. Her bir grup için marjinal aralık ve kırılma direnci arasındaki korelasyon analizi.....	73
Tablo 8. Tüm gruplar için marjinal aralık ve kırılma direnci arasındaki korelasyon analizi.....	74
Tablo 9. Kırılma tiplerine ait sayısal ve yüzdeler.	74

1. GİRİŞ

Kanal tedavili dişlerin restorasyonu, diş hekimliğinde tartışmalı ve üzerinde oldukça fazla çalışılan konulardan biridir. Literatürde bu konu geniş kapsamlı ele alınmış olmakla birlikte henüz dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyaller ve tedavi planlaması hakkında kesin bir sonuca ulaşılamamıştır (1). Bu konuya ilişkin klinik görüşler, yeterli sonuç alınamayan klinik çalışmalar ve mevcut bilimsel veriler arasındaki zayıf bağlantılar yüzünden deneysel felsefeler üzerine kurulmuştur (2).

Kanal tedavili dişler, canlı dişlere göre daha yüksek biyomekanik başarısızlık riski taşımaktadırlar ve bu dişlerde rastlanan kırıklar bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır (3). Endodontik tedavi görmüş dişlerin sertlik ve kırılma direncindeki azalmanın en büyük nedeni, dentindeki dehidratasyon ve fiziksel değişimlerden ziyade; çürük, travma ve aşırı kanal preparasyonuna bağlı doku kayıplarıdır (4). Bu nedenle kalan diş dokusunun korunması açısından restoratif materyalin ve uygulanacak tekniğin seçimi oldukça önemlidir.

Geleneksel yöntemde kanal tedavili dişlerin restorasyonunda amaç; kök kanalına yerleştirilen post üzerinde kor yapısının şekillendirilmesi ve kron restorasyonu ile kayıp diş yapısının yerine konmasıdır. Başlangıçta bu protokolün, kalan diş yapısına daha iyi destek sağladığı düşünülmüş ancak, kanal içi postların kullanımının sadece kron protezlerin tutuculuğunu arttırdığı gözlenmiştir. Yüzey özellikleri ve kullanılan materyallerin sertlikleri, post-kor restorasyona sahip endodontik tedavili dişlerin mekanik davranışlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Çoğu yazar kök perforasyonu ve zayıflaması gibi riskler yüzünden post kullanımını önermemektedir (2, 5, 6).

Nayyar ve ark. (7) kanal tedavili dişlerin restorasyonunda post-kor dışında amalkor ya da koronal-radiküler restorasyonlar uygulamışlar. Bu restorasyon türünün klinik ve laboratuvar çalışmalarında başarılı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (8, 9).

Aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili dişlerin restorasyonunda post-kor ve kron restorasyonlar, amalkor restorasyonlar, pin tutuculu restorasyonlar, amalgam/kompozit rezin restorasyonlar, seramik inley ve onleyle alternatif tedavi yaklaşımlarıdır. Son yıllarda adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle birlikte endokron restorasyonlar kanal tedavili dişlere uygulanabilecek yeni bir restorasyon çeşidi olarak karşımıza çıkmaktadır.

Endokronlar, dairesel dik bir kenar ve pulpa odası içerisinde merkezi retansiyon kavitesinden oluşmaktadır, kron ve kor materyali tek bir ünite halinde monoblok bir yapıdadır ve kök kanalından destek almazlar. Makromekanik retansiyon pulpa duvarlarından, mikromekanik retansiyon ise adeziv simantasyondan elde edilmektedir (10, 11).

Endokron restorasyonlar indirekt kompozit ve seramik sistemlerden üretilebilmektedirler. İndirekt laboratuvar kompozit sistemlerinde polimerizasyon ısı, ışık, basınç, vakum, nitrojen gibi değişik polimerizasyon çeşitleri veya bunların bir arada uygulanması ile yapılmaktadır (12). Yüksek mekanik dirence ve asitlenebilme özelliğine sahip seramikler sistemler ile endokronların üretiminde CAD/CAM ya da ısı-basınç tekniği kullanılmaktadır. Feldspatik seramikler, rezin matris seramikler, lösit bazlı seramikler, lityum disilikat ve türevleri yüksek estetik ve mekanik özellikleri ile endokronların yapımında tercih edilmektedir.

Mandibular molar dişler üzerinde lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik ile yapılan endokronların ve cam fiber post destekli konvansiyonel kronların kırılma direncinin karşılaştırıldığı bir çalışmada endokronların konvansiyonel kronlara göre çok daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu belirtilmekte ve endokronların sadece güçlendirilmiş seramik sistemlerden yapılması tavsiye edilmektedir (5).

Çalışmamızın amacı aşırı madde kaybına sahip kök kanal tedavili alt daimi 1. molar dişlerin restorasyonunda farklı seramik esaslı protetik malzemeler (feldspatik, polimer infiltre seramik ağ, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik) ve farklı teknikler (CAD/CAM, Isı-basınç tekniği) kullanılarak üretilen endokronların marjinal uyumunun ve kırılma dayanımının incelenmesidir.

Hipotezlerimiz;

1. CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronların marjinal uyumları arasında fark olmaması,
2. CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronların, Isı-basınç tekniği kullanılarak üretilen endokronlara göre daha iyi marjinal uyuma sahip olması,
3. Isı-basınç tekniği ve CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronlar kırılma dayanımı bakımından incelendiğinde, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat CAD/CAM endokronların en yüksek, feldspatik seramik endokronların en düşük dayanım değerini göstermesi çalışmamızın hipotezlerini oluşturmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Kanal tedavili dişlerin restorasyonu, Protetik Diş Hekimliği'nde oldukça fazla tartışılan ve hakkında birçok araştırmanın yapıldığı bir konudur. Kök kanal tedavileri pulpa iltihabı ve nekrozu, çürük, atrizyon, erozyon, abrazyon ve travma gibi nedenlerle uygulanmaktadır. Başarılı bir kök kanal tedavisi sonrasında dişin uzun dönem prognozunu etkileyen en önemli unsurlardan biri de üzerine uygulanacak daimi restorasyonun çeşididir. Ancak bu konuda birçok *in vitro* ve *in vivo* çalışma olmasına karşın materyal ve yöntem seçimi konusu netlik kazanmamıştır.

Kök kanal tedavili dişlerde karşılaşılan en büyük sorun, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması sırasında oluşan madde kaybı ve pulpa dokusunun uzaklaştırılması ile dişin canlılığını kaybetmesi sonucu oluşan kırılmalardır. Yapılan bu işlemler dişler üzerinde fiziksel, mekanik ve estetik değişikliklere sebep olmakta ve kırılma riskini arttırarak nihai restorasyonda başarısızlığa neden olmaktadır.

2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

2.1.1. Fiziksel değişiklikler

Geçmiş yıllarda kanal tedavili dişlerde meydana gelen kırılmaların nedenleri araştırmacılar tarafından incelenmiş ve farklı görüşler ortaya konmuştur. Randow ve ark. (13) pulpanın koruyucu görevi olduğunu ve uzaklaştırılması ile birlikte diş yapısının kırılabilirliğinin arttığını belirtmişlerdir. Ancak, Fusayama ve ark. (14) pulpalı ve pulpasız dişlerde, mikrosertlik, elastik modülü ve gerilme/sıkıştırma kuvvetleri gibi özellikleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu dişlerin nem içeriğinde ve yapılarında bir miktar değişiklik kaydedilmiş olsa da, bu değişimlerin kırılma direncini çok fazla etkilemediğini belirtmişlerdir.

Kök kanal tedavisi uygulanmış ve uygulanmamış dişlerin dentinlerinin nanomekanik özelliklerinin araştırıldığı bir çalışmada, elastik modülü ve sertlik değerleri açısından bir farklılık bulunamamıştır (15). Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan medikamanlar ve irrigasyon solusyonlarının dentinin fiziksel özelliklerini

değiştirebildiği ve kalsiyum hidroksitin uzun süreli kullanımının dentini daha hassas ve kırılmaya eğilimli hale getirdiği belirtilmiştir (16, 17).

2.1.2. Mekanik değişiklikler

Bazı araştırmacılar dentindeki değişimlerden çok, endodontik giriş kavitesi ve kök kanalının şekillendirilmesi sonucunda oluşan diş dokusu kaybının dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığını ifade etmişlerdir (9, 18, 19).

Kalan diş yapısının kalitesi ve bütünlüğü, yapılacak restorasyon için sağlam bir kaide oluşturması ve restore edilen dişin yapısal dayanıklılığını artırması yönünden dikkatle korunmalıdır (20).

Reeh ve ark. (21) sağlam insan dişlerinde endodontik ve restoratif işlemlerin tüberkül dayanıklılığı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında; endodontik işlemlerin dayanıklılığı %5, oklüzal kavite preparasyonlarının %20, MOD kavite preparasyonlarının ise %63 oranında azalttığını tespit ederek kök kanal tedavisinin dişin kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olmadığını bildirmişlerdir.

Kırılma dayanıklılığındaki azalmanın esas nedeninin marjinal sırt kaybı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (9, 21, 22). Sağlam kenar ve çapraz sırtlar, lingual ve bukkal tüberkül elemanlarını bağlar ve kuvvet dağılımının daha iyi olmasını sağlar. Kenar ve çapraz sırtların kaybedilme düzeylerine göre diş yapılarının önlü arkalı bir bütün halinde ayrılmaya karşı dirençlerinde farklı oranlarda azalmalar meydana gelmektedir. Bir marjinal sırt tüberküller arası mesafenin ½'si kadar kaybedildiğinde dişin direncinde %40, iki marjinal sırtın tüberküller arası mesafelerinin ½'si kaybedildiğinde dişin direncinde %45, çapraz sırttaki kayıp tüberküller arası mesafenin ½'sini aştığında dişin direncinde %45 azalma olmaktadır (23).

Biyomekanik ilkeler göstermiştir ki, bir dişin yapısal dayanıklılığı, sert dokuların miktarı ve anatomik formun bütünlüğüne bağlıdır. Endodontik tedavi sonrası doku kalitesindeki değişimin, dişin biyomekanik davranışı üzerinde önemsiz bir etkisi olduğu kanıtlanmıştır. Mekanik açıdan bakıldığında, konservatif bir endodontik kavitenin dişin kırılma direncini minimal etkilediği görülmüştür (24).

Bunlara ilaveten, kanal tedavili dişler proprioseptif duyu kaybına uğrar ve artan yükleri daha az algırlar (25).

2.1.3. Estetik değişiklikler

Kök kanal tedavisi uygulanması ile birlikte diş renginde klinik olarak bir değişim meydana gelebilmektedir. Dentin kalınlığındaki azalma ile birlikte dişin saydamlığı ve renginde farklılıklar oluşması genel bir klinik bulgudur. Amalgam, geçici dolgu materyalleri, flor, klorheksidin gibi bazı ilaçlar, fenol ve iodoform içerikli kanal içi medikamanlar gibi diş hekimliğinde kullanılan materyallerin çoğu renk değişimine yol açma potansiyeline sahiptir (26).

Koronal renklenmenin en büyük nedeni pulpa odası içinde kalan kanal dolgu maddesinin dentin tübüllerine infiltre olarak renklenmeye yol açmasıdır. Eğer bu materyaller kök kanal dolgusunu takiben pulpa odasından uzaklaştırılmazsa ileri dönemde renklenme olmaktadır (27).

Kanal tedavisi sonrası uygulanacak restoratif işlemlerin dikkatli bir şekilde gerçekleştirilmesi, en uygun materyallerin seçilmesi doğal bir diş rengi ve estetiğın elde edilmesi açısından oldukça önemlidir.

2.2. Kanal Tedavili Dişlere Yaklaşım

Kanal tedavili dişlere yönelik çalışmaların yoğunluğuna karşın, restorasyon yapımında tedavi planlamasına ve malzeme seçimine yönelik çalışmalar kısıtlıdır. Tedavi planı ve malzeme seçimi yapılırken kalan koronal diş yapısı ve fonksiyonel gereksinimler göz önünde bulundurulması gereken önemli faktörlerdir (1, 2, 4, 8, 20, 21).

2.2.1. Koronal yapının minimal kaybı

Koronal yapının minimal kaybı genellikle, restorasyon ihtiyacı olmayan ya da çok küçük restorasyonu olan ancak kanal tedavisi gerektiren dişlerle ilişkilidir. Kalan diş yapısında, endodontik tedaviye rağmen, vital dişlerle kıyaslandığında, minimal kuvvet kaybı olmalı, horizontal ya da vertikal kırıklar olmamalıdır; endodontik giriş kavitesi ve pulpa odasının minimal genişletilmesi sayesinde, dişin biyomekanik özelliklerinin belirgin ölçüde etkilenmediği kabul edilmiştir (19, 21, 24). Bu tür dişlerin sadece adeziv restorasyonlar ile pulpa odası ve giriş kavitelerinin

doldurulması önerilmektedir. Materyal seçimi, total bonding işlemini takiben etkili bir adeziv sistem kullanımı ve kompozit rezinlerle sınırlı olmalıdır (28). Böyle bir konservatif yaklaşım parafonksiyonel alışkanlığa, grup rehberliği ve dik kasp eğimine sahip hasta gruplarında kontrendikedir. Bu durumlarda dişlerin tam oklüzal kaplamaları önerilir (24).

2.2.2. Koronal diş yapısının yarısına kadar olan kaybı

Stabilite, retansiyon ve direnç açısından koronal yapının yeterli olduğu, kök kanal tedavisi gerektiren, orta boyutta restorasyona sahip dişlerin post-kor restorasyonlarına ihtiyacı yoktur. Endokron veya onley restorasyonlar gibi tüm oklüzal yüzeyi kaplayan restorasyonlar, andırkatların doldurulması için kavite tabanında kompozit rezin kullanımıyla birlikte daha düzgün bir kavite preparasyonu elde etmek için önerilmektedir (2, 21).

2.2.3. Koronal diş yapısının yarısından fazlasının kaybı

Adezyon için uygun yüzey ve koronal yapının sınırlı, doku kaybının daha fazla olduğu durumlarda, post-kor restorasyonlar diş-restorasyon bütünlüğünün kırılmaya karşı direncinin ve kuvvetinin sağlanabilmesi için zorunludur. Uygun preparasyon dizaynı ile birlikte (duvar kalınlığı 1,0-1,5 mm), kalan koronal diş yapısı rotasyonel kuvvetlere karşı stabiliteyi sağlamalıdır. Ferrule etkisi, preparasyon sınırı boyunca marjinal kenarlarda 1.5-2.0 mm genişletme yapılarak elde edilmelidir (29). Mevcut bilimsel veriler ve literatür, post ve kor fabrikasyonu için adeziv teknikleri önermektedir (2). Oklüzal anatomi ve fonksiyon genellikle bir tam kron ile restore edilmektedir. Bu restorasyon seçeneği, daha yüksek biyomekanik başarısızlık riski sunsa da, kayıp diş yapısının miktarı ile doğrudan ilişkilidir (24).

2.2.4. Koronal diş yapısının büyük kayıpları

Bu gibi dişler, biyomekanik olarak en az kabul edilebilir durumu temsil ederler ve uzun dönemde restoratif olarak tatmin edici ya da güvenli yaklaşımları bulunmamaktadır. Çok köklü dişlerde ortodontik olarak dişin yükseltilmesi işlemi yapılabilmektedir ancak restorasyona stabilite sağlamak ve ferrule etkisi elde etmek için geniş kron boyu uzatmaları uygun bir seçenek olarak kabul edilmemektedir. Dişin çekimi ve implant tedavisi, aşırı madde kaybı olan posterior dişlerin konvansiyonel tedavisinde alternatif olarak kabul edilebilir (30).

2.3. Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonu

Kanal tedavisi sonrası çürük, geniş giriş kavitesinin hazırlanması ve travma gibi nedenlerle aşırı madde kaybı olan dişler direkt veya indirekt olarak restore edilebilir. İndirekt restorasyonlar, kırılma direnci ve sızdırmazlık açısından direkt restorasyonlardan üstündür. Bu olumlu özelliklerine karşın maliyetlerinin yüksek oluşu, yapım aşamalarının uzun sürmesi ve periodontal uyumlarının direkt restorasyonlar kadar iyi olmaması gibi dezavantajlara sahiptir (31).

Kaybedilen doku miktarına göre endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonları farklı materyallere ve klinik prosedürlere dayanmaktadır. Genel bir kural olarak, yapısal olarak fazla hasar görmüş dişlerin restorasyonu kron protezleri ile olmaktadır. Post-kor'lar ile birlikte uygulanan kronlar geleneksel bir yaklaşım olsa da, endodontik olarak tedavi edilen dişlerde küçük kavitelerin restore edilmesi için direkt kompozit rezinlerin kullanılması savunulmaktadır. Son yıllarda, kompozit rezin veya seramikten üretilen onley veya endokronlar gibi indirekt restorasyonlar da kullanılmaya başlanmıştır. Uygun restoratif materyallerin ve tekniklerin seçimi kalan diş yapısının miktarı ile belirlenmektedir. Bu da endodontik olarak tedavi edilen dişlerin uzun vadeli prognozunu etkilemektedir (32).

2.3.1. Direkt restorasyonlar

Endodontik tedavi sonrası aşırı madde kaybı göstermeyen dişlerin restorasyonunda direkt kompozit rezinler kullanılabilir. Geliştirilmiş kompozitlerin baskı dayanımı yaklaşık 280 MPa'dır ve Young modülü (10 ila 16 GPa arasında) dentininkine yakındır (33).

Düzgün polimerize edildiklerinde, rezin kompozitler son derece estetikdir, yüksek mekanik özellikler sergilerler ve bağlanma mekanizmaları ile de kalan diş yapısını güçlendirirler. Ancak, kompozit rezinlerin polimerizasyonu ile birlikte gelen büzülme, bu restorasyonların uzun vadeli başarısı için önemli bir sorun teşkil etmektedir (34).

Klasik olarak, direkt kompozit restorasyonlar, endodontik giriş kavitesi haricinde diş yapısında kayıp olmayan ön dişlere uygulanmaktadır. Bu gibi durumlarda, direkt kompozit restorasyonlar, koronal sızıntı ve kök kanal sisteminin bakteri ile kontaminasyonunu önleyen bir erken kapama (immediate sealing) sağlar. *In vitro* çalışmalar, küçük boyutta restorasyona sahip dişlerin kırılma direncinin sağlam dişlerinkiyle neredeyse aynı olduğunu göstermektedir (9, 35).

Direkt kompozit rezinler posterior dişlerin küçük restorasyonları için kullanılabilir, ancak koronal dokunun üçte birinden fazla kayıplarda kontrendikedir. Bir dişin direkt konservatif olarak tedavi edilebilmesi için bukkal ve lingualde en az 1.5 mm kalınlığında, 3-4 mm yüksekliğinde sağlam dentin dokusu kalmalıdır (36).

Günümüzde konservatif restorasyonlar için sıklıkla kompozit rezinler ve dental seramikler tercih edilmektedir. Amalgamın toksik etkilerinin olması, kıymetli metal alaşımlarının ise maliyetlerinin yüksek oluşu bu materyallerin tercih edilmemesine neden olmuştur (37). Amalgamın fiziksel özellikleri dental seramiklere göre diş dokularına daha uygundur. Amalgamın elastikiyet modülü, dentininkine çok yakındır. Ancak, geleneksel amalgam restorasyonlar diş dokularına bağlanamadığından tehlikeli stres dağılımlarına neden olmaktadır (38).

Hansen ve ark. (39) kanal tedavili premolar dişlerini kompozit rezin ve amalgam ile restore ederek 3 yıl boyunca klinik olarak takip etmişlerdir ve kompozit rezin ile restore edilen dişlerde amalgam ile restore edilen dişlerden daha az tüberkül kırığı görüldüğünü bildirmişlerdir.

Soares ve ark. (38) yaptıkları çalışmalarında endodontik tedavi sonrası uygulanan amalgam, dental seramik, direkt ve indirekt kompozit rezin restorasyonların, kalan diş dokularında oluşturdukları stresi değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak en yüksek stres değeri amalgam ile restore edilen dişlerde gözlenmiştir. Bunun temel nedeninin uygulanan diğer materyallerin diş dokularına bağlanabilmesidir demişlerdir. Diş dokularına bağlanamayan materyaller ile restore edilen dişlerde, diş dokuları ve restoratif materyal monoblok oluşturamadığı ve eşit stres dağılımı gösteremediğinden gelen kuvvet restoratif materyalde ve diş dokularında kırıklara yol açmaktadır (38).

Amalkor ya da koronal-radiküler restorasyonlar, Nayyar ve ark. (7) tarafından tanımlanmıştır. Bu teknikte, amalgam, kanal içerisine 2-4 mm girecek şekilde pulpa odasına yerleştirilir. Kalan pulpa odası, amalgama uygun hacim ve retansiyonu sağlamak için, yeterli genişlik ve derinlikte olmalıdır. Diş-restorasyon bütünlüğünün rijitliği ve kuvveti için pulpa odası etrafında yeterli dentin kalınlığı olmalıdır. Bu restorasyon türünün hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında başarılı olduğu gösterilmiştir (8, 9).

2.3.2. İndirekt restorasyonlar

2.3.2.1. Post-kor restorasyonlar

Aşırı madde kaybına uğrayan dişlerin restorasyonları ile ilgili ilk bulgulara 16. yüzyılın sonlarında rastlanmaktadır. Post-kor restorasyonlar hakkında ilk çalışmaları 18. yüzyılda Fauchard yapmıştır (40). Kök kanal tedavisi uygulanmış ya da tek başına konservatif ve kron uygulamalarının yapılamadığı dişlerin protetik tedavilerinde pivo denilen milli kronlar ilk olarak 1887'de Dewis tarafından yapılmıştır. Pivo dişin kök kanalı içerisinde bir post (mil) ve bunun üzerine yerleşmiş bir krongan oluşmaktadır. 1889'da Richmond mil, kron ve bu ikisi arasında kökün servikal yüzeyini örten ara parçayı tasarlayarak kendi adı ile anılan milli kronları uygulamıştır. Bu iki uygulama da zamanla yerini tek parça döküm pivoları bırakmıştır. 19. yüzyılın sonlarında tek parçalı porselen fasetli kronlar tanımlanmış, daha sonraki teknolojik gelişmeler sonucu hazır döküm post-kor'lar tek parçalı post

kronların yerini almıştır. Prefabrik post ve kompozit kor maddeleri 1960 yılından sonra geliştirilmiştir (41).

Günümüzde kanal tedavili dişlerin restorasyonu, post-kor destekli kronların fabrikasyonunu içeren uzun bir tedavi işlemini gerektirmektedir. Kron ve post olarak iki parça halinde hazırlanan bu sistemde, dişeti üzerinde kalan koronal kısma 'kor', kök kanalı içinde kalan kısma ise 'post' adı verilir. Post, kök kanalının 2/3'üne kadar uzanan, destek ve tutuculuk sağlayan bölümdür (42).

Post-kor sistemlerin endikasyonları (43):

1. Pinli kor yapımı, tutucu oluklar, yardımcı kaviteler, asit ile pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleriyle onarılamayan kron kaybının olduğu durumlarda,
2. Travma sonucu meydana gelen kırıklarda,
3. Overdenture protezlerde köklerden destek, stabilite ve retansiyon alınması gerekliliğinde,
4. Periodontal desteği zayıf dişlerde kron/kök oranının endodontik desteklerin kullanımıyla güçlenmesi gerekliliğinde,
5. Restorasyon sonrası endodontik girişimin güçleneceği pulpa prognozunun şüpheli olduğu geniş defektli dişlerde,
6. Malpoze dişlerin oklüzal ve aksiyal düzenlemeleri amacıyla yapılan protetik uygulamalarda kullanılabilirler.

Post-kor sistemlerin kontrendikasyonları (44):

1. Israrcı periapikal patoloji varlığında,
2. Oral hijyeni kötü ve motive edilemeyen hastalarda,
3. Yetersiz kök kanal dolgusu varlığında,
4. Kırılmaya eğilimli ince kök formu olan dişlerde kullanımı uygun değildir.

Postlarda başarısızlık; post tutuculuğunun kaybı, postun deformasyonu, kırılması, kök perforasyonu, kök kırıkları, kron retansiyonunun kaybı, estetik sorunlar, korozyon, çürük oluşumu, kanalda tekrarlayan enfeksiyonlar ve alerji şeklinde görülebilmektedir (45).

Postlar şekil, retansiyon, yapım yöntemi ve kullanılan materyale göre farklı başlıklar altında sınıflandırılabilirler.

Post Şekillerine Göre:

1. Paralel Postlar
2. Açılı Postlar
3. Paralel-Açılı Postlar

Retansiyon Şekline Göre:

1. Aktif Postlar
2. Pasif Postlar

Yapım Şekline Göre:

1. Fabrikasyon
2. Döküm

Kullanılan Materyallere Göre:

1. Metal alaşım postlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, Amalgam)
2. Fiber Postlar
 - a. Karbon fiber postlar
 - b. Polietilen fiber postlar
 - c. Cam fiber postlar
 - d. Kuartz fiber postlar
3. Seramik postlar
 - a. Cam seramik postlar
 - b. Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar
 - c. Freze tekniği ile elde edilen seramik postlar
 - d. Zirkonyum esaslı seramik postlar (8, 46).

Döküm post-kor'lar yıllardır standart olarak kabul edilmekte ve klinisyenler tarafından hala kullanılmaktadır. Tek köklü dişlerde ve premolarlarda, koronal diş yapısının büyük kayıplarında, genellikle döküm post-kor sistemi önerilmektedir. Birden fazla dişin post ihtiyacında, diş pozisyonunun hatalı olduğu ve komşu dişlerle uyumu sağlamak için kor yapının açlandırılması gerektiğinde, antirotasyonel yapılar ve bağlantı için diş dokusu miktarı çok az olan alt kesiciler gibi küçük dişlerde döküm post-kor'lar endikedir. Döküm post-kor'lar, endodontik tedavinin yenilenmesi gerektiğinde kolayca çıkarılabilir. Ancak iki seansta tamamlanması, geçici yapımı ve laboratuvar ücreti gerektirmesi gibi nedenlerle kullanımları sınırlıdır.

Prefabrike postlar ise genellikle molarlar için önerilir. Molar dişleri için döküm post-kor sistemi de kullanılabilir ancak bazen döküm post-kor'un giriş yolunun ayarlanmasında problemler meydana gelebilir ve koronal diş dokusunun fazla miktarda kaldırılması gerekebilir. Bu durumda prefabrike post ve üzerine direkt kor uygulaması koronal diş yapısının daha fazla korunmasını sağlayacaktır (47).

Fiberle güçlendirilmiş postların elastik modülü dentine yakındır ve bu yüzden fiber post, dişin esnekliğini taklit ederek kök kırığı riskini azaltır. Dentin bağlayıcı ajan ile kaplanmış çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberler post-kor yapımında kullanılmaktadır. Fiberler kök kanalına uyum sağladığından, üretici firmalara göre kanal genişletilmesi gerekli değildir. Örgü fiberler dentine yakın bir elastikiyet modülüne sahip oldukları için kök boyunca eşit bir gerilme dağılımını sağlamayan dentin-post-kor monoblok bir yapı oluştururlar. Polietilen fiberler ile ilgili yapılan iki ayrı klinik çalışmada, Turker ve ark. (48) polietilen fiberlerin 3 yıllık *in vivo* takibi sonucu 42 postun 1'inde, Ayna ve ark. (49) aynı süre zarfındaki prospektif çalışmalarında 87 postun 1'inde desimantasyon kaydetmişlerdir (50).

Karbon, cam ve kuartz fiber postların mekanik özellikleri aslında birbirlerine yakındır; bu yüzden estetiğin önemli olduğu bölgelerde cam ve kuartz fiber postlar karbon fiberlerin yerini almıştır. Fiber postların elastik modülü, genel olarak metal postlardan düşüktür (51). Mekanik özellikleri açısından fiber ve metal postlar arasındaki esas fark, nemli ortamda siklus yükleme ya da termal sıklusa maruz bırakılan fiber postların esneme direncindeki kayıptır (52). Bunun sonucu olarak fiber post ile restore edilen dişlerdeki başarısızlık modları kök kırığı şeklinde değil, restorasyonun simantasyonundaki kopma olarak görülmektedir. Ek olarak, fiber postlarda kök kırıkları tamir edilebilir olmaktadır çünkü kolaylıkla kök kanalından uzaklaştırılabilirler. Ancak elastik fiber postlar restorasyonda sızıntıya neden olabilir bu da restorasyon kırığı, sekonder çürük ya da kök kanal enfeksiyonuna yol açar (53).

Zirkonyum postlar, iyi bir kimyasal stabiliteye, yüksek mekanik dirence ve sertliğe, ve paslanmaz çelik alaşımlara benzeyen bir Young modülüne sahiptir. Rijit post materyallerinin kompozit kor materyallerinin marjinal bütünlüğü üzerinde etkilerinin olumlu olduğu belirtilmiştir (54). Ancak diş üzerinde aşırı yükleme meydana geldiğinde, yüksek sertliğe sahip zirkonyum postlar, tamiri mümkün olmayan dikey ve derin kök kırıklarına sebep olabilir. Ayrıca, küçük kırıkların restorasyonu zirkonyum postlarla yapılmak istendiğinde, postu kök kanalından kaldırmak zor olabilir (53).

Post-kor restorasyonların amacı, kalan koronal diş yapısını stabilize etmek ve kayıp koronal yapıyı yerine koymaktır. Başlangıçta bu sistemin, kalan diş yapısına daha iyi destek sağladığı düşünülürken, post kullanımının sadece kron protezlerin retansiyonunu arttırdığı gözlenmiştir. Bazı stres analizi çalışmalarına göre rijit bir post, dişi tümüyle koheziv ara yüzeylerle servikal olarak kuvvetlendirirken (6, 55),

bazı çalışmalar postun kuvvetlendirmede etkisi olmadığını savunmaktadır (2, 56). Gerçekte, mevcut restorasyon teknikleri ve materyaller kullanıldığında, postlar doğru endikasyonlar altında sadece retatif özellikleri ile kabul edilmişlerdir. Bir *in vitro* çalışma, retansiyon, marjinal adaptasyon ve kırılma direnci açısından, vital diş yapısı ile fiber post destekli onley restorasyona sahip devital dişler arasında fark olmadığını göstermektedir (57). Postlar, çiğneme kuvvetlerinin basıncı altında olan posterior dişlerde kor materyaline desteklik sağlamaları açısından kısmen uygundur, ancak çiğneme kuvvetinin transvers olarak iletiildiği durumlarda, kesici dişlerde olduğu gibi, postların kullanımı, eğilme özelliği açısından dikkatle değerlendirilmelidir. Yüzey özellikleri ve kullanılan materyallerin sertlikleri, post-kor restorasyona sahip endodontik tedavili dişlerin mekanik davranışlarını önemli ölçüde etkilemektedir ve çoğu yazar kök perforasyonu ve zayıflaması gibi riskler yüzünden post kullanımından vazgeçmektedir (2, 6).

2.3.2.2. Tam kronlar

Çürük, restoratif işlemler ve kök kanal tedavisi sonucu koronal diş yapısı büyük oranda kaybedildiğinde, restorasyon seçimi tam kron olabilir. Bazı durumlarda kron direkt olarak kalan diş yapısı prepare edilerek üretilse de, sıklıkla kök kanalı içerisine bir post yerleştirilerek kor ve kron materyalinin retansiyonu sağlanır (58). Kor yapı post ile dişe bağlanarak kayıp koronal yapıyı yerine koyar. Kron koru kaplayarak dişe estetik ve fonksiyonel özelliklerini geri kazandırır. Post ve korların ilave bir rolü de fonksiyon altında kron kenarlarını deformasyondan korumak ve dolayısıyla koronal sızıntıyı önlemektir. Çünkü birçok kök kanal dolgusu kök kanal boşluğunu tamamen kapatamaz, bir post ve kor yerleştirilmesi ile elde edilen koronal kapama endodontik tedavinin sonucunu olumlu yönde etkiler (59). Son olarak, post, kor ve kronun dişe simantasyonunda kullanılacak yapıştırma materyali de restorasyonun ömrünü etkilemektedir (60).

2.3.2.3. Kompozit ya da seramik onley, overley ve endokronlar

Seramik veya rezin kompozit onleyler ve endokronlar, kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda kullanılabilir. Overleyler kaybolan dokuyu yerine koymak

için bir veya daha fazla tüberkölü birleştirirken, endokronlar kanal içi post, kor ve kronu tek bileşende bir araya getirir (61). Hem onleyler hem de endokronlar, kalan diş yapısının korunmasına izin verirken, diğer seçenek olan tam kron restorasyonlarda tüberköl ve çevre duvarları tamamen ortadan kaldırmak gerekmektedir (62).

2.4. Endokron Restorasyonlar

Kanal tedavili dişlerin restorasyonunda asıl buluş, etkili dentin adezivlerinin geliştirilmesi ile olmuştur. Adeziv restorasyonların en büyük avantajı, yeterli yüzey varlığında, makroretantif elemanlara ihtiyacın olmamasıdır. Bu yaklaşımla, geleneksel restorasyon tekniklerinin uygulanması sırasında kanal içi postların kullanımı bir kural olmaktan çıkmıştır. Artık, minimal girişimsel preparasyonlar, maksimum doku korumasıyla birlikte, kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda ‘altın standart’ olarak kabul edilmektedir. Endokronlar da bu yaklaşımı takip ederek, aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili kesici dişlerin, premolar dişlerin ve molar dişlerin restorasyonunda protetik olarak uygulanmaktadır (24).

Pissis (10) endokron tekniğinin öncüsüdür ve bu tekniği ‘monoblok porselen tekniği’ olarak tanımlamıştır. 1999’da endokron tanımını ilk kez Bindl ve Mörmann (11) tarafından adeziv endodontik kronlar olarak yapılmıştır ve kanal tedavili posterior dişlere bağlı total porselen kronlar olarak karakterize edilmiştir.

Bu kronlar, pulpa odasından ve kavite kenarlarından destek almaktadır, böylece makromekanik retansiyon pulpa duvarlarından, mikromekanik retansiyon ise adeziv simantasyondan elde edilmektedir. Aşırı madde kaybı olan dişler, sınırlı interproksimal aralık varlığı, yetersiz seramik kalınlığı nedeniyle geleneksel post ve kron tedavilerinin uygulanamadığı durumlarda endokronlar kısmi olarak endikedir (63).

İki interproksimal duvar içeren geniş kavitelerde-genellikle MOD kaviteler-oklüzal kuvvetleri dengelemek ve tüberköl kırıklarını önlemek için tüm oklüzal yüzeylerin kaplanması uygun olduğu varsayımına dayanarak endokronlar uygulanır (64).

Maliyetlerinin az olması, kolay uygulanabilir olmaları, kısa sürede hazırlanmaları nedeniyle hastanın zaman kaybını en aza indirmeleri ve estetik özellikleri endokronların avantajlarından (2). Ayrıca klinik kron boyu kısa ve

aşınmış, kalsifiye, açılı ya da kısa kök kanallarına sahip, post uygulamalarının mümkün olmadığı dişlerde de endokronlar alternatif bir tedavi seçeneğidir (5).

2.4.1. Endokronların preparasyon tekniği

Preparasyon; dairesel 1.0-1.2 mm derinliğinde dik bir kenar ve pulpa odası içerisinde merkezi retansiyon kavitesinden oluşmaktadır, kron ve kor materyali tek bir ünite halinde monoblok bir yapıdadır ve kök kanalından destek almazlar. Üst 1. premolar dişlerinde 3 mm çapında silindirik bir eksen ve 5 mm derinliğinde retansiyon kavitesi, molar dişlerde 5 mm çapında silindirik bir eksen ve 5 mm derinliğinde retansiyon kavitesi tavsiye edilmektedir ancak merkezi retansiyon kavitesi için preparasyon sınırları kesin olarak tanımlanmamıştır (10, 11, 63). Endokron restorasyonların seramik oklüzal kısmının kalınlığı genellikle 3-7 mm'dir. Seramik kronların kırılma dayanımının, oklüzal kalınlığın artışına bağlı olarak arttığı ifade edilmiştir (65). Mörmann ve ark. (66) yaptıkları bir çalışmada, 5.5 mm oklüzal kalınlığa sahip bir endokron restorasyonun kırılma dayanımının, klasik preparasyona sahip ve oklüzal kalınlığı 1.5 mm olan seramik kronlara göre iki kat daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Bindl ve ark. (67) tarafından yapılan klinik bir çalışmada, premolar ve molar dişlere simante edilmiş 208 endokron restorasyonun performansı değerlendirilmiş ve premolar dişlerdeki endokron restorasyonlarının başarısızlık oranının, molar dişlere oranla daha fazla olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebinin ise, molar dişlere oranla, premolar dişlerde adezyon yüzeyinin daha küçük ve prepare edilen diş yapısının tüm kron boyuna oranla daha fazla olmasından dolayı bu dişlere daha fazla kaldırma kuvveti ifade edilmiştir.

Endokronun merkezi kısmı pulpa odasında kök içerisine doğru uzanır. Bu yapının ideal uzunluk ve şekli, aynı zamanda restorasyonun tamamının dayanıklılığı ve retansiyonuna etkisi henüz tam olarak kanıtlanamamıştır. Bazı yazarlara göre, pulpa odası alanı farklı şekillerde düzenlenebilir ve bu alanın kompozitle yükseltilmesi önerilmektedir. (68, 69). Bileşimi ne olursa olsun, bu rezin kompozit baz kavite andırkatlarını doldurur, böylece sağlam diş yapısı korunur. Üstelik, pulpa odası içerisinde daha kısa uzantıya sahip endokronların üretimine olanak verir ve böylelikle endokronun tümüyle kalınlığının azalmasını sağlar. Bu nedenle ışık ile polimerizasyon sırasında nihai restorasyondan çok daha iyi ışık penetrasyonu elde edilebilir ve

simantasyon için kimyasal ya da dual polimerize rezin simanlara alternatif olarak ışık ile polimerize olan rezin simanların kullanımına da izin verir (70).

Endokronlar, klasik metal destekli porselen restorasyonlardan daha az invaziv preparasyon gerektirir, ayrıca post simantasyonu, kor yapı hazırlanması, geçici kron yapımı ve kron boyu uzatma gibi teknik adımları ortadan kaldırarak tedavi süresinin ve maliyetinin düşürülmesine imkan verir. Kenar uyumu üzerinde olumlu bir etkiye sahip olduğu bilinen çevre mine dokusunun korunması, restorasyonun bağlanmasına olanak tanır, kök kanallarından sızıntıyı önler ve periodontal yapıyı korur. Endokronların etkinliği birçok *in vitro* ve *in vivo* çalışma ile gösterilmiş olsa da (5, 11, 57, 67, 69) bu monolitik restorasyonların altında metal ya da güçlendirilmiş seramik alt yapının olmaması, özellikle kanal tedavili dişlerde mine-sement sınırının altında kırıklara yol açarak başarısızlık riskinin artmasına sebep olabilir. Kırık oluşumuna bağlı risk oranının tahmin edilmesi, bu konuyla ilgili epidemiyolojik çalışmaların olmamasından dolayı güçtür.

Endokronların konvansiyonel kronlara göre birçok üstünlüğü bulunmaktadır. Bunlar arasında; restoratif sistemde arayüzey sayısının daha az olması, homojen olmayan materyal yapısının daha az olmasına bağlı düşük gerilim konsantrasyonu ve konservatif preparasyon şekli sayılabilir (2, 6).

2.4.2. Endokronlarda restoratif materyal seçimi

Canlılığını kaybetmiş dişlerde, tüberkülleri yerine koyan bir restorasyonun üretiminde en iyi materyalin hangisi olduğu bakımından bilimsel literatür açık değildir. Endüstriyel olarak üretilen homojen rezin kompozit ya da lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklar adeziv simantasyona izin verirken estetik ve mekanik özellikleri de bir araya getirmektedir. Resin bazlı CAD/CAM blokların, cam-seramik olanlara kıyasla, özellikle esneme kuvveti bakımından mekanik anlamda aşağıda olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte, CAD/CAM resin kompozit bloklar yüzey modifikasyonu ve tamir işlemlerinin basit olması, ve çiğneme kuvvetleri altında stres emici özellikleri gibi pratik yararlarından dolayı önerilmektedir (71).

Endokronlar, sert seramik ve yumuşak dentinin elastik modülündeki farklılıklar nedeniyle oluşan bağlantı kaybı ve kök kırığı riski gibi kendine özgü dezavantajlara

sahiptir. Bu nedenle vaka seçimi endokronlarda klinik başarı sağlamada büyük önem taşır. Endokronlar fonksiyonel ve lateral streslerin minimum olduğu durumlarda endikedir. Artmış fonksiyonel ve lateral kuvvetlerin varlığının kanıtı olan dik oklüzal anatomi, aşınmış yüzey ya da parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında, postlu ya da postsuz tam kronlar tedavi seçeneğidir (72).

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle, post-kor kullanımına olan ihtiyaç azalmaya başlamıştır. Diğer taraftan, yüksek mekanik dirence ve asitlenebilme özelliğine sahip seramik sistemlerin (lösit ya da lityum disilikat ile güçlendirilmiş) ortaya çıkışı ile posterior, özellikle molar, dişlerin restorasyonu adeziv sistemler ve rezin simanlar aracılığıyla, kök kanal içi postlar ve korlar olmadan mümkün olmaktadır (73).

Seramik restorasyonlar laboratuvarında ya da CAD/CAM sistemler ile seramik blokların işlenmesiyle yapılabilir. CAD/CAM sistemlerde endüstriyel olarak optimize edilmiş feldspatik seramik kullanılır. Laboratuvarında işlenmiş dental seramik materyaller ile karşılaştırıldığında daha iyi yapısal homojeniteye ve kırılma dayanıklılığına sahiptir. Preparasyonu konservatif ve çağdaş preparasyon tasarımlarına uygundur. Ayrıca restorasyon tek seansta bitirilebilir, iyi marjinal uyum elde edilir ve estetikdir (74, 75).

Mandibular molar dişler üzerinde lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik ile yapılan endokronların ve cam fiber post destekli konvansiyonel kronların kırılma direncinin karşılaştırıldığı bir çalışmada sonuçlar endokronların konvansiyonel kronlara göre çok daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu göstermektedir ve endokronların sadece güçlendirilmiş seramik sistemlerden yapılmasını tavsiye edilmektedir. Ayrıca kırılma şekli her iki restorasyon için de benzerdir ve restorasyonun ayrılması ile birlikte meydana gelen diş kırılmaları ile karakterizedir (5).

Zarone ve ark. (6) üst çene birinci keser dişi farklı restorasyon tipleri ve materyalleri ile restore etmişler ve 3 boyutlu stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Kompozit, sinterlenmiş alumina, feldspatik seramik endokronlar ve cam fiber post restorasyonlu sinterlenmiş alumina ve feldspatik seramik kronlar test edilmiştir. Yüksek sertlikteki materyallerin, alumina gibi, ara yüzeylerde gerilmeye yol açtığı ve restorasyonun biyomekanik özelliklerini olumsuz etkilediği sonucuna varmışlardır. Diğer yandan düşük sertlikteki materyallerin, kompozit rezinler gibi, dişin doğal esnek yapısı ile daha uyumlu olduğu ve ara yüzeylerde oluşan gerilmeyi azalttığı bildirilmiştir.

2.4.3. Endokronların simantasyonu

Bisglisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da üretdimetakrilat (UDMA) rezin matriks ve inorganik doldurucu partiküllerden oluşan rezin simanlar günümüzde en popüler siman tipidir. Geleneksel simanlara kıyasla daha üstün mekanik ve estetik nitelikleriyle seramik, metal ve kompozit indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanımları gittikçe artmaktadır (75).

Endokronların biyolojik genişlik ile ilişkisi azdır. Post-kor restorasyonlara kıyasla, endokronlarda pulpa odasından sağlanan bağlantı yüzeyi, 8 mm derinliğindeki radiküler post ile elde edilen bağlantı yüzeyine eşit hatta daha fazladır. Ayrıca rezin simanın uygulanması ve polimerizasyonu daha iyi kontrol edilebilmektedir (72).

Lin ve ark. (76) yaptıkları çalışmada, üç farklı CEREC seramik restorasyon yapısına sahip, MOD preparasyonlu endodontik tedavili premolar dişlerde başarısızlık riskini araştırmışlar. Çalışmada seramik restorasyonlar, kompozit rezin siman ile adeziv olarak simante edilerek, simülasyonlar, sonlu elemanlar analizi ile CEREC seramik inley, endokron ve konvansiyonel restorasyonlar ile tasarlanmış modellere dayalı olarak yapılmıştır. Simülasyon sonuçları, mine, dentin ve endokron restorasyonlar için yapıştırma simanı üzerinde stres değerlerinin konvansiyonel ve inley restorasyonlara gelen değerlere göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Weibull analizi başarısızlık oranı, normal ısırma kuvvetinde, inley, endokron ve konvansiyonel restorasyonlar için sırasıyla, %95, %2 ve %2 olduğunu göstermiştir.

2.5. Dental Seramikler

Toprakten oluşan bir materyal olan seramik, genel olarak silikat yapısındadır ve geniş atomlu metal olmayan bir element olan oksijenin, küçük atomlu bir veya birden fazla metal veya yarı metalin (silisyum gibi) atomlarını kovalent ya da iyonik karakterdeki kimyasal bağlarla sarmasıyla oluşturduğu inorganik bileşiktir. Kelime kökeni, eski Yunancada yanmış madde anlamındaki 'keramikos'tan gelir (77).

Seramik terimi istenilen özellikleri elde etmek amacı ile yüksek ısıda pişirilerek metal olmayan bir maddeden elde edilen herhangi bir ürünü tanımlar. Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır ve camlar, nitritler, silikatlar, metal

oksitler, ve çimentolar da bu gruba dahildir. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır (78).

Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan bir seramik madde sınıfını ifade eder. Dental seramikler bu sınıfa aittir ve genellikle “Dental Porselen” olarak ifade edilirler. Bu ilave unsurları içeren materyale ‘porselen’ adı verilir. Diş hekimliğinde porselen terimi dental seramik olarak da kullanılmaktadır. Çanak çömlekten dental seramiklere kadar aynı yapıda olan seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı kombinasyondur (79).

2.5.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Pierre Fauchard, 1723’te porselenlerle ilgili araştırmalar yapmıştır ve 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste,ou Traité des Dents’ isimli kitapta porselenin, diş ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörerek, diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirmiştir (80, 81). 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmişlerdir ve 1789’da ilk seramik diş materyali patentini almışlardır (81, 82). Chemant ilk porselen tozunu ve porselen dişleri 1792’de imal etmiş ve protezlerde suni diş olarak, doğal dişlerde ise dolgu maddesi olarak kullanmıştır (84).

1808 yılında Fonzi kişisel olarak üretilen porselen dişleri ilk kez kullanmıştır ancak opasite ve kırılabilirlik nedeni ile başarılı olamamıştır (84). 1838 yılında Elias Wildman’ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanmasıyla, porselenin translüsentliği ve rengi geliştirilmiştir. 1886 yılında Charles Land platin folyo üzerinde feldspatik porseleni işleyerek porselenin sabit protezlerde kullanımına öncülük etmiştir. Land, inley ve kuronları geliştirdikten sonra 1889 yılında jaket kuron patentini almıştır (85).

Albert Le Gro’nun “Diş Hekimliğinde Seramikler” kitabı 1925’te yayınlanması ile seramikler daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır (86).

1950’lerde porselenin yapısına lösit eklenerek seramik ve soy metallerin daha güçlü bağlantı oluşturması sağlanmıştır (87).

1958 yılında Vines ve arkadaşları vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. 1960 yıllarının başında Weinstein, altın alaşımlarla porselenin yapısını değiştirerek vakum altında pişirmiştir. Porselene %11-15 oranında K₂O ekleyerek ve ısıyı 700 °C'den 1200 °C'e çıkartarak yüksek genleşme katsayısına sahip porselenin metale bağlantı kuvvetini arttırmıştır (81).

Günümüzdeki metal desteksiz restorasyonların gelişimi 1965 yılında Mc Lean ve Hughes'in, porseleni kuvvetlendirmek için yapısına alumina (Al₂O₃) eklemeleriyle başlamıştır. Bu sistem ile seramik dayanıklılığı arttırılmış ancak estetik ve kenar uyumu açısından tatmin edici sonuçlar alınamamıştır.(79, 86)

1980'lerin ortalarından başlayarak 1990'ların sonuna kadar porselen sistemlerde büzülmeyi ortadan kaldırmak ya da en aza indirmek için birçok farklı uygulama geliştirilmiştir. Metal porselen bağlantısının zayıf olması, güçlendirilmiş seramik sistemlere ihtiyaç ve estetik beklentiler araştırmacıların ilgisini metal desteksiz seramiklere yöneltmiştir. 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından Dicor dökülebilir cam seramiklerin tanıtılması ile tam seramik sistemler hızla gelişmiştir (87).

1986 yılında Sadoun tarafından %99,9 oranında alumina içeren, "slip casting" yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği In-Ceram sistemi geliştirilmiştir. 1990 yılında basınç ile şekillendirilen IPS Empress lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, 1989 yılında kırılma direnci daha yüksek ve hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II kullanıma sunulmuştur. Takip eden dönemlerde çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera All-Ceram sistemi üretilmiştir (88).

Estetik ve güvenilir dental materyallere ihtiyacın artması nedeniyle, son yıllarda diş hekimliğinde kullanılmak üzere yüksek dayanıklılığa sahip yeni seramik materyaller tanıtılmaktadır. Bu materyallerin konvansiyonel üretim teknikleri ile işlenmesi zor olduğundan, yeni gelişmiş üretim teknolojileri ve sistemlerin dişhekimliğine girmesi beklenmektedir. Bunun bir çözümü, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin diş hekimliğinde tanıtımı olmuştur.

2.5.2. Dental seramiklerin yapısı

Dental seramiklerin temel yapısı, farklı oranlarda bulunan feldspar, kuartz, kaolin'den meydana gelir.

Feldspar, potasyum alüminyum silikat/ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit'in ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Dental seramik içerisinde %70-80 oranında bulunur. Kristal opak bir madde olup camsı faz sağlar. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Doğal feldspar, saf olmayıp K_2O ve Na_2O ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın Na_2O formu ergime sıcaklığını düşürürken, K_2O formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Bu son derece yararlı bir özellik olup, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder (79, 86, 89).

Kuartz, silika (SiO_2) yapısındadır, matriks içinde %10-30 oranında bulunur ve doldurucu görev yapar. Pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (79, 86, 89).

Kaolin, dehidrate olmuş alüminyum silikattır ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$). Çin kili olarak da isimlendirilir. Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Seramik hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir. Kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin, seramiğin elde işlenebilmesini de kolaylaştırır (79, 86, 89).

Bu üç temel maddeden başka, bazı özellikler vermek için şekillendirici olarak rol oynayan bileşimler ve bunlara ek olarak da renk oluşturan metal oksitler üretim sırasında katılır. Üretim safhasında istenen bileşimde pişirilerek elde edilen kütlenin öğütölüp toz haline getirilmesine fritaj, elde edilen ürüne de frit denilir. Dental kullanımda hazırlanan bu toz yapı laboratuvarında likit ile karıştırılıp, hamur halinde işlenerek özel fırınlama yöntemleri ile restorasyon oluşturulur (90).

2.5.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler için, fırınlama ısıları, kullanım alanları, işleme teknikleri, mikroyapı, içerik, asitlenebilme özelliği, kazınabilme yeteneği, translüsensi, kırılma direnci ve antagonist aşındırma gibi birçok farklı sınıflandırma sistemi önerilmiştir.

Fırınlama ısılarına göre (80):

1. Yüksek ısı seramikleri (1300 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1101 °C-1300 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (850 °C-1100 °C)
4. Ultra-düşük ısı seramikleri (<850 °C)

Kullanım alanlarına göre (80, 91):

1. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler
2. Metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılan seramikler
3. Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler

İşleme tekniklerine göre (92):

1. Toz-likit karışımı ile üretilen seramikler
2. Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler
3. Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler
4. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile oluşturulan seramikler.

Mikroyapılarına göre (93):

1. Cam bazlı sistemler
2. Cam bazlı dolduruculu sistemler
3. Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
4. Polikristalin katılar

İçeriklerine göre (94):

1. Metal Destekli Seramik Sistemler
 - a. Döküm metal alt yapı üzerinde bitirilen dental seramikler
 - b. Alüminyum folyo üzerinde bitirilen dental seramikler
2. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler)

2.6. Tam Seramikler

Son yıllarda estetik restoratif materyallere olan talebin ve estetik bilincin artması ve metal destekli seramik sistemlerin biyouyumluluğu ve estetiği konusundaki endişeler tam seramik sistemlerin gelişimine imkan vermiştir. Metal destekli seramik restorasyonlar ile klinik olarak başarılı sonuçlar elde edilmiştir ancak estetik diş hekimliğine olan ilginin artması beraberinde alternatif materyaller ve tedavi yaklaşımlarının gelişimini hızlandırmıştır.

2.6.1. Tam seramik sistemlerin endikasyonları

1. Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme görülen dişlerde,
2. Estetiğin öncelikli olduğu ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vakalarda,
3. Diş yapısının ve periodontal sağlığın korunması gerektiği durumlarda,
4. Diastema varlığında,
5. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
6. Metal alerjisi olan kişilerde,
7. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
8. Çene yüz protezlerinde,
9. Kole defektlerinde,
10. Black 1,2,3,4,5 kaviterde,
11. Şekil ve diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla tam seramik restorasyonlar kullanılabilir (95-97).

2.6.2. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları

1. Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1 mm'den az olduğu durumlarda,
2. Klinik kron boyunun çok kısa olduğu dişlerde,
3. Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
4. Bruksizm veya parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerde,

5. Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde,
6. Örtülü kapanış ve ileri itimin artmış olduğu vakalarda,
7. Karşılıklı temas gerektiren sporlarla uğraşanlarda, kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde, tam seramik kuronların uygulanması tercih edilmemelidir (95, 96).

2.6.3. Tam seramiklerin avantajları

1. Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translüsensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda görülmemektedir.
2. Seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıklarından mükemmel bir estetiğe sahiptir
3. İnert yapılarından dolayı daha az ısı ve elektrik ileterek termal hassasiyetleri azaltırlar (98)
4. X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut dolgu ve kuron altındaki dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir.
5. Seramik restorasyon ve alt yapısı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metalle olan birleşmedeki gibi kabarcık, çatlak, ayrılma görülmez.
6. Metal destekli seramik restorasyonlardaki translüsensi eksikliği görülmez ve böylece doğal dişe yakın görünüm sağlar (97).

2.6.4. Tam seramiklerin dezavantajları

1. Basamaklı kesim gerektiren seramik sisteminde üst çene arka bölge uygulaması zordur.
2. Diş kesimi metal destekli seramik kuronlara göre daha çok dikkat gerektirir.
3. Laboratuvar çalışmaları daha çok dikkat ve titiz bir çalışma gerektirir.
4. Maliyeti yüksektir.
5. Ek laboratuvar ekipmanı gerektirir.
6. Kırılğandırılar (95).

2.6.5. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Rosenbulm ve Shulman (96) seramikleri metal destekli ve tam seramik olarak iki başlıkta sınıflandırmıştır. Tam seramikler geleneksel, dökülebilir, frezlenebilir, preslenebilir ve infiltre edilebilir seramikler olarak üzere ayrılmaktadır.

O'Brien (94) tam seramik sistemleri içeriklerine göre sınıflandırmıştır. Buna göre; 1. Güçlendirilmiş alt yapı seramikleri: Alüminyum ile güçlendirilmiş, magnezyum ile güçlendirilmiş ve zirkonyum ile güçlendirilmiş olanlar, 2. Feldspatik: Yüksek ve düşük lösit oranı bulunanlar, 3. Dökülebilen ve preslenebilen cam seramikler: Lösit ile güçlendirilmiş, lityum disilikat ile güçlendirilmiş ve mika içerenler şeklindedir.

Conrad ve ark. (97) seramikleri, cam seramikler, alüminyum esaslı seramikler ve zirkonyum dioksit esaslı seramikler olarak sınıflandırır ve cam seramikleri 3'e ayırır: lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve feldspatik seramikler.

Kelly ve Benetti (99) tarafından sıklıkla kullanılan sınıflandırma sistemi, seramik materyallerini cam içeriğine göre tanımlar ve şöyle ayırır: (1) ağırlıklı olarak cam içerenler, (2) partikül doldurucu camlar ve (3) cam içermeyen polikristalin seramikler.

Ancak, bu sınıflandırmalar belirsiz veya kesin olmayabilmekte ve yeni restoratif materyallerin sisteme dahil edilmesine kolayca izin vermemektedir.

Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için yeni bir sınıflandırma sistemi Gracis ve ark. (100) tarafından tanımlanmıştır. Bu yeni sınıflandırmada seramik malzemelerin ayırımında kullanılan kriterler, kimyasal bileşimlerindeki faz veya fazlara dayanır. Böylece, seramik materyali cam-matriks fazı bulunup bulunmaması ya da materyalin yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matriks içeriğine göre sınıflandırılır. Alt gruplar, bileşimleriyle birlikte her grupta tanımlanır ve yeni geliştirilen materyallerin mevcut ana gruplara yerleştirilmesine izin verir.

Buna göre seramikler (100);

1. Cam-matriks Seramikler

- a. Feldspatik Seramikler
- b. Sentetik Seramikler
 - Lössit bazlı
 - Lityum disilikat ve türevleri
 - Florapatit bazlı
- c. Cam-İnfiltrasyon Seramikler
 - Alümina
 - Alümina ve magnezyum
 - Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin Seramikler

- a. Alümina
- b. Stabilize zirkonya
- c. Zirkonya-sertleştirilmiş alümina
- d. Alümina-sertleştirilmiş zirkonya

3. Rezin-matriks Seramikler

- a. Rezin nanoseramik
- b. Cam seramik içerikli rezin matriks
- c. Zirkonya-silika seramik içerikli rezin matriks seramikler olarak sınıflandırılır.

1. Cam-matriks seramikler: cam fazı içeren metal olmayan inorganik seramikler.

a. Feldspatik

Cam-bazlı sistemler, esas olarak silika veya kuartz olarak da bilinen SiO_2 ve çeşitli miktarlarda Al_2O_3 içeren materyallerden oluşurlar. Doğada bulunan ve farklı miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alüminosilikatlar feldspar olarak bilinirler. Feldsparlar diş hekimliğinde kullanılan camları oluşturmak için çeşitli yollarla değişikliğe uğrarlar. Alüminosilikat camların sentetik formları da dental seramikler için üretilmektedir (90).

Bu geleneksel seramik grubu, kil/kaolin, kuvars ve feldspat içeren üçlü bir materyal sistemine dayanır. Potasyum feldspat, miktara bağlı olarak, restorasyonun yapısal kuvvetini arttırmakla kalmayıp, aynı zamanda metal alt yapıların kaplanması

için uygun hale getiren lösit kristallerini (kristalin faz) oluşturur (termal genişleme katsayısı, metal alt yapıdan % 10 daha düşüktür) (100).

Bu materyaller ilk olarak porselen takım dişlerin yapımında kullanılmıştır. 60–70 MPa arasında düşük bükülme direncine sahiptirler. Bu malzemeler hala metal ve seramik alt yapıların kaplanmasında, refraktör day tekniği veya platin folyo ile veneer restorasyonların üretiminde ve dişlerin estetik adeziv restorasyonlarında kullanılmaktadır (93). (ör. IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya).

Vita Mark II

Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1991 yılında CEREC 1 sistemi (Siemens AG, Bensheim, Almanya) için tanıtılan işlenebilen bir feldspatik porselendir. Vita Mark I ile karşılaştırıldığında geliştirilmiş dayanıklılığa ve daha ince partikül boyutuna (4 µm) sahiptir. Genel olarak SiO₂ (% 60-64) ve Al₂O₃'ten (%20-23) oluşur ve hidroklorik asit ile pürüzlendirilerek adeziv simantasyon için mikromekanik tutuculuk oluşturulur Monokromatik yapıda olan bu materyal aynı zamanda birçok farklı renk seçeneği sunar, karakterize edilebilir ve polikromatik (Vita TriLuxe Bloc) seçenekleri de mevcuttur (97).

Cerec Blocs

Bir diğer feldspatik seramik olan Cerec Blocs (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) 2007 yılında piyasaya sunulmuştur ve Vita Mark II ile benzer özellikler sergilemektedir. 6 farklı renk tonu ve 3 farklı renk doygunluğunda seçenekleri olmakla birlikte polikromatik özellikte bloklar (Cerec Bloc PC) da bulunmaktadır (101).

Feldspatik restorasyonların üretiminde bir başka teknik kopya-milleme tekniğidir (Celay; Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, İsviçre). Bu sistem, inley, onley veya kron altyapıların direkt akrilik rezin replikalarını dublike ederek restorasyonları üretir. Dijital sistemlerin gelişmesiyle Celay sistemi eskisi kadar kullanılmamaktadır (97). Cam seramiklerin gelişmesinde önemli katkısı olan bir diğer materyal Dicor'dur (Dentsply, York, Pensilvanya, ABD). %30 cam matriks içinde çökelmiş %70 tetrasilisik flormika kristallerinden oluşan cam-seramiktir. Restorasyonlar kayıp mum tekniği ile elde edilmektedir, daha sonra işlenebilen cam seramik olarak da piyasaya sunulmuştur ancak şu an mevcut değildir (97).

b. Sentetik Seramikler

Hammaddelerin doğal kaynaklarına ve onların türevlerine olan bağımlılığı azaltabilmek için, seramik endüstrisi sentetik materyalleri kullanmaya başladı (100). Bileşim, üretici firmalar arasında değişiklik gösterse de, genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Metal altyapı ile termal genleşme uyumu sağlamak ve dayanıklılığı arttırmak için cam fazları, yapay kristal bir feldspatik ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 4\text{SiO}_2$) yapı olan lösitin yanı sıra apatit kristalleri ile kombine edilebilir (100).

Mekanik özellikleri geliştirmek ve altyapı malzemesi olarak kullanmak için kristalin fazı güçlendirilmiş feldspatik porselenler mevcuttur. Bunlar, SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , seryum oksit (CeO_2), bor trioksit (B_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO), titanyum dioksit (TiO_2) (ör. IPS Empress) veya yaklaşık %70 lityum disilikat (ör. IPS Empress II), SiO_2 , Al_2O_3 , lantan oksit (La_2O_3), magnezyum oksit (MgO), çinko oksit (ZnO), K_2O , lityum oksit (Li_2O) ve fosfor pentoksitten (P_2O_5) oluşmaktadır. Lityum disilikat sistemler (ör. IPS e. max Press, IPS e. max CAD), mekanik özelliklerinin gelişmesi ile birlikte inley, onley, kron ve ön bölge 3 üyeli sabit protezlerde kullanılmaya başlanmıştır. Ek olarak, zirkonya ile zenginleştirilmiş lityum silikat-güçlendirilmiş seramikler kullanıma sunulmuştur (ör. Suprinity; Celtra Duo; bileşim [% ağırlık olarak]: SiO_2 [56%-64%], Li_2O [15%-21%], K_2O [1%-4%], P_2O_5 [3%-8%], Al_2O_3 [1%-4%], ZrO_2 [8%-12%], ve CeO_2 [0%-4%]) (100).

• Lösit bazlı

IPS Empress

Wohlwend ve Scharer tarafından cam seramik yapının lösit kristalleri ile güçlendirilmesi sonucu elde edilen IPS Empress sistemi 1991 yılında Zürih Üniversitesinde geliştirilmiş ve Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sunulmuştur (88). Ağırlık olarak içeriği şöyledir: %63 SiO_2 , %17.7 Al_2O_3 , %11.2 K_2O , %4.6 Na_2O , %1.6 CaO , %0.7 BaO , %0.6 B_2O_3 , %0.4 CeO_2 , %0.2 TiO_2 .

Cam yapının kontrollü kristalizasyonundan sonra toz formundaki ürün, silindirik kalıplara preslenerek lösit ile güçlendirilmiş hazır seramik bloklar elde edilir. Empress sistemde kaybolan mum tekniği ile restorasyonlar üretilmektedir. Restorasyonun mum modelajı yapılır ve özel revetmanı ile manşete alınır. Seramik tabletler, özel fırınlarda gerçekleştirilen mum uçurma işlemi ile oluşan negatif boşluklara yüksek ısı ve vakum altında preslenir. Restorasyonun bitimi boyama

tekniki ya da tabakalama tekniği kullanılarak yapılır (96, 100). IPS Empress sistemi ile üretilen restorasyonların bükülme direnci 120-200 MPa ve kırılma dayanıklılığı 1.5-1.7 MPa/m arasındadır. Yüksek translusensiye sahip estetik restorasyonlardır, ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde, metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda (102) ve köprü restorasyonlarında kontrendikedir ancak laminate veneer, inley, onley ve kron restorasyonları için endikasyonu vardır (103).

IPS Empress CAD

1998 yılında tanıtılan ilk lösit ile güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM blok ProCAD'dir (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). Bu sistem mevcut IPS Empress CAD'e geliştirilmiştir ve IPS Empress'e benzer olmakla birlikte hacimce %35-45 lösit kristalleri ve 1-5 µm kristal partikülleri içermektedir. Bloklar 9 renk seçeneği ve yüksek ya da düşük transülenside mevcuttur. Ayrıca polikromatik formda da sunulmaktadır (104).

- Lityum disilikat ve türevleri

IPS Empress II

1998'de piyasaya sunulmuş lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) cam seramiktir. Ağırlık olarak; %57-80 SiO_2 , %11-19 Li_2O , %0-13 K_2O , %0-11 P_2O_5 , %0-8 ZnO , %0-5 MgO , %0,1-6 La_2O_3 , %0-5 Al_2O_3 , %0-8 pigment içerir (105). Hacimsel olarak % 60'ından fazlasında bulunan 0.5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.1-0.3 µm. uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri IPS Empress II seramiğinin mikro çatlaklara karşı dayanıklılığını artırmaktadır (106).

Kayıp mum ve ısı-basınç tekniği ile üretilen bir lityum disilikat cam seramiği olan IPS Empress ingotlar 920 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır (107). Bükülme direnci 300-400 MPa, kırılma dayanıklılığı 2.8-3.5 MPa/m arasındadır. IPS Empress II sistemi ile anterior bölgede üç üye köprü, posterior bölgede en çok 2. premolar bölgesine dek uzanan ve en fazla premolar genişliğinde olan gövdeye sahip, üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanmasında endikedir (100, 108). IPS Empress II sisteminde elde edilen altyapıların üzerine, tabakalama yöntemiyle florapatit esaslı seramik uygulanarak ışık geçirgenliğine izin veren semitransludent restorasyonlar elde edilir (109).

IPS e. max Press

2005 yılında geliştirilen IPS e.max Press, IPS Empress gibi preslenebilir lityum disilikat cam seramiktir (97). İngotlar kristalize halde bulunur ve ısıyla birlikte vizköz ve preslenebilir hale gelir.

IPS e.max Press materyali farklı fırınlama işlemlerine tabi tutularak, ingotların içerisinde yüzey defekti oluşma riski önlenerek fiziksel özellikleri artırılmış ve materyalin translüsensliği geliştirilmiştir. Temel kristal faz olan lityum disilikat kristalleri hacimce %70 oranında ve 3-6 µm uzunluğunda olup cam matriks içine gömülmüş şekildedir (110). Ağırlık olarak %57.0-80.0 SiO₂, %11.0-19.0 Li₂O, %0.0-13.0 K₂O, %0.0-11.0 P₂O₅, %0.0-8.0 ZrO₂, %0.0-8.0 ZnO, %0.0-10.0 diğer oksitler ve %0.0-8.0 renk oksitleri içerir. Üst yapı seramiği nano-florapatit veneer seramiği olan IPS e.max Ceram veneer materyalinden oluşmaktadır (107).

Renk pigmentleri erime ısısına ulaştığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalan iyonlar istenilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Ancak renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır. IPS e.max Press sistemi ingotlar şeklinde bulunurlar ve 5 farklı opasitede piyasaya sunulmuştur; HT (yüksek translüsensi), MT (orta translüsensi), LT (düşük translüsensi), MO (orta opasite), HO (yüksek opasite). LT bloklara boyama ve tabakalama tekniği uygulanabilirken, MT ve HT bloklara sadece tabakalama tekniği uygulanmaktadır (110, 111).

IPS e.max Press, 400 MPa bükülme direnci, 3.0 MPa/m kırılma direncine sahiptir. Anterior ve posterior bölgede hem tek kron hem de tek diş eksikliği durumunda 3 üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir (110, 111).

IPS e. max CAD

IPS e.max CAD ((Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2006 yılında piyasaya sunulan lityum-disilikat CAD/CAM materyalidir ve IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıdadır. Estetik seramiklere oranla 2-3 kat daha büyük esneme direncine sahiptir (360-400 MPa). Dayanıklılıktaki bu artış, materyalin asitlenerek dişe adeziv simantasyonuna veya konvansiyonel simantasyon tekniklerinin kullanımına olanak tanır. Lityum disilikat başlangıçta, diğer yüksek dayanıklılıktaki seramik kor materyallerine kıyasla daha fazla saydamlık sağlayan bir altyapı malzemesi olarak geliştirildi. Ancak dayanıklılıktaki artışla beraber, hastabaşı

CAD/CAM sistemlerinde monolitik restorasyon olarak kullanımları popülerlik kazandı.

IPS e. max CAD bloklar hacimce %40 oranında ve 0.2-1 µm uzunluğunda lityum metasilikat kristalleri (Li_2SiO_3) içerirler. Blok mavi menekşe rengindedir, yaygın olarak 'Mavi Blok' şeklinde tanımlanır. Kısmen kristalize 'yumuşak' faz, işleme sırasında frez aşınmasını önler ve materyale zarar vermeden bloğun kolayca kazınmasına olanak tanır (104).

Kazıma sonrası, lityum disilikatın kristalizasyonu için restorasyon porselen fırınında 850 °C' de vakum altında 20-25 dakika iki aşamalı fırınlama işlemine tabi tutulur. İlk aşamada lityum metasilikat kristalleri çökelerek kontrollü çift nükleasyon oluşur. İkinci aşamada metasilikat faz tamamen eriyip dağılır ve lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon süresince, lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristal faz, lityum disilikata ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) dönüşür. Dayanım 360-400 MPa' a çıkar ve mavi renkten asıl seçilen renk tonuna geçiş olur. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde ve 1,5 µm boyutunda lityum disilikat kristalleri içerir (104, 112).

Vita Suprinity

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (Vita Suprinity; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) inley, onley, parsiyel kron, veneer, ön ve arka diş kronlar ve implant üstü yapıların CAD/CAM uygulamalarında kullanılmak üzere piyasaya sunuldu. Bu yeni cam seramik hacimce %10 oranında zirkonyum ile güçlendirilmiştir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş ilk lityum silikat seramiktir ve zirkonyum (ZrO_2) ile cam seramiğin olumlu özelliklerini bir araya getiren yenilikçi bir materyaldir. Seramik matriks ağırlıklı olarak cam içerdiğinden, polikristalin seramiklerden farklı olarak, hidroflorik asitle pürüzlendirmeye elverişlidir (113). Zirkonyum partikülleri seramik yapıyı güçlendirmek ve çatlak oluşumunu önlemek için eklenmiştir. Kristalizasyon sonrası elde edilen yapı, gelişmiş mekanik özellikler sergiler ve estetik açıdan oldukça tatmin edicidir. Gelişmiş translüsensiye ve farklı renk tonlarına sahip olduğu için monolitik restorasyonlar olarak kullanılabilir (114).

Seramik yapı içerisinde %56-64 SiO_2 , %15-21 Li_2O , %1-4 K_2O , %3-8 P_2O_5 , %1-4 Al_2O_3 ve %8-12 ZrO_2 bulunmaktadır. Kristalizasyon öncesi kırılma direnci 210 MPa iken kristalizasyon sonrası 420 MPa' a ulaşır (115).

- Florapatit bazlı

IPS e. max Ceram

Nano-florapatit üst yapı seramiğidir. Cam matriks içerisinde nano boyutlarda florapatit kristallerinden oluşmaktadır. Lityum disilikat içeriğe sahip restorasyonlar, özel üst yapı seramiği gerektirirler. Çünkü ısıl genleşme katsayıları, lüsit içerikli seramiklerle kullanılan feldspatik üst yapı seramiklerinden yüksektir (107).

c. Cam-İnfiltr

Cam infiltr edilmiş, kısmen sinterlenmiş alümina 1988 yılında In-Ceram adı altında tanıtılmıştır. Konvansiyonel metal seramiklere alternatif olarak geliştirilmiş ve büyük klinik başarı elde etmiştir.

- Alümina

1989 yılında tanıtılan In- Ceram Alumina tek üye restorasyonlar ve anterior bölgede üç üyeli sabit bölümlü protez yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemdir. Slip-cast tekniği ile üretilen yüksek dayanıklılıkta seramik kor yapıya sahiptir. Ağırlıkça %70-80 alüminyum oksit içeren yarı sıvı karışım ısıya dayanıklı güdük üzerine uygulanır ve 1120 °C'de 10 saat süre ile sinterlenir. Ortaya alüminyum partiküllerinin pöröz bir iskeleti çıkar ve bu yapı lantan cam ile infiltr edilip 1100 °C'de 4 saat süreyle ikinci kez fırınlanır. Böylece pöröz yapı ortadan kalkar, dayanıklılık artırılır ve çatlak yayılımı sınırlandırılmış olur. Bu yapıda, geniş uzunlamasına taneler (10-12 µm uzunluğunda ve 2,5-4 µm genişliğinde), yontulmuş parçacıklar (1 ile 4 µm çapında) ve 1 µm'den küçük çapta küresel taneler olmak üzere, üç farklı boyutta alüminyum partikülleri gözlenir (97, 100). Alüminyum ve camın termal genleşme katsayısındaki farktan dolayı, dayanıklılığı arttıran baskı gerilmeleri de ortaya çıkmaktadır. (100).

In-Ceram Alumina seramik materyalinin bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma direnci ise 3,1-4,61 MPa arasındadır (110). Opak yapısından dolayı sınırlı estetik olanaklar sağlar ve alt yapı üzerine feldspatik porselen işlenmesi önerilir. Ayrıca CEREC (Sirona Dental Systems) kazıma sistemi ile kullanılabilen alümina bloklar (VITABLOCS In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik) da mevcuttur (97, 102).

- Alümina ve magnezyum

1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Translüsensiyi arttırmak için yapısında magnezyum ve alümina karışımı içerir, ancak bükülme direnci In-Ceram Alümina'dan düşük olduğu için (283-377 Mpa) sadece ön bölge kronlarının yapımında endikedirler. Bu materyal aynı zamanda CEREC inLab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile işlenebilir, ardından feldspatik porselen ile kaplanabilir (97).

- Alümina ve zirkonya

In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), In-Ceram Alumina sisteminin güçlendirilmesi için yapısına %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya oksit ile cam infiltre edilmiş alumina eklenmesiyle oluşan bir modifikasyonudur (97). In-Ceram Zirconia seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 Mpa, kırılma direnci ise 6-8 Mpa arasındadır (110). Geleneksel slip-cast yöntemi kullanılabilir ya da materyal prefabrike, yarı sinterize bloklardan kazanabilir ve sonrasında feldspatik porselen ile kaplanabilir. In-Ceram Zirconia'nın aşırı opak ve ışık geçirgenliğinin az olması nedeniyle ancak posterior bölgede kron ve köprü restorasyonlarının altyapılarında endikedir (97, 102).

2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin en önemli özelliği dayanıklılık ve kırılmaya karşı direnç sağlayan ancak ışık geçirgenliği sınırlı olan ince grenli kristal yapıda olmalarıdır. Ayrıca, cam faz içermediğinden hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi zordur, uzun asitleme süresi ya da yüksek sıcaklık gerektirir (100).

a. Alümina

Procera AllCeram

Bu materyaller yüksek saflıkta ve yoğun sinterize Al_2O_3 içerir (%99.5). İlk olarak Nobel Biocare tarafından 1990'ların ortalarında CAD/CAM ile üretime uygun kor materyali olarak tanıtılmıştır. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve nispeten yüksek dayanıklılığa sahiptir. Elastik modülü ($E = 300$ GPa), tüm dental seramiklerin en yükseğidir, kütleli kırıklara yol açmaktadır. Kırılmaya olan bu eğilimi nedeniyle

ve gelişmiş mekanik özelliklere sahip başka malzemelerin tanıtılması ile alüminaların kullanımı azalmıştır (100, 116).

b. Stabilize zirkonya

Saf zirkonya üç ana fazda bulunur: monoklinik, kübik ve tetragonal. 1170 °C ye kadar stabil halde olan monoklinik faz, bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza geçmektedir ve 2370 °C'nin üzerinde kübik forma dönüşür (97).

Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında materyal içerisinde sıkışma gerilimi ve büyük hacimsel değişiklikler (%4) görülür. Hacimdeki bu artış çatlakları kapatarak, materyalin kırılma dayanımında büyük artışa neden olur. Bu transformasyon sertleşmesinin pratikte kullanımı, saf zirkonyaya oksit ilavesi ile tetragonal ya da kübik fazın oda ısısında stabilizasyonunu gerektirir. Stabilize edici oksitler (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃) bu safhalardan herhangi birini tamamen veya kısmen stabilize edecektir (100, 97, 117).

Mikroyapılarına göre zirkonya seramikler tam stabilize zirkonya (TSZ), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak tanımlanmaktadır (118). Tam stabilize zirkonyada, zirkonya kübik formdadır ve %8 mol den fazla itriyum oksit (Y₂O₃) içerir. Parsiyel stabilize zirkonya kübik matriks içerisinde nano boyutta tetragonal ya da monoklinik partiküllerden oluşur ve tetragonal zirkonya polikristalleri genellikle itriyum ya da seryum ile stabilize tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir (118).

Dental zirkonyumların tamamı TZP tipindedir, en yaygın kullanılan Y-TZP' dir, çünkü bu form kazıma ve sinterlemeden sonra en yüksek bükülme dayanımı (900-1400 Mpa) ve kırılma direncine (5-10 MPa/m²) ulaşır. Zirkonyum seramikler, genellikle altyapı materyali olarak kullanılmaktadır, ancak monolitik restorasyonların yapımında da kullanılabilirler. Monokromatik formda mevcuttur ve gerektiğinde boyama yöntemiyle renklendirilebilir. Dentinden mineye olan renk değişimini taklit eden polikromatik CAD/CAM bloklar ve disklerin kullanımı popülerlik kazanmaya başlamıştır (ör. Katana Zirconia ML, Kuraray). Ayrıca, ışık geçirgenliği arttırılmış materyaller de üretilmeye başlanmıştır. (ör, Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; and Zirlux FC2) (100).

c. Zirkonya-sertleştirilmiş alümina (ZTA)/d. Alümina-sertleştirilmiş zirkonya (ATZ)

İlk olarak 1976'da Claussen, alüminaya stabilize olmayan zirkonya eklenmesinin, alüminanın kırılma tokluğunu arttırdığını belirtti (119). Bileşimdeki zirkonya ya da alümina oranı üretici firmalar arasında farklılık gösterebilir. Sınıflandırmak gerekirse, ZTA ağırlıkça %50'den fazla alümina içerirken, ATZ ağırlıkça %50'den fazla zirkonya içermektedir. (Ör. NANOZR, Panasonic Electric Works, Osaka, Japonya) ZTA materyali kütlede %67.9 ZrO₂, %21.5 Al₂O₃, %10.6 CeO₂, %0.06 MgO, %0.03 TiO₂ bileşiminden oluşmaktadır. Son teknoloji, sinterleme öncesi zirkonya nanopartiküllerinin alümina mikropartiküllerine eklenmesine yöneliktir. Y-TZP ile karşılaştırıldığında bu materyallerin avantajları, düşük ısılarda bozulmaya direnç, yüksek dayanıklılık, ve kırılma direncidir ve siklik yükleme direnci Y-TZP'nin iki katından fazladır (100).

3. Rezin-matriks seramikler

Bu kategori yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrikse sahip materyalleri kapsar. Metal olmayan inorganik materyallerin yüksek sıcaklıkta fırınlanması ile üretilen geleneksel seramiklerin tanımı dikkate alındığında, organik bir matriksin varlığı teorik olarak rezin matrikse sahip seramikleri sınıflandırmanın dışında bırakmaktadır (120). Ancak, rezin-matriks seramikler sınıflandırmaya dahil edilmiştir çünkü Dental İşlemler ve İsimlendirilmesine İlişkin 2013 ADA kılavuzunda (121) porselen/seramik tanımı, ağırlıklı olarak inorganik ısıya dayanıklı bileşikler içeren porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikleri kapsayan preslenebilen, fırınlanan, cilalanan ya da işlenebilen materyaller olarak yapılmıştır. Bu bölümde tanıtılan materyaller bu kategoriye uymaktadır çünkü ağırlıklı olarak (ağırlıkça %50<) ısıya dayanıklı inorganik bileşiklerden oluşur, daha az baskın olan organik faz (polimer) varlığı göz önüne alınmamaktadır (100).

a. Rezin nanoseramikler

Lava Ultimate

Ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partikülleri ile güçlendirilmiş rezin matriksten oluşurlar. Yapı içerisinde bulunan 20 nm çapında silika nanopartikülleri, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikülleri ve zirkonya-silika nanokümelere (nanopartiküllerin bağlanmış kümeleri) doldurucular arasındaki boşlukları azaltır ve yüksek nanoseramik içeriği sağlar.

Blokların üretim aşamasında yapıya katılan silan, rezin matris ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlamaktadır.

Nanoseramik materyalinin elastik modülü 10-20 GPa olup, dentine yakındır ve cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe eder. Kırılma direnci 204 MPa olup; feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır. Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implantüstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere oranla çok daha azdır.

b. Cam seramik içerikli rezin matris seramikler

Vita Enamic

Ağırlıkça %86 ya da hacimce %75 inorganik faz, ve ağırlıkça %14 ya da hacimce %25 organik faz içerir. İnorganik faz feldspatik seramiktir, organik fazı dimetakrilatlar (UDMA and TEGDMA) oluşturur. Üç boyutlu birbirine bağlı çift ağ yapısı ile sadece matris fazının sürekli olduğu geleneksel kompozitlerden farklılık gösterir. Seramik ağ deformasyon ve aşınmaya karşı direnç sağlar, ancak kırılmaya karşı hassastır. Plastik deformasyona uğrayabilen esnek polimer ağ kırılmaya karşı direnç kazandırır. Üretici firma bu materyali hibrit seramik olarak da belirtmektedir. Porselen fırınında geleneksel yöntemlerle cilası yapılamadığından, pürüzlülük ve yüzey defekti oluşumunu azaltmak için işleme sonrası iyi bir parlatma yapılması çok önemlidir (122).

c. Zirkonya-silika seramik içerikli rezin matris seramikler

Farklı organik matrislerle ve seramik ağırlık yüzdesindeki değişime göre ayarlanmış olan inorganik içeriği ağırlıkça %60'ından fazlasını oluşturur (Ör. Shofu Block HC, Shofu, Kyoto, Japonya). Bir diğer örnek, polimer matrise gömülü %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından oluşan kompozit bloklardır (Ör. MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Block, 3M ESPE, St Paul, ABD) (100).

2.6.6. Tam seramiklerin yapım yöntemleri

Tam seramik sistemleri yapım tekniği yönünden dört gruba ayrılmaktadır. Bu sınıflandırma aşağıdaki gibidir (123):

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde hazırlanan seramik sistemleri
 - a. Aluminus porselenler
 - b. Magnezyum kor
 - c. Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp, ABD)
 - d. Optec (Jeneric, Pentron Inc, ABD)
 - e. Hi-Ceram (Vita Zahnfabric, Almanya)
 - f. In-Ceram (Vita Zahnfabric, Almanya)
2. Dökülebilir cam seramik sistemleri
 - a. Dicor (Dentsply, ABD)
 - b. Cerapearl (Kyocera, ABD)
3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı-basınç ile üretilen porselen sistemleri)
 - a. IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn)
 - b. IPS-Empress 2
 - c. Finesse All Ceramic(Dentsply/Ceramco York, ABD)
 - d. IPS e.max Press (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn)
 - e. Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Meiningen, Avusturya)
4. CAD/CAM sistemleri
 - a. Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
 - b. Celay (Mikrona, Almanya)
 - c. Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
 - d. Cercon (DeguDent, Almanya)
 - e. Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
 - f. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
 - g. Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
 - h. Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

2.7. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM deyimi diş hekimliği teknolojisinde ‘Bilgisayar Destekli Tasarım’ ve ‘Bilgisayar Destekli Üretim’ in kısaltmasıdır. Kronlar, veneerler, inley, onley, sabit köprüler, implantlar, tam protezler ve ortodontik apareyleri içeren dental restorasyonların tasarım ve yapımının geliştirilmesi için kullanılır. Ayrıca, CAD/CAM tekniği ile çene yüz protezlerinin üretimi de yapılabilmektedir. Bu teknolojinin ilk denemeleri 1980’lerin ortalarında başlamıştır. Dr. Mörmann hasta başı klinik uygulamalarda aynı gün içinde restorasyonların yapımını sağlayan yenilikçi bir yaklaşım olan CEREC Sistemi’ni geliştirdi (124). Tarihsel olarak CEREC Sistemi (Sirona) diş hekimliğinde ilk hasta başı CAD/CAM sistemidir ve hali hazırda 3. jenerasyon ürün mevcuttur. 2006’da Dr. Mörmann, CEREC CAD/CAM konseptinin diş hekimliğinin önemli bir kısmı olmaya başladığına dikkat çekmiştir (125).

Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde, blok şekillendirilirken aşındırmanın iki eksende yapılmasından dolayı diş ile restorasyon arasında ideal bir uyum elde edilememekteydi. Günümüzde ise altı eksenli aşındırma yapabilen sistemler geliştirilmiştir (126).

2.7.1. CAD/CAM sisteminin avantajları

1. Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır.
2. Daha uyumlu restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır.
3. Bu sistemlerle birlikte hata potansiyeli oldukça azalmıştır ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir.
4. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler açısından zaman kaybı engellenmiştir. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır (115).

2.7.2. CAD/CAM sisteminin dezavantajları

1. CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM uygulamaları henüz ekonomik değildir.
2. Monokromatik blokların kullanılması ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların üretilmesi ile bu sorunda aşılmaya başlanmıştır.
3. Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (115).

2.7.3. CAD/CAM sistemlerinde üretim metodları

CAD/CAM sistemi 3 ana bileşenden oluşur. İlki, geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilen dijital bilgiye dönüştüren dijitalizasyon aracı/tarayıcısıdır. İkincisi, bilgiyi işleyen uygulamaya bağlı olarak yapılması amaçlanan ürün ilgisi ve verilerini sağlayan yazılımdır. Üçüncü bileşen, bilgiyi belirli bir ürüne dönüştüren bir freze cihazı/üretim teknolojisidir (125).

Mevcut geliştirilmiş CAD/CAM sistemleri üretim metodlarına göre aşağıdaki gibi 3 gruba ayrılabilir (124):

1. Ofis sistemi; Hekim preparasyonu dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretir ve tek seansta yerleştirir.
2. In Lab sistemi; Ağız içi ölçülerden elde edilen modeller laboratuvarda taranır ve CAD/CAM kullanılarak restorasyon üretilir.
3. Merkezi üretim; Hekim hasta başında dijital ölçü alarak elde ettiği veriyi internet yoluyla laboratuvara gönderir.

Şu anda mevcut olan hasta başı işleme cihazı ile birlikte kullanılan ofis sistemleri CEREC (Sirona Dental; Charlotte, NC) ve E4D'dir (D4D Technologies; Richardson, TX). Hasta başında alınan dijital ölçülerin laboratuvara gönderildiği sistemler iTero, CEREC and Lava C.O.S. sistemleridir. Taranan veriler daha karmaşık ve ileri restorasyonların üretimi için (CEREC AC Connect ya da E4D Sky yoluyla) laboratuvara aktarılabilir.

2.8. Simantasyon

Simantasyon, diş ve restorasyon arasındaki boşluğu kapatmak ve bağlantı oluşturarak restorasyonun uzun süre ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan bir işlemdir (127).

Simantasyon sırasında kullanılan yapıştırma ajanları olan simanlar herhangi bir sabit restorasyonun dişler üzerine uygulanması sırasında kullanılır (128).

İdeal bir yapıştırma simanı (129);

1. İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
2. Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
3. Gerekli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
4. Yeterli kırılma direnci göstermeli,
5. Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
6. Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
7. Ağız içinde çözünmemeli,
8. Doku uyumu olmalı,
9. Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalı,
10. Çevresel faktörlerle yeterince dengeli bir uyum içerisinde olmalıdır (yorgunluk direnci, erozyon vb.).

Simantasyon sınıflandırması iki başlık altında incelenebilir (127):

- I. Geleneksel simantasyon
- II. Adeziv simantasyon

Çinko fosfat, çinko polikarboksilat veya cam iyonomer simanlar kullanılarak yapılan geleneksel simanyasyonda restorasyonun diş üzerinde uzun süre kalabilmesi için diş preparasyonu sırasında retansiyon ve rezistans formu elde edilmeli ve restorasyon-diş arasında 50-120 µm siman aralığı olmalıdır. Adeziv simantasyonda restorasyon-diş arasında adezyonu sağlayacak rezin simanlar kullanılmaktadır. Diş ve restorasyon iç yüzeyinde pürüzlülük oluşturulur ve bu pürüzlerin arasına girebilecek uygun akıcılıkta rezin simanlar kullanılır. İki grup arasındaki en önemli fark sertleşme mekanizmalarıdır. Geleneksel simanlar asit baz reaksiyonu sonucu sertleşerek tuz ve su oluşturur. Rezin simanlar ise polimerizasyon yoluyla sertleşirler (127).

Doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği tam seramik restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerdir. Seramik restorasyonların yapıştırılmasında, önceleri inkofosfat ve cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan restorasyonların ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Kırılma, retansiyon problemleri ve estetik sorunlar rezin simanların gelişmesine neden olmuştur (130).

Adeziv rezin simanların baskı dayanımı değerleri (320 MPa), inkofosfat simanların baskı dayanımından (121 MPa) daha fazladır. Üstün fiziksel özelliklere sahip rezin simanlarla desteklenen cam seramik restorasyonlar, yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç ve gelişmiş klinik performans göstermektedirler (67).

Geleneksel simanlar opak olmaları sebebiyle tam seramik restorasyonların estetiğini olumsuz yönde etkileyeceğinden ışık geçişine izin veren kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanılması önerilmektedir (131).

2.8.1. Rezin simanlar

Rezin simanlar asitle pürüzlendirilen mine ve dentine mikromekanik ve kimyasal yolla bağlanırlar. 4-META (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) veya MDP (metakriloksi diketil fenil fosfat) monomeri içeren rezin simanlar metal yüzeyi üzerindeki oksit tabakasıyla meydana gelen kimyasal etkileşimleri sonucu da kuvvetli bir bağlantı kurarlar (132).

Birçok rezin siman ağırlıkça %50-70 oranında cam ve silika içerir. Bu doldurucular simanın baskı ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dirençli olmasını sağlar ve çözünürlüğünü azaltır.

Kompozit rezinler, organik polimer matriks faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere 3 fazdan oluşmaktadır (132, 133). Organik faz, Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA; inorganik faz, matriks içine dağıtılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriumdan oluşur (132). UDMA, renk değişimine daha dirençli olup, iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı visköz yapıya sahip olduğundan visköziteyi azaltmak için matrikse TEGDMA ilave edilmiştir. Ara faz ise organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir (132, 133).

Rezin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre ışıkla, kimyasal olarak veya her iki tekniğin kombinasyonu ile (dual) polimerize olabilirler (127).

1. Işıklı polimerize olan rezin simanlar:

Bu tür rezin simanlar uzun çalışma süresi, farklı renk ve kıvam seçenekleri ve iyi renk stabilizasyonuna sahiptirler. Tek pat sisteminde üretilirler ve polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon, hızlandırıcı olarak alifatik amin içerirler. Bu simanlar sadece ışığın kolayca ulaşabileceği 1.5 mm kalınlığından az translusent yapıda laminate restorasyonların simantasyonu için uygundur (128, 134).

2. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar:

Toz-likit veya iki ayrı pat halinde bulunurlar. Polimerizasyon için ışık gerekmemektedir, kimyasal yolla polimerize olurlar. Bu simanların kullanım alanları; tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (Zirkonyum oksit içeren) tam seramik ve kompozit restorasyonlardır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, fazla renk seçeneği ve translusenslik sunmazlar (128, 134).

3. Dual polimerize olan rezin simanlar:

Işık kaynağının rezin simanın tamamına ulaşmasının mümkün olmadığı kalın (1,5-2 mm'den fazla) veya opak restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Dual polimerize olan simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunmaktadır (128).

Dual polimerize rezin simanlarda, ışıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok hızlı gerçekleşir. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla polimerize edilirse simanın viskozitesi hızla yükselir ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit-amin sistemi yoğunluk arttığından birbirini bulamaz ve devre dışı kalır. Bu yüzden simantasyon sırasında mümkün olan en son evrede ışık kaynağının kullanılması önerilir (134).

2.9. Rezin Kaplama Tekniği

'Immediate Dentin Sealing' veya 'Rezin Kaplama Tekniği' olarak adlandırılan bu teknik, indirekt restorasyonların yapımında daimi ölçü alınmasından önce prepare edilmiş dentin yüzeyine dentin bağlayıcı ajan uygulanması işlemidir (135). Kompozit veya seramik inleyler, onleyler veya verner restorasyonların simantasyonundan önce bu tekniğin kullanımı önerilmektedir. Bu teknik ile bağlanma dayanımının arttığı, marjinal aralık oluşumunun ve bakteriyel sızıntının azaldığı, ayrıca dentin hassasiyetinin önleendiği bildirilmiştir (135).

2.10. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Kompozit rezin ile diş dokuları arasındaki bağlantı adeziv restorasyonların uzun dönem başarısında oldukça etkilidir. Restoratif materyaller ağız içerisinde sürekli olarak ısı, pH ve tükürük akışı değişimlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle dental bir restorasyonun doğal yaşlanma sürecini *in vitro* ortamda taklit etmek için termal siklus, suda bekletme, oklüzal yükleme, kırılma dayanıklılığı, yorulma direnci, sızıntı ölçümü gibi yöntemler önerilmektedir (136).

2.10.1. Termal siklus (Isısal döngü ile yaşlandırma)

Termal siklus, 1952'den beri diş hekimliği araştırmalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sistem, ağız içerisinde ısısal değişiklik etkisi yaratabilmek amacıyla, restoratif materyalleri tekrar eden döngüsel bir sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakarak yaşlanmayı taklit eder (137).

Isısal değişiklikler rezin ve diş arasındaki bağlantıda gerilme yaratır ve bağlantı kuvvetini etkiler ayrıca, boyama, marjinal bozulma, aşırı duyarlılık ve pulpal patolojinin gelişmesine yol açan mikrosızıntıya neden olarak restorasyonun marjinal bütünlüğünü bozar (137).

Yıllar boyunca araştırmacılar, muhtemelen teknik farklılıklar ve standart bir metodun olmaması nedeniyle çelişkili sonuçlara sahip birçok çalışmada dental materyallerin testi amacıyla bu prosedürü kullandılar (137, 138).

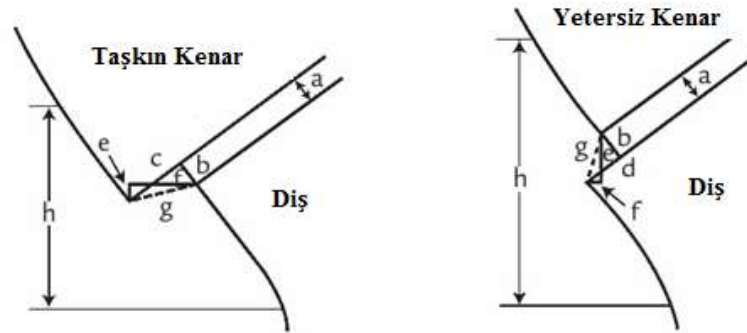
Bununla birlikte, ortak görüş, termal siklusun etkilerinin, test edilen materyallerin çeşitliliği, kavite tasarımı, farklı metodlar veya sert dokuların

özellikleri ile ilişkili olabileceği yönündedir (137). Ek olarak, analiz etmek için geniş aralıklarda sıcaklık sınırı, banyolar arası geçiş süreleri ve bekleme süreleri olduğu bilinmektedir (138).

Dolayısıyla, ağız boşluğunun fizyolojisine mümkün olduğunca yakın ve gerçekçi bir termal siklus sistemi belirlemek oldukça önemlidir. *In vitro* testler hala dental materyallerin başlangıç taraması için vazgeçilmez bir yöntem olmaya devam etmektedir ve mevcut protokoller arasında termal siklus, restoratif materyallerin yaşlandırılmasında geçerli bir *in vitro* yöntem gibi gözükmemektedir (137).

2.11. Marjinal Uyum

Bir dental restorasyonun klinik başarısı ve kalitesi 3 ana faktör tarafından belirlenir: estetik değer, kırılmaya karşı direnç, ve marjinal uyum (139). Restorasyonun marjinal uyumu bu başarıyı elde etmede oldukça önemli bir yere sahiptir. Yetersiz uyum plak birikimine yol açarak çürük riskini artırır (139). Özellikle subgingival marjin kenarlarında plak birikimi periodontal hastalıklara ve endodontik enflamasyona yol açabilir (140). 1980'lerin sonuna kadar, marjinal uyum değerlendirmesi her zaman aynı mesafeden ölçülmemiştir (139). Holmes ve ark. (141) 1989'da net bir terminoloji önererek marjinal uyumu genellikle marjinal aralık veya mutlak marjinal farklılığı ölçerek değerlendirdiler (Şekil 1).



- a. İnternal aralık
- b. Marjinal aralık
- c. Taşkın kenar
- d. Yetersiz kenar
- e. Vertikal marjinal açıklık
- f. Horizontal marjinal açıklık
- g. Mutlak marjinal açıklık
- h. Oturma uyumsuzluğu

Şekil 1. Marjinal aralığa ait terminoloji.

Amerikan Diş Hekimleri Birliği Spesifikasyon No. 8'de çinko fosfat siman film kalınlığı Tip 1 simanlar için 25 μm , Tip 2 simanlar için 40 μm 'yi geçmemesi gerektiği belirtilmektedir (142). Ancak marjinal uyumun incelendiği çalışmalar, bu hedefe nadiren ulaşıldığını göstermektedir (139). Gardner (143) uygun şartlar altında bile, bu doğruluk seviyesine nadiren ulaşıldığını gözlemledi. 1000'den fazla restorasyon üzerinde yapılan 5 yıllık bir çalışma sonrasında, McLean ve von Fraunhauser (144) kabul edilebilir marjinal açıklığın maksimum 120 μm olduğu sonucuna vardılar.

2.11.1. Marjinal uyum ölüm yöntemleri

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde farklı ölüm yöntemleri kullanılmaktadır ve bu da sonuçları önemli lde etkilemektedir (139). Birinci ve en yaygın kullanılan yöntem, uygulanmasının basit ve hızlı olmasından dolayı marjinal alanın direkt mikroskobik incelenmesidir. Bu yöntemde, hazırlanan örnek üzerine restorasyon yerleştirilir, stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskobuyla (SEM) kenar aralığının fotoğrafı elde edilir. Fotoğraf üzerinde elle veya özel bilgisayar programları ile ölümler yapılabilir. Bu yöntemin avantajları ölümler direkt olarak yapıldığı, duplikasyon veya ara madde gerekmediği için hassas ve kolay ölüm yapılabilmesi ve direkt ölüm yapılan restorasyonun zarar görmemesidir. Böylece değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla llebilir (145). Ancak bu yöntemin 2 önemli dezavantajı vardır. Birincisi, lm yapılacak referans noktalarını belirlemek zor olabilir. İkincisi, projeksiyon hatalarına neden olabilir (146). Işık mikroskobunda yapılan ölümlerin sağlıklı olabilmesi için ölüm yapılacak noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise odaklama derinliğinin işık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölüm n  yapmak mümkün olmaktadır. İkinci yöntemde, simantasyonu yapılan örneklerden kesitler alınarak marjinal alan mikroskop altında incelenir. Bununla birlikte, bir örnekten sadece sınırlı sayıda kesit alınabilir. Bu iki teknik bazen marjinal alanın kendisi üzerinde değil de, epoksi rezin replikaları üzerinde ölüm yapılmasında kullanılır. Bu uygulama kesin sonuçlar vermediği için vazgeçilmiştir. nc bir metod, kron ve diş arasındaki açıklığın silikon replikasının elde edilmesinden meydana gelmektedir.

Daha sonra bu replikadan kesit alınır ve marjinal alana karşılık gelen bölge mikroskop altında incelenir. Bu yöntem, sınırlı sayıda marjinal aralığın ölçümüne imkan vermektedir. Dördüncü yöntem, lazer videografı, örneklerden elde edilen modeller ile birlikte dijital ortama aktarılan silikon replika işlemini içermektedir. Bu yöntem genellikle iç uyumun ölçümünde kullanılmaktadır ancak marjinal uyumu ölçmek için gerekli temel referans noktalarının güvenilir bir şekilde tanımlanmasını sağlamadığı görülmüştür. Beşinci teknik olan profilometride, özellikle yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri için tasarlanan bir cihaz olan profilometre kullanılarak marjinal uyum ölçülür. Mutlak marjinal uyumsuzluğun dolaylı olarak ölçülmesine izin verir ve elde edilen sonuçlar yanlış yorumlanmaya açıktır. Kullanılan son teknik, x-ışını mikrotomografisidir. Restorasyon ve diş arasındaki boşluğun 2 ve 3 boyutlu görüntüsünü sağlayan bu yenilikçi ve koruyucu teknik, marjinal alanın en dar bölümlerini görüntüleyerek çok sayıda ölçüm alanı sağlar ve kritik aralıkların ölçümü daha rahattır (139).

2.11.2. Ölçüm yapılan alan sayısı

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde gerekli olan ölçüm alanı sayısı ile ilgili literatürde kesin bir görüş birliği yoktur. Bununla birlikte, bu parametre oldukça önemlidir; çünkü marjinal açıklık, aynı örnekte 300 μm 'lik bir mesafe içinde 100 μm kadar farklılık gösterebilmektedir. Groten ve ark. (146) sayısal varyansı $\pm 5 \mu\text{m}$ 'de sınırlamak için marjinal uyum değerlendirmelerinde 50 ölçüm almayı önerdiler. 2004'te Gassino ve ark. (147), Groten ve ark.'nın (146) elde ettiği sonuçların hatalı olduğunu iddia ettiler ve laboratuvarında hazırlanan dayanak dişlere uygulanan deneysel kronların değerlendirilmesinde 18, ağız içi ölçüler alınarak üretilen örnekler için 90 gözlem noktasının gerekli olduğunu belirttiler (139).

2.12. Kırılma Dayanımı

Dayanım; materyale uygulanan bir yük altında deformasyona uğramadan karşı koyduğu en yüksek gerilim derecesi olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılık, baskın olan gerilim cinsine göre çekme, basma ve makaslama dayanımı gibi isimler

alır. Materyalin dayanım değerlerini açan baskı durumlarında materyalde bozulmalar gözlemlenir. Restorasyonların maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin çoğu basma kuvveti şeklinde olduğu için yapılan restorasyonların klinik başarı değerlendirmelerinde bu gerilim tipi göz önünde bulundurulur (90, 94, 128).

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci, bu materyallerin klinik uygulamalarına karar vermede oldukça önemli bir etkidir. Zaman alıcı ve maliyetli bir klinik araştırmaya başlamadan önce, *in vitro* bir çalışma, yeni bir dental materyalin *in vivo* kullanılabilirliğini değerlendirmede yardımcı olabilir (148).

Bükme testlerinden elde edilen dayanıklılık değerleri tipik klinik durumları taklit edemeyen, basit geometrik şekle sahip örneklerin (ör. ubuk veya disk) kısmi sonuçlarıdır. Dişlerin anatomik yapısına uygun olarak üretilen seramik örneklerin kırılma testi, davranışlarının tanımlanmasında yararlı bir araç olabilir (149). Test anatomik örneklerin (köprü, kron, inley) kırılma noktasına kadar yüklenmesi yoluyla yapılır. Endikasyon eşitleri için yeni bir restoratif materyalin performansı, bu deney tipindeki *in vitro* alışmalardan elde edilen sonuçların, aynı deneydeki iyi tanımlanmış ve kabul görmüş malzemelerin değerleri ile kıyaslanması ile kararlaştırılabilir (150).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı restoratif materyaller kullanılarak üretimleri yapılan endokronların marjinal uyumları ve kırılma dirençleri değerlendirildi. Çalışma Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü. Çalışmada kullanılan sarf malzemeleri ve hizmet alımları Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenen 2015-3382 2697-03 kod numaralı bilimsel araştırma projesi ile temin edildi. Bu *in vitro* çalışmanın etik onayı 23/06/2015 tarihli toplantıda B.E.Ü Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından 2015-54-23/06 Protokol numarası ile alındı (Ek 1).

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmada periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilmiş alt daimi 1. molar insan dişi kullanıldı. Çekimleri tamamlanan dişler akan su altında yıkandı ve ultrasonik alet yardımıyla sert ve yumuşak doku artıklarından temizlendi. Çürüksüz, kırık veya çatlak olmayan, kökleri birbirinden ayrık 50 adet diş çalışmada kullanılmak üzere seçildi. Dişler seçilirken benzer morfolojiye sahip olmalarına dikkat edildi. Bu amaçla dişlerin kron-kök boyları, mezial-distal ve bukkal-lingual genişlikleri dijital kumpas (Alpha Tools, Mannheim, Almanya) yardımıyla ölçüldü (Şekil 2). Seçilen dişler, örnekler hazırlanana kadar distile su içerisinde bekletildi ve haftada bir distile su değiştirildi.



Şekil 2. Diş seçimi ve dijital kumpas görüntüsü.

3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması

Dişlere kök kanal tedavilerinin yapılması amacıyla elmas rond frez ile su soğutması altında endodontik giriş kaviteleri açıldı. Pulpa dokusu tirnerf yardımı ile uzaklaştırıldı. Kanal şekillendirmesi nikel-titanyum döner alet sistemi kullanılarak yapıldı. Genişletme esnasında kanallar %2,5'lik NaOCl ile yıkandı. Şekillendirme tamamlandıktan sonra son irrigasyon distile su ile yapıldı ve kanallar kağıt koniler (Paper Point, Dia-ProISO.06, Diadent Group İnt., Kore) ile kurutuldu. Soğuk lateral kompaksiyon yöntemiyle güta perka ve kanal patı kullanılarak kanallar dolduruldu.

3.3. Endokron Preparasyonu

Kök kanal tedavisi tamamlanan dişlerin koronal kısımları, çelik separe kullanılarak su soğutması altında mine-sement sınırının 2 mm üzerinde kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 3).



Şekil 3. Dişlerin koronal kısmının uzaklaştırılması.

Koronal kısımları uzaklaştırılan dişlere standart endokron preparasyonları tek bir operatör tarafından yapıldı. 4 mm uzunluğunda omuzlu elmas champher frez kullanılarak kavite derinlikleri standardize edildi. Pulpa odası iç duvarları oklüzale doğru genişleyen tarzda, 4° eğime sahip elmas champher frez ile şekillendirildi (Şekil 4). Pulpa odası tabanı düz bir şekilde bitirildi. Kavite iç kenar açıları 90° açıyla butt-marjin tarzda hazırlandı. Kavite duvar kalınlıkları 2 mm'den az olmayacak şekilde preparasyonlar tamamlandı. Tüm frezler kalın grenliden ince olana doğru sırasıyla kullanıldı. Kavite iç duvarları ve tabanı büyüteçli gözlük (Heine HR 2.5x, Heine, Herrsching, Almanya) ile incelendi, keskin kenar ve köşe

bırakılmadı. Kavite derinlikleri ve duvar kalınlıkları dijital kumpas ve periodontal sond ile kontrol edildi. Sonuç olarak, 4 mm derinliğinde bir santral retansiyon kavitesi ve 8-10° pulpa odası iç duvar eğimine sahip endokron preparasyonları elde edildi.



Şekil 4. Endokron kavite preparasyonunda kullanılan frezler.

Preparasyonları tamamlanan diş kaviteyi hava su spreyi ile basınç altında yıkılarak temizlendi. Bu aşamadan sonra kavite iç yüzeylerine *Rezin Kaplama Tekniği* uygulandı. Bu prosedüre göre prepare edilen dentin yüzeyleri 15 sn asitle (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) pürüzlendirildi, yıkandı ve 3-4 sn kurutuldu. 15 sn Primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı 3-5 sn kurumaya bırakıldı. Adeziv rezin (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 20 sn boyunca yüzeylere ince tabaka şeklinde uygulandı ve LED polimerizasyon cihazı (3M ESPE Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile 2 mm uzaklıktan 20 sn polimerize edildi. Bu aşamadan sonra kök kanal ağızları ve kavite tabanı mikrosızıntının engellenmesi amacıyla 1 mm akışkan kompozit (Denfil Flow, Vericom, Anyang, Kore) ile kapatıldı (Şekil 5).



Şekil 5. Rezin kaplama tekniği sonrası kanal ağızları ve kavite tabanının kompozit ile kapatılması.

Kök kanal tedavileri ve endokron preparasyonları yapılan 50 adet alt 1. molar diş, her bir grupta 10 örnek olacak şekilde, rastgele seçilerek 5 grup oluşturuldu. Gruplar Tablo 1’de gösterildi.

Tablo 1. Grup adı ve içerikleri.

Grup adı	Grup No	İçerik
GC	1	Feldspatik seramik bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
GE	2	Polimer infiltre hibrit seramik bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
GEC	3	Lityum disilikat cam seramik bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
GS	4	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
GEP	5	Lityum disilikat cam seramik ingotlardan ısı-basınç yöntemi ile üretilen endokronlar

3.4. Restorasyonların Hazırlanması

Çalışmada kullanılan materyaller Şekil 6’da, teknik bilgileri Tablo 2’de gösterildi.



Şekil 6. Çalışmada kullanılan materyaller.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve teknik bilgileri.

Materyal	Üretici	Tipi	İçerik	Seri no
Cerec Blocs	Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya	Feldspatik seramik blok	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂	42461
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Hibrit seramik blok	Ağırlıkça %86 Feldspatik seramik: SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ CaO. Ağırlıkça %14 Polimer: UDMA, TEGDMA	43410
IPS e. max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Lityum disilikat cam seramik blok	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO, F, TiO ₂ , ve pigmentler, su, alkol, klorit	U31562
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik blok	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃ , ZrO ₂ , CeO ₂ , pigmentler	44571
IPS e. max Press	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Lityum disilikat cam seramik ingot	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, diğer oksitler ve seramik pigmentleri	T13837

3.4.1. CAD/CAM sistemi ile restorasyonların üretimi

GC, GE, GEC ve GS’de preparasyonu tamamlanan örneklerin dijital optik ölçüleri ağız içi tarayıcı (Cerec Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak yapıldı. Örneklerin endokron restorasyonları (feldspatik seramik bloklar, lityum disilikat cam seramik bloklar, polimer infiltre hibrit seramik bloklar ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik bloklar) CAD/CAM (CEREC MC XL, Sirona) teknolojisi kullanılarak üretildi. Restorasyonların tasarımı bilgisayar (CEREC AC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerindeki yazılım programı (CEREC Software 4.3 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile yapıldı (Şekil 7).



Şekil 7. CEREC CAD/CAM sistemi.

Bilgisayar üzerinde yazılım programı açıldı. Her bir örneğin dijital ölçüsünün alınmasından önce örneğin ait olduğu gruba özel vaka dosyası açıldı. Bunun için ‘Yeni Hasta Ekle’ sekmesi seçilerek çıkan ekranda ‘Soyisim’ kısmına grubun ait olduğu blok adı, ‘İsim’ kısmına grubun ve örneğin numarası, ‘Hasta Kimlik Kartı’ kısmına blok markası, ‘Diş Hekimi’ kısmına operatörün adı yazıldı (Şekil 8). Böylece yazılımda her bir dijital ölçünün hangi gruba ve kaç numaralı örneğe ait olduğu bilgisi verildi.



Şekil 8. Örnek dosyası açılması ve kaydının yapılması.

Örneklerin kimlik bilgileri oluşturulduktan sonra ‘Uygulama’ kısmına geçildi. ‘Endikasyon’ sekmesinden ‘Restorasyon Tipi’ ‘Kron’; ‘Tasarım Şekli’ ‘Biogeneric Individual’ olarak seçildi. ‘Materyal’ kısmında GC için Sirona, Cerec Blocs; GE için Vita, Vita Enamic; GEC için Ivoclar Vivadent, IPS e.max CAD; GS için ise Vita, Vita Suprinity seçildi. Sonrasında restorasyonun üretileceği diş numarası ekrandaki

alt üst ağız modeli üzerinden seçildi ve dijital ölçü almak için 'Acquisition' sekmesi açıldı. Dijital ölçüsü alınacak dişlerin tümü alt çeneye ait olduğu için 'Alt Çene' seçildi ve tüm örneklerin ölçümünde aynı seçenek tekrar işaretlendi. Dijital kamera dişe en yakın mesafeden tutularak sırasıyla bukkal, oklüzal, lingual, mesial ve distal bölgelerin optik görüntüsü kaydedildi. Eksik kısımların görüntüsü tekrar alındı ya da dijital ölçü tekrar edildi, istenmeyen fazla görüntüler 'Kes' sekmesi ile temizlendi (Şekil 9).



Şekil 9. Restorasyon tipi, tasarım şekli, materyal seçimi ve dijital ölçü.

'Model' sekmesine geçilerek görüntü alt çene arkı üzerinde olması gereken bölgeye yerleştirildi, anterior-posterior ve mesial-distal olarak Spee Eğrisi ve Oklüzal Düzlem'e uygun biçimde ayarlandı. Ardından 'Marjin Çizimi' seçilerek bu ekranda otomatik olarak restorasyonun marjinal sınır çizgisi oluşturuldu (Şekil 10). Gerekli görülen kısımlar yakınlaştırılarak düzeltmeler yapıldıktan sonra 'Giriş Aksının Belirlenmesi' bölümüne geçildi ve restorasyonun giriş yoluna karar verildi. Yazılımın belirlediği otomatik giriş aksı gerekli görüldüğü alanlarda düzeltildi ve giriş aksı belirlendi.



Şekil 10. Görüntünün ark üzerine yerleştirilmesi ve marjin çizimi.

Marjin çizimi ve giriş aksı belirlenmesinin ardından restorasyonun tasarımına ‘Tasarım’ sekmesinde başlandı. Kullanılan yazılım otomatik olarak bir tasarım belirledikten sonra ekranın sağ tarafındaki sekmeler ile form ve şekil açısından değişiklikler yapıldı. Tüm restorasyonların kron boyu 7 mm’yi geçmeyecek şekilde ayarlandı (Şekil 11).



Şekil 11. Endokron tasarımı ve kron boyu ayarlanması.

Tasarım tamamlandıktan sonra ‘Üretim’ sekmesine geçilerek restorasyonun bloktan kazınması işlemine başlandı. Ekranda restorasyonun ve tijn blok içerisindeki konumu ve blok boyutu belirlendi (Şekil 12). Tüm gruptaki örnekler için aynı işlem üretim aşamasından önce tekrarlandı.



Şekil 12. Restorasyon ve tijn blok içerisinde konumlandırılması.

Restorasyon bloğu tornalama cihazına yerleştirildi ve uygun frezler ile (Step Bur 12, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), (Cylinder Pointed Bur 20, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kazıma işlemi başlatıldı. Her bir restorasyonun bloklardan kazınması ortalama 12 dk sürdü. İlk dört gruptaki toplam 40 adet örneğin endokron restorasyonu, aynı işlemlerin tekrar edilmesiyle tamamlandı. Elde edilen endokronlar tornalama cihazında kesim işlemi bittikten sonra cihazdan alındı, ince grenli elmas frez ile tijn kısımları düzeltildi ve her bir kron ait olduğu örnek diş üzerine yerleştirilerek kavite uyumları kontrol edildi.

3.4.2. Isı- basınç sistemi ile restorasyonların üretimi

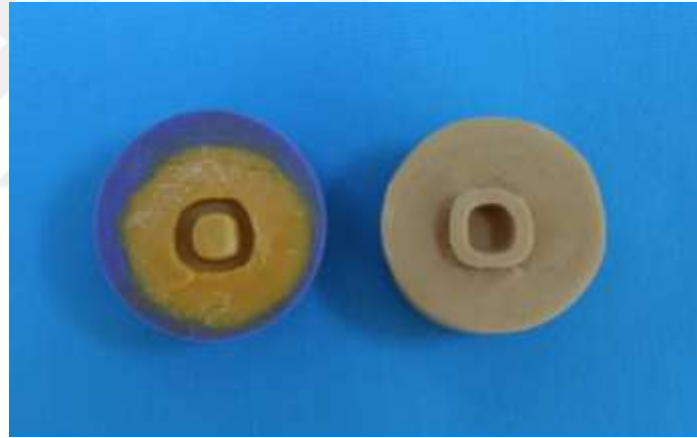
GEP; lityum disilikat cam seramik ingotlardan, IPS e.max Press, ısı-basınç sistemi ile üretilen endokronlardan oluşmaktadır.

Putty kıvamlı ölçü maddesinin (Honigum, Putty Soft Fast, DMG, Hamburg, Almanya) baz ve katalizörü üretici firmanın talimatlarına göre eşit oranda karıştırılarak plastik kalıp içerisine yerleştirildi. İnce kıvamlı light body ölçü materyali (Honigum, Light Fast, DMG, Hamburg, Almanya) karıştırma tabancasına yerleştirilip ince karıştırma ucu takıldı (Şekil 13). Preparasyon alanlarına ve kalıp içerisine ince kıvamlı ölçü maddesi sıkılarak tek aşamada ölçü alındı. Ölçü materyalinin sertleşmesi beklendikten sonra örnek çıkarıldı. Her bir örnek için aynı işlem tekrarlandı.



Şekil 13. Putty ve ligh body ölçü materyalleri.

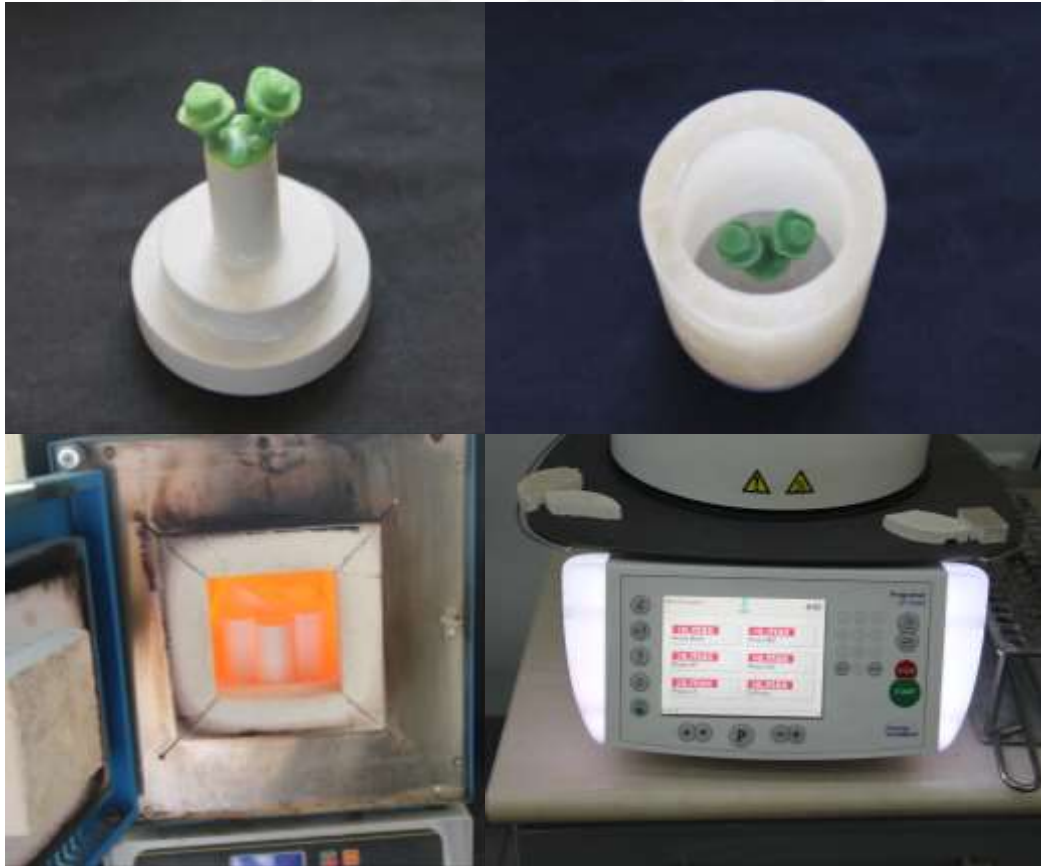
Alınan ölçülerin içerisine Tip 4 sert alçı (Neo Marmorit Super, Siladent, Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) döküldü ve sertleşmesi bekledi. Ardından beyaz alçı ile kaideler hazırlandı ve sertleşmesi beklendikten sonra elde edilen alçı modeller alçı motoru ile düzeltildi (Şekil 14).



Şekil 14. Ölçü ve model eldesi.

Alçı modeller üzerinde yeşil modelasyon mumu (Blaudent, Anka Dental, Bursa, Türkiye) ile endokron modelajı yapıldı. Modelasyonların yapımı sırasında her bir örneğin toplam kron boyu 7 mm'yi geçmeyecek şekilde modelasyonlar tamamlandı. Tijleme sonrası modelasyonlar 100 gr'lık özel silikon manşete alındı. Mum örneklerin manşete alınması için; revetman tozu ve likidi (Polivest, Polident, Volčja Draga, Slovenya) vakumlu karıştırıcıda (Roko Twist Eco, Roko Dent, Bór 177, Częstochowa, Polonya) 60 sn boyunca karıştırıldı. Revetman, silikon manşet içerisine yavaşça döküldü ve hava kabarcığı kalmayana kadar vibrasyon cihazı üzerinde beklendikten sonra manşet kapağı yerleştirildi. Revetman, sertleşme işlemi

tamamlanincaya kadar 1 saat oda ısısında bekletildi. Revetman sertleştikten sonra silikon manşet içerisinden çıkarılarak mumların uzaklaştırılması için ön ısıtma fırınına konuldu (Mikrotek MFX 1005, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye), 1075 °C'de 60 dk bekletilerek mumun tamamen uzaklaşması sağlandı. Revetman ön ısıtma fırınından alındı, A2 renginde IPS e.max Press yüksek şeffaflıktaki seramik ingot ve aluminyum oksit itici piston revetmana yerleştirildi, presleme fırınına (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) pişirme tablasının merkezine konuldu (Şekil 15). Presleme işlemi üretici firmanın talimatlarına uygun olarak dakikada 60 °C ısı artış oranıyla 700-910 °C'de 15 dk yapıldı. İşlem tamamlandığında revetman fırından çıkarıldı ve 1 saat oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Revetmanın fazla kısımları separe yardımıyla uzaklaştırıldı ve önce 4 bar basınç altında 100 µ çapında Al₂O₃ partikülleri, daha sonra 2 bar basınç altında 50 µ çapında Al₂O₃ partikülleri ile seramik örneklerin etrafındaki revetman artıkları temizlendi. Elmas separe ile IPS e.max Press seramik endokronlar tijlerinden kesildi ve alçı modeller üzerinde uyumları kontrol edilerek gerekli düzenlemeler yapıldı.



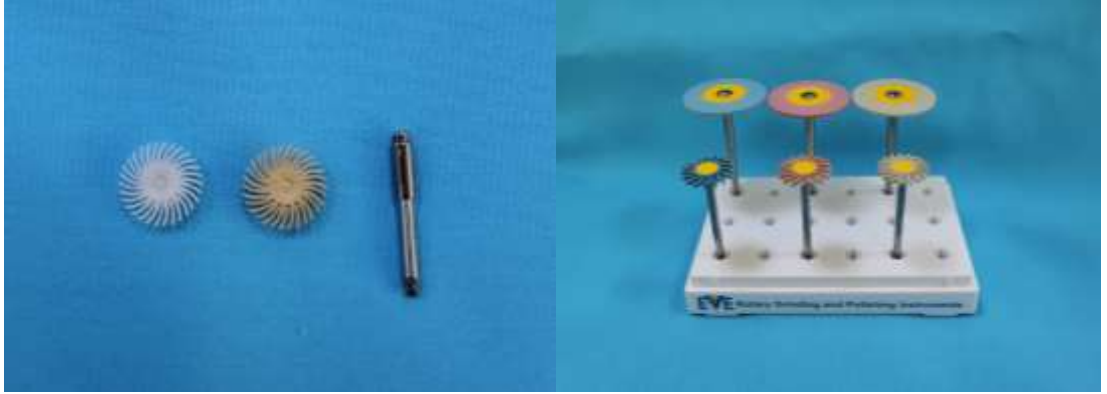
Şekil 15. Tişleme, manşete alma, ön ısıtma fırını ve presleme fırını.

3.4.3. Restorasyonların kristalizasyon, polisaj ve cilası

Üretimleri tamamlanan endokronların kristalizasyon, polisaj ve cilası üretici firmaların talimatlarına uygun şekilde yapıldı.

3.4.3.1 GC endokronların polisajı

İnce grenli elmas bitim frezleri ile yüzey düzenlemeleri yapılan GC endokronların bitim ve polisajında üretici firmanın talimatlarına göre Al₂O₃ kaplı esnek bitim ve cila diskleri (Sof-Lex Spiral, 3M ESPE, St Paul, ABD) ve seramik cila seti (EVE Diapol, EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) kullanıldı (Şekil 16).



Şekil 16. Bitim ve cila diskleri, seramik cila seti.

3.4.3.2. GE endokronların polisaj işlemi

Cila işlemi öncesi ince grenli elmas bitim frezleri ile yüzey düzenlemeleri yapılan Vita Enamic endokronların bitim ve polisajında üretici firmanın talimatlarına göre Al₂O₃ kaplı esnek bitim ve cila diskleri kullanıldı.

3.4.3.3. GEC endokronların kristalizasyon ve cila işlemi

Tornalama cihazından alınan GEC endokronların kristalizasyon işlemi öncesinde restorasyonlar buhar basıncı altında temizlendi ve kurutuldu. Yüzey düzenlemeleri ince grenli elmas frez ile düşük hız ve basınç altında yapıldı, artık maddeler hava spreyi ile uzaklaştırıldı. Endokronlar porselen fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) içerisinde pişirme tablasına yerleştirildi ve kristalizasyon işlemi üretici firmanın talimatları doğrultusunda 850 °C'de 10 dk süre ile gerçekleştirildi (Şekil 17). Kristalizasyon sonrası yüzey düzenlemeleri ve ön cila işlemi esnek polisaj frezleri ile yapıldı (Lus80, Luster for e.max Adjust & Polishing Kit, Meisinger, Colorado, ABD). Cila işlemi için likit ve pastadan oluşan cila kiti (IPS e.max CAD Glaze and Stain Liquid, Glaze Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) restorasyon yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı ve porselen fırınında 840 °C'de 7 dk süre ile cila işlemi tamamlandı.



Şekil 17. GEC endokronların kristalizasyonu.

3.4.3.4. GS endokronların kristalizasyon ve cila işlemi

Üretimi tamamlanan GS endokronlar kristalizasyon işlemi öncesinde basınçlı su buharı ile iyice temizlendi ve hava spreyi ile kurutuldu. Ardından örnekler porselen fırınının pişirme haznesine yerleştirildi. Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak kristalizasyon işlemi 840 °C'de 8 dk süre ile yapıldı (Şekil 18). Kristalizasyon sonrası örnekler fırın içerisinde 680 °C'de soğuyana kadar bekletildi daha sonra çıkarılarak oda sıcaklığına kadar soğumalarına izin verildi. Restorasyon yüzeyleri

ince grenli bir elmas frez ile düzeltildi, hava spreyi ile artık partiküller uzaklaştırıldı. Örneklerin cilasında sprej formunda cila tozu (Vita Akzent Plus Glaze Spray, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı. Restorasyon bir presel yardımı ile simantasyon yüzeyinden tutuldu. Uygulama öncesinde şişe iyice çalkalandı ve 10 cm uzaklıktan dik tutularak tüm restorasyon yüzeyine eşit olarak 1-2 kat püskürtüldü. Simantasyon yüzeyine cila materyalinin gelmemesine dikkat edildi, varsa fazlalıklar bir fırça yardımı ile uzaklaştırıldı. Cila materyalinin kuruması beklenerek tüm yüzeylerde eşit dağılım olup olmadığı kontrol edildi. Gerekli görülen alanlara tekrar sprej uygulandı. Ardından restorasyonlar porselen fırını tablasına yerleştirildi, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 800 °C’de 1 dk süre ile cila işlemi uygulandı.



Şekil 18. GS endokronların kristalizasyonu.

3.4.3.5. GEP endokronların cila işlemi

Örneklerin cila işlemi, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak likit (IPS e. max Ceram Glaze and Stain Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve pasta (IPS e. max Ceram Glaze Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) cila kiti kullanılarak porselen fırınında yapıldı.

3.5. Endokronların Simantasyonu

Bitim ve cila işlemleri tamamlanan restorasyonlar hava su spreyi ile yıkayıp kurutuldu ve kavite uyumları son kez kontrol edildi. Tüm restorasyonların

simantasyonunda dual polimerize olan adeziv rezin siman sistemi kullanıldı (Variolink II, Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 19).



Şekil 19. Rezin siman sistemi.

3.4.4.1. Prepare edilen diş yüzeylerin simantasyona hazırlanması

Tüm dişlerin preparasyon yapılan mine yüzeyleri 30 sn, dentin yüzeyleri 15 sn süreyle %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildi. Ardından yüzeyler 20 sn su spreyi ile yıkayıp hava spreyi ile kurutuldu. Preparasyon yüzeyine fırça yardımıyla 15 sn süre ile primer uygulandı ve hafif hava spreyi ile yayılması sağlandı. Ardından başka bir fırça yardımıyla 10 sn süre ile adeziv uygulandı ve hafif hava spreyi ile dağıtıldı. Daha sonra farklı bir fırça yardımıyla preparasyon yüzeylerine bağlayıcı ajan (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava spreyi ile inceltildi.

3.4.4.2. Restorasyon yüzeylerinin simantasyona hazırlanması

Tüm gruplardaki restorasyonların bağlanma yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesinde %5'lik hidroflorik asit kullanıldı (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent Schaan, Lihtenştayn). GC ve GE restorasyonlar 60 sn süre ile, GS, GEP ve GEC restorasyonlar 20 sn süre ile asitle pürüzlendirildi. Ardından restorasyonlar 60 sn su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bir fırça yardımıyla bağlanma yüzeylerine 60 sn süre ile silan (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Lihtenştayn) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu. Restorasyonların iç yüzeyine bağlayıcı ajan uygulandı ve hava spreyi ile inceltildi.

Yüzey hazırlıkları sonrasında rezin siman sisteminin düşük yoğunlukta A3 renkte katalizör ve baz tüplerinden (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) eşit miktarda karıştırma kağıdı üzerine sıkıldı ve plastik bir spatül ile homojen şekilde karıştırıldı. Restorasyonların iç yüzeyine ve kavitelelerin içerisine uygulandı. Dişlerin üzerine yerleştirilen restorasyonlara özel bir kuvvet ölçer cihaz (NK 300 Dinamometre, Akyol Sanayi Malzemeleri, İstanbul, Türkiye) yardımı ile 100 N'luk standart kuvvet uygulandı. Fazla siman 3-4 sn ışıkla polimerize edilerek temizlendi ve ardından tüm yüzeylerden 30 sn süreyle ışık uygulanarak siman polimerizasyonu gerçekleştirildi. Bitim ve cila diskleri kullanılarak restorasyon kenarlarından siman artıkları uzaklaştırıldı (Sof-Lex System Kit, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD).

3.6. Yaşlandırma

Simantasyonu tamamlanan tüm dişler, 37 °C'de 24 saat distile su içinde bekletildi. Daha sonra tüm örneklere, termal siklus cihazında (Mod Dental, Esetron, Ankara, Türkiye) 5 °C ve 55 °C arasında, 20 sn bekletme ve 5 sn geçiş süresi ile 6000 kez ısıl döngü ile yaşlandırma işlemi uygulandı (Şekil 20). Fizyolojik koşullarda 5 yıllık periyodun taklit edilebilmesi için 6000 siklus ısıl döngü ile yaşlandırma işlemi yapıldı (151, 152).



Şekil 20. Termal siklus cihazı.

3.7. Marjinal Aralık Ölçümü

Restorasyonların marjinal uyum değerlendirmeleri Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (Quanta FEG 450, Oxford Instruments, Udem, Hollanda) kullanılarak yapıldı (Şekil 21).



Şekil 21. Taramalı elektron mikroskobu (SEM).

Tüm örneklerin incelenecek yüzeyleri metal tutucu üzerine yere paralel ve SEM tüpüne dik konumda olacak şekilde yerleştirildi. Her bir örnekten x200 büyütme altında sırası ile bukkal, mezial, lingual, ve distal yüzeylerden, toplamda 20 marjinal aralık ölçümü yapıldı. Ölçüm yapılan her bir yüzeyin fotoğrafı ve ölçüm sonrası elde edilen sayısal veriler bilgisayara kaydedildi.

3.8. Kırılma Dayanımı Testi

Marjinal aralık ölçümleri tamamlanan örnekler kırılma dayanımı testi için hazırlandı. Örnekler mine-sement sınırının 2 mm üzerinde ve uzun aksları yer düzlemine dik olacak şekilde 2x2x2 cm boyutlarında silikon kalıba yerleştirildi ve otopolimerizan akrilik reçine (ProBase Cold, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) içerisine gömüldü (Şekil 22, 23, 24, 25, 26).



Şekil 22. GC endokronlar.



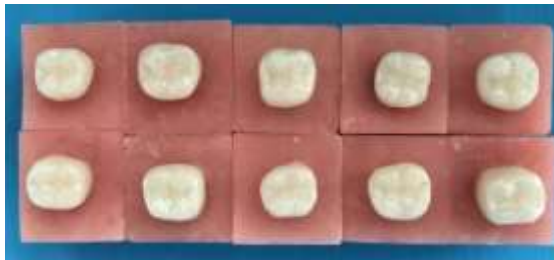
Şekil 23. GE endokronlar.



Şekil 24. GEC endokronlar.

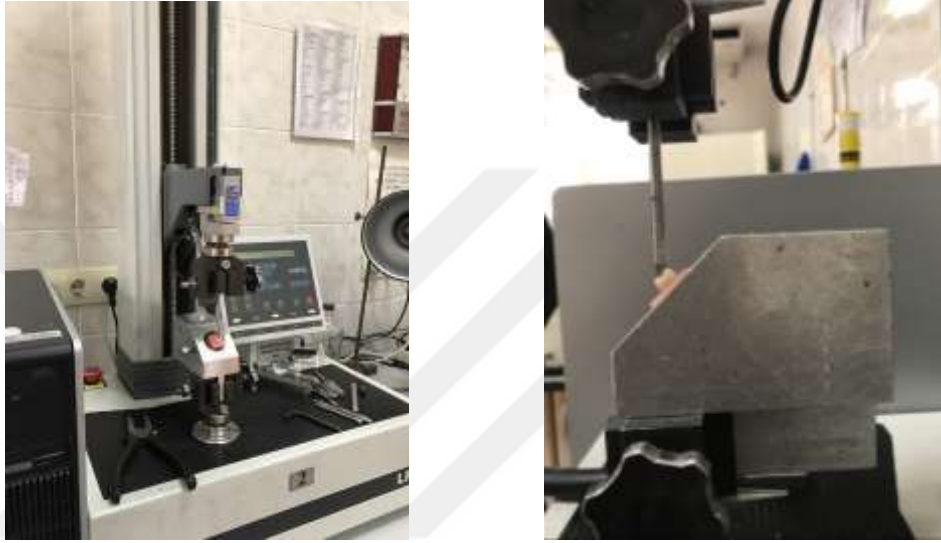


Şekil 25. GS endokronlar.



Şekil 26. GEP endokronlar.

Ardından örnekler kırılma dayanıklılığı testi için Universal Test Cihazı'na (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) alındı. Örnekler, dişlerin uzun aksı yer düzlemi ile 45° açı yapacak şekilde paslanmaz çelikten hazırlanan özel bir düzenek içerisine yerleştirildi (Şekil 27). 2,5 mm çapında küresel çelik uç kullanılarak bukkal tüberkülün lingual eğiminin merkezinden 1 mm/dk kafa hızı ile sıkışma kuvveti uygulandı. Kırılma gerçekleştiği andaki maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden bilgisayara kaydedildi.



Şekil 27. Universal test cihazı ve örneğin düzenek içine yerleştirilmesi.

3.9. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası her bir örnek için kırık yüzeyleri ışık mikroskobu (Leica EZ4 D, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) altında incelenerek başarısızlık tipleri 4 grup altında sınıflandırıldı. Buna göre;

Tip I: Endokron materyalinde koheziv başarısızlık

Tip II: Endokron materyali ve dentin arasında adeziv başarısızlık

Tip III: Mine ya da dentinde koheziv başarısızlık

Tip IV: Kökü de içine alan kırığa ait başarısızlık olarak sınıflandırıldı (153).

Mine-sement sınırının üzerindeki başarısızlıklar 'Restore edilebilir' olarak, mine-sement sınırının altında köke kadar uzanan başarısızlıklar 'Restore edilemez' olarak sınıflandırıldı (153).

3.10. İstatistiksel Yöntem

İstatistiksel değerlendirme SPSS 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Sayısal değişkenler için tanımlayıcı istatistikler aritmetik ortalama±standart sapma, sözel yapıdaki veriler için sayı ve yüzde olarak ifade edildi.

Marjinal uyum ve kırılma direnci bakımından grupların karşılaştırılmasında gruptaki birim sayısı parametrik test varsayımlarını sağlamadığından Kruskal-Wallis varyans analizi kullanıldı. Kruskal-Wallis varyans analizi sonrasında grupların ikişerli karşılaştırılması Dunn testi ile yapıldı.

İki sayısal değişken arasındaki ilişkiyi değerlendirmek üzere yapılan korelasyon analizi öncesinde grup ayrımı olmadan tüm verinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Tüm veriler için ve her bir grupta marjinal uyum ile kırılma direnci arasındaki korelasyonlar Spearman korelasyon analizi ile incelendi ve tüm değerlendirmeler için $p < 0.05$ değeri anlamlı kabul edildi.

Kırılma tipleri bakımından gruplar arasındaki farklılık Ki-kare testi ile değerlendirildi.

4. BULGULAR

Endokron yapımında beş farklı materyalin (feldspatik seramik, polimer infiltre seramik ağ, lityum disilikat cam seramik, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik blok ve lityum disilikat cam seramik ingot) ve iki farklı üretim tekniğinin (CAD/CAM ve ısı-basınç) kullanıldığı çalışmada örneklerin marjinal uyumları SEM görüntüsünde, kırılma dayanımları Universal Test Cihazı'nda değerlendirildi. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak analiz edildi. Analiz sonuçları dört başlık altında incelendi.

4.1. Marjinal Aralık Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Endokron restorasyonların marjinal aralıkları ile ilgili gruplara ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum aralık değerleri Tablo 3 ve Şekil 28'de, grupların ikili karşılaştırmalarına ait sonuçlar Tablo 4'de gösterildi. Her bir gruba ait marjinal aralık SEM görüntüleri Şekil 29-33'te yer almıştır.

Kruskal-Wallis varyans analizi ile grupların istatistiksel karşılaştırılması yapıldı ve marjinal aralık bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.001$). En yüksek marjinal aralık değerleri GEP'de görülürken, en düşük marjinal aralık değerleri GC'e ait örneklerde elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırmalar sonucu en yüksek marjinal aralık değerlerinin görüldüğü GEP ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark görüldü ($p<0.05$). GC, GE, GEC ve GS arasında anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$).

Tablo 3. Gruplara ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum marjinal aralık değerleri.

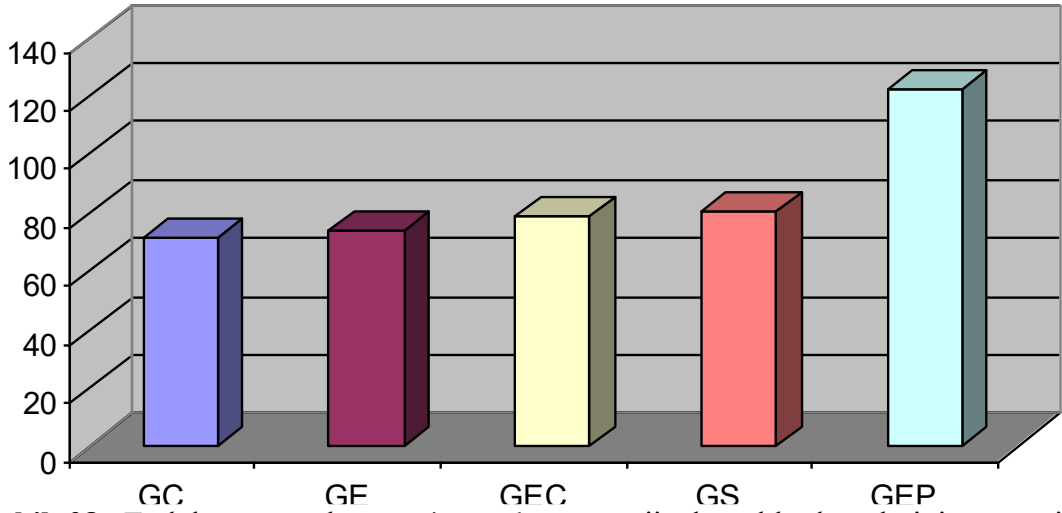
	GC ^a (n=10)	GE ^a (n=10)	GEC ^a (n=10)	GS ^a (n=10)	GEP ^b (n=10)	P
Marjinal Aralık (µm)	71.40±12.87 (53.92-93.82)	74.32±14.47 (46.41-101.02)	78.68±13.75 (63.22-103.30)	80.43±11.65 (57.31-96.72)	122.49±28.37 (65.81-169.25)	0.001

(Farklı üst simge harfleri istatistiksel olarak farklı grupları göstermektedir).

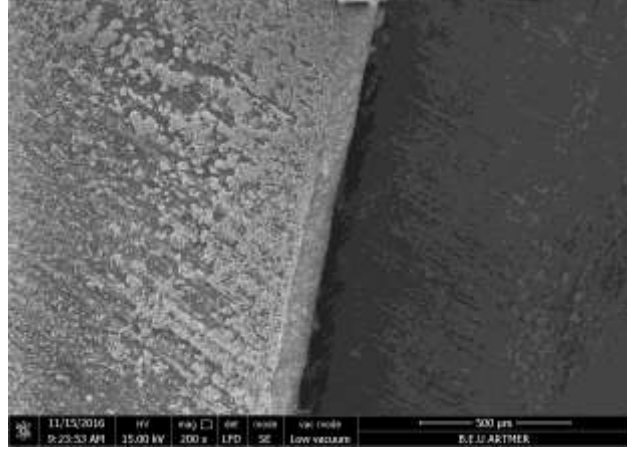
Tablo 4. Marjinal aralık bakımından grupların ikili karşılaştırmaları.

Grupların ikili karşılaştırması	p
GC-GE	0.529
GC-GEP	<0.001
GC-GEC	0.218
GC-GS	0.143
GE-GEP	0.001
GE-GEC	0.739
GE-GS	0.280
GEC-GS	0.529
GEP-GEC	0.002
GEP-GS	0.001

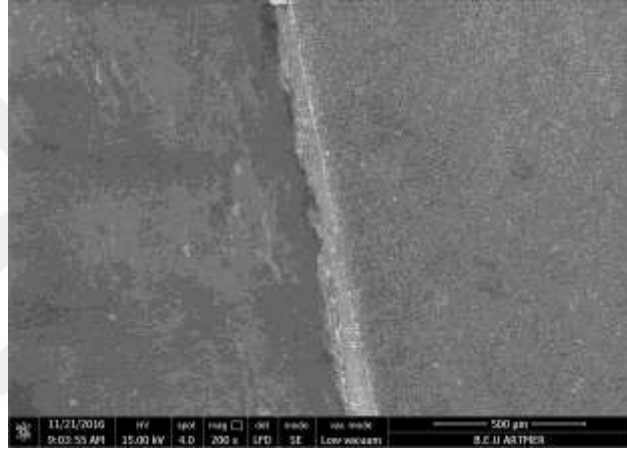
Marjinal Aralık (μm)



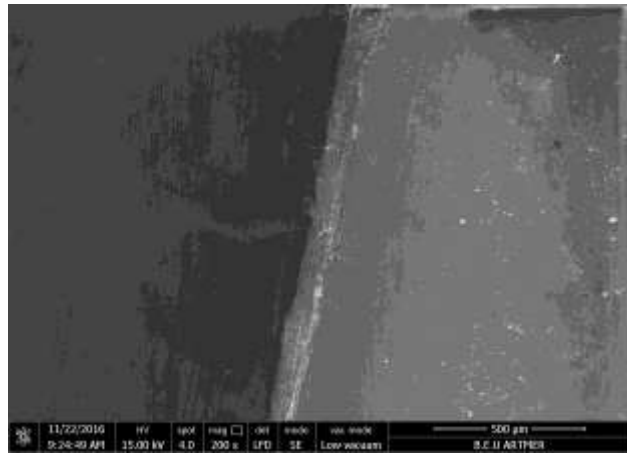
Şekil 28. Endokron gruplarına ait ortalama marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü.



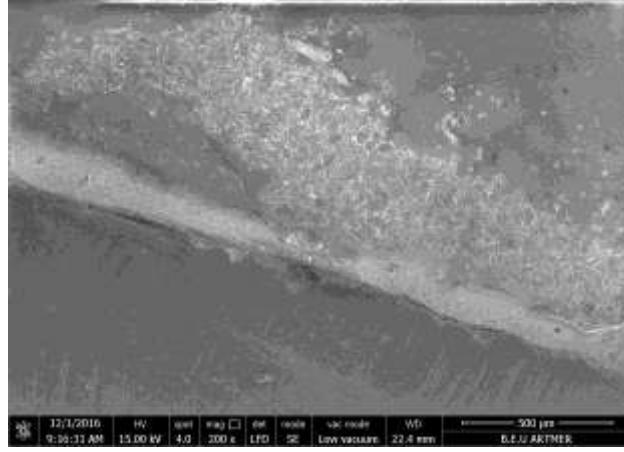
Şekil 29. GC'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).



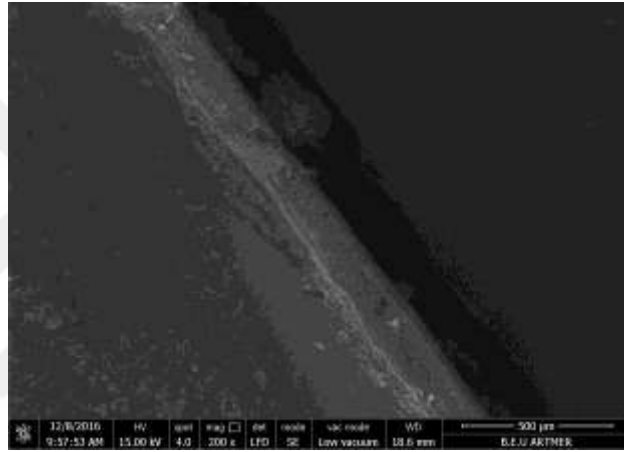
Şekil 30. GE'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).



Şekil 31. GEC'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü ($\times 200$).



Şekil 32. GS'ye ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü (×200).



Şekil 33. GEP'e ait marjinal aralık ölçümü örnek SEM görüntüsü (×200).

4.2. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Kırılma dayanımı verilerinin istatistiksel analizi sonucu elde edilen ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 5 ve Şekil 34'de, grupların ikili karşılaştırmalarına ait sonuçlar Tablo 6'da gösterildi.

Kruskal-Wallis analizine göre gruplar arasında kırılma dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.019$). Beş grup arasında en yüksek kırılma dayanımı değeri GEC'de görülürken, en düşük kırılma dayanımı değeri GC'de görüldü. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırmaların sonuçlarına göre GEC ile GS, GC ve GE arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Ancak, GEC ile GEP arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$).

En düşük kırılma dayanımının görüldüğü GC ile GS ve GE arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0.05$). Ancak, GC hem GEC hem de GEP'ten anlamlı derecede daha düşük bulundu ($p<0.05$).

GS ve GE ile sadece GEC arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülürken, GEP ve GC ile arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0.05$).

Tablo 5. Gruplara ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum kırılma dayanım değerleri.

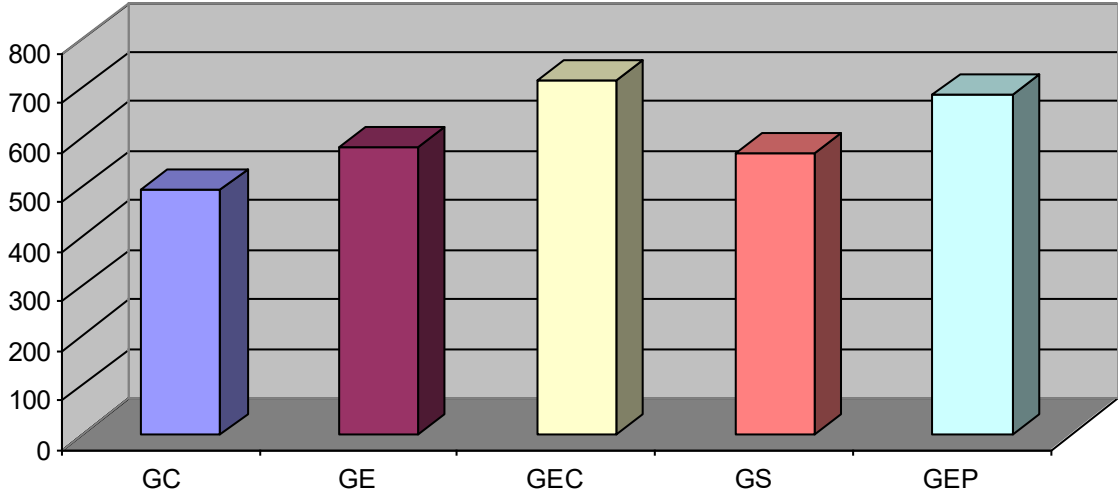
	GC^a (n=10)	GE^{ac} (n=10)	GEC^b (n=10)	GS^{ac} (n=10)	GEP^{bc} (n=10)	p
Kırılma Dayanımı (N)	493.19±158.0 (321.59-744.89)	578.81±150.73 (372.56-899.49)	714.83±139.01 (519.20-916.92)	569.39±103.21 (480.46-779.75)	687.21±183.41 (473.73-953.07)	0.019

(Farklı üst simge harfleri istatistiksel olarak farklı grupları göstermektedir).

Tablo 6. Kırılma dayanımı bakımından grupların ikili karşılaştırmaları.

Grupların ikili karşılaştırması	p
GC-GE	0.218
GC-GEP	0.035
GC-GEC	0.009
GC-GS	0.280
GE-GEP	0.165
GE-GEC	0.043
GE-GS	0.971
GEC-GS	0.011
GEP-GEC	0.579
GEP-GS	0.143

Kırılma Dayanımı (N)



Şekil 34. Endokron gruplarının kırılma dayanımlarına ait ortalama değerlerin şematik görünümü.

4.3. Marjinal Aralık ve Kırılma Direnci Arasında Korelasyon Analizlerine Ait Bulgular

İki sayısal değişken arasındaki doğrusal ilişki Spearman korelasyon analizi ile incelendi. Elde edilen veriler Tablo 7 ve Tablo 8’de gösterildi. Bu analizde ‘r’ korelasyon katsayısını göstermekte ve -1 ile +1 arasında değer almaktadır. ‘p’ olasılık değerini ifade etmektedir ve $p < 0.05$ değeri anlamlı kabul edilmektedir. Buna göre her bir grupta ve tüm gruplar için marjinal aralık ile kırılma dayanımı arasında anlamlı bir korelasyon gözlenmedi.

Tablo 7. Her bir grup için marjinal aralık ve kırılma direnci arasındaki korelasyon analizi.

		Marjinal Aralık									
		GC		GE		GEC		GS		GEP	
		n=10		n=10		n=10		n=10		n=10	
Kırılma Dayanımı		r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
			0.152	0.676	-0.224	0.533	-0.176	0.627	0.285	0.425	-0.370

Tablo 8. Tüm gruplar için marjinal aralık ve kırılma direnci arasındaki korelasyon analizi.

Marjinal Aralık		
N=50		
Kırılma Dayanımı	r	p
	0.125	0.386

4.4. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular

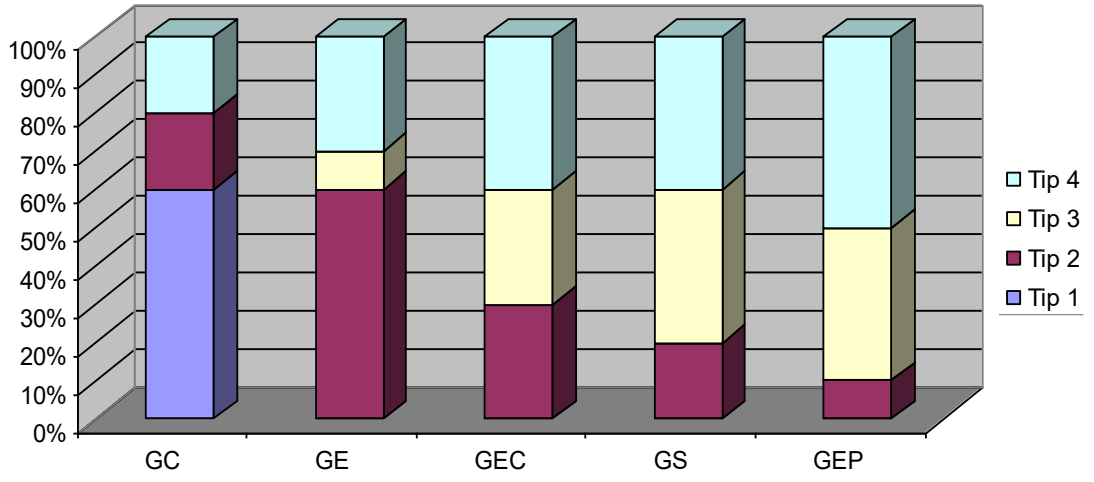
Kırılma dayanımı testi sonrası gruplar arasındaki farklılıklar Ki-kare testi ile incelendi. Başarısızlık tipleri bakımından gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p=0.001$). Kırılma tipleri ve yüzdelik değerleri Tablo 9 ve Şekil 35'te, başarısızlık tipleri Şekil 36-39'da gösterildi.

Tüm gruplar arasında GC'e ait kırılma tipi yüzdelerinin diğerlerine göre anlamlı derecede farklı olduğu gözlemlendi. Gruplar arasında en çok Tip IV (%36), en az Tip I (%12) kırılma gözlemlendi.

GC'de en çok Tip I (%60) kırılma gözlenirken, Tip III kırılmaya rastlanmadı. GE'de en çok Tip II (%60) kırılma gözlenirken, Tip I kırılmaya rastlanmadı. GEC'de en çok Tip IV (%40) kırılma gözlenirken, Tip I kırılmaya rastlanmadı. GS'de en çok Tip III (%40) ve Tip IV (%40) kırılma gözlenirken, Tip I kırılmaya rastlanmadı. GEP'de en çok Tip IV (%50) kırılma gözlenirken, Tip I kırılmaya rastlanmadı.

Tablo 9. Kırılma tiplerine ait sayısal ve yüzdelik değerler.

Kırılma Tipleri	GC	GE	GEC	GS	GEP	Toplam
Tip I	6 (%60.0)	0 (%0.0)	0 (%0.0)	0 (%0.0)	0 (%0.0)	6 (%12.0)
Tip II	2 (%20.0)	6 (%60.0)	3 (%30.0)	2 (%20.0)	1 (%10.0)	14 (%28.0)
Tip III	0 (%0.0)	1 (%10.0)	3 (%30.0)	4 (%40.0)	4 (%40.0)	12 (%24.0)
Tip IV	2 (%20.0)	3 (%30.0)	4 (%40.0)	4 (%40.0)	5 (%50.0)	18 (%36.0)
Toplam	10 (%100.0)	10 (%100.0)	10 (%100.0)	10 (%100.0)	10 (%100.0)	50 (%100.0)



Şekil 35. Kırılma tiplerine ait başarısızlık yüzdeleri.



Şekil 36. Tip I kırılma.



Şekil 37. Tip II kırılma.



Şekil 38. Tip III kırılma.



Şekil 39. Tip IV kırılma.

5. TARTIŞMA

Aşırı kron harabiyetine sahip endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda birçok tedavi seçeneği söz konusudur. Ancak mevcut tedavi tipleri ile her zaman fonksiyon ve estetik açıdan hasta memnuniyeti sağlanamamaktadır. Günümüzde hekimlerin öncelikli tedavi tercihi arasında yer alan endokron uygulamaları iyi bir tedavi seçeneği oluşturmaktadır. Bu *in vitro* çalışma aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili dişlerde, beş farklı materyalden CAD/CAM ve ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronların marjinal uyumunu ve kırılma dayanımını değerlendirmektedir.

Pulpa ve çevre dentin dokusunun uzaklaştırılmasına bağlı gelişen dayanıklılık kaybindan dolayı, koronal yapıda büyük miktarda madde kaybına sahip kök kanal tedavili dişlerin rehabilitasyonu klinik olarak hala bir sorundur. Restorasyonun koronal retansiyonunun sağlanması için kanal içi postlar ve kor yapının kullanılması gerekli olabilir. Post kullanımı ile klinik başarı elde edilse de, kök kanalı içerisine postun yerleştirilmesi esnasında sağlıklı diş dokusunun kaldırılması bir dezavantaj yaratmaktadır ve bu işlemin restore edilen yapının biyomekanik özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmektedir. Postlara alternatif olarak başka restoratif yaklaşımlar önerilmektedir ve endokronlar bunlar arasında en güncel olanıdır (154).

Endokronlar post, kor ve kronu tek bir sistemde birleştirir (6), böylece monoblok yapıda restorasyonlar sunar (154). Postların kullanıldığı konvansiyonel yaklaşımlardan farklı olarak, endokronlar pulpa odasının iç kısmına ve kavite duvarlarına bağlanmaktadır, böylece pulpa odası duvarları ve adeziv simantasyonla makromekanik ve mikromekanik retansiyon elde edilir (11, 155, 156). Endokronlar diğer tekniklerle karşılaştırıldığında daha az sağlıklı diş dokusu kaldırılması ve kısa sürede yapılmaları gibi avantajlara sahiptir. Endokron ile restore edilen dişlerde, diş/restorasyon ara yüzeyinden iletilen çiğneme kuvvetleri tüm diş yapısı boyunca daha düzgün bir şekilde dağılır. Ayrıca, supragingival marjinler plak kontrolünü ve klinik muayeneyi kolaylaştırır (153).

Materyallerin pre-klinik ve klinik olarak uzun dönem kullanımı önemlidir, çünkü amaç doğal dişlere benzer kullanım ömrü olan malzemeleri uygulamaktır. Ancak, dişlerin farklı yönlerde farklı çekme ve baskı dayanımlarına sahip olmaları ve farklı katmanlarında farklı özellikler sergilemeleri nedeniyle, test edilen yapay malzemelerle doğrudan karşılaştırılmazlar (153). *İn vitro* çalışmalarda, elastik özellikleri, restoratif materyallerle bağlantısının iyi olması ve dayanıklılık gibi

özellikleri ile klinik ortamı daha iyi yansıttığı için insan dişlerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (150). Çalışmamızda doğru klinik yorumlara ulaşmak amacıyla çekilmiş insan dişleri kullanıldı.

Endokronlar aşırı madde kaybına sahip kanal tedavili kesici dişlerin (6, 53), premolar dişlerin (63, 76) ve molar dişlerin (5, 67) restorasyonunda protetik olarak uygulanabilmektedir. Bindl ve ark. (67) yaptıkları *in vivo* çalışmada adezyon için gerekli olan yüzey alanının daha az olması ve artan kron yüksekliği nedeniyle premolar endokronların, molar endokronlara göre daha başarısız olduğunu ve endokronların yapımının arka dişler ile sınırlı olması gerektiğini bildirmişlerdir. Yukarıdaki bilgilerin ışığı altında çalışmamızda 50 adet alt daimi 1. molar insan dişi kullanıldı.

Endokronların preparasyonu için molar dişlerde 5 mm çapında silindirik bir eksen ve 5 mm derinliğinde retansiyon kavitesi tavsiye edilmektedir ancak merkezi retansiyon kavitesi için preparasyon sınırları kesin olarak tanımlanmamıştır (10, 11, 63). Pisis (10) molar endokronların kavite derinliğinin 5 mm olması gerektiğini savunmaktadır, Bindl ve Mörmann (11) ise merkezi retansiyon kavitesinin derinliğinin standardize edilemediğini ve 1-4 mm arasında değiştiğini bildirmektedir. Endokronlarda kavite derinliğinin artırılması ile daha derin intraradiküler uzantı elde edileceği, ve adezyon alanının arttırılacağı ve çiğneme kuvvetlerinin köke daha iyi transfer edileceği düşünülmektedir (157). Çalışmamızda endokron preparasyonları gerçekleştirilen molar dişlerin pulpa odası içerisindeki kavite derinliği 4 mm ile sınırlandırıldı. Standardizasyonun sağlanması için kavite preparasyonu sırasında 4 mm uzunluğunda omuzlu elmas frezler kullanıldı ve işlem tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi.

Endokron retansiyonu genellikle adeziv bağlanmaya dayalıdır bu nedenle üretimlerinde diş dokularına rezinle bağlanan protetik materyallerin kullanımı çok önemlidir. Feldspatik, cam-seramik, hibrit rezin kompozitler ve CAD/CAM seramik ve rezin kompozit bloklar endokronların üretiminde kullanılabilecek materyallerdir.

Endokronlarla ilgili ilk klinik rapor 2008 yılında Lander ve Dietschi (24) tarafından yayımlanmıştır, Biacchi ve ark. (5) endokronların sadece güçlendirilmiş seramikler ile yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Endokronların yapımında kullanılan güçlendirilmiş, asitlenebilme özelliği olan seramikler oklüzal yükler karşısında mekanik dayanıklılık ve diş yapısına yeterli bağlanma kuvveti sağlamaktadır (62, 158).

Laboratuvarlarda teknik hatalardan kaynaklanabilecek kusurlardan kaçınmak ve böylece mekanik özellikleri iyileştirmek için, klasik laboratuvarlarda yapılan restorasyonlar yerine, monolitik CAD/CAM blokları kullanılabilir (159). Bu tür restorasyonların en önemli sakıncalarından biri klasik kronlarda olan metal ya da yüksek dayanıklılıkta seramik bir alt yapılarının olmamasıdır. Herhangi bir çatlak oluşumu durumunda mine sement sınırının altında büyük kırıklarla sonuçlanan başarısızlıklar görülebilmektedir (67, 159, 160). Farklı elastik modülüne sahip materyaller arasındaki ara yüzeyler restoratif sistemlerde zayıf noktaları oluşturmaktadır. Çünkü materyallerin sertliklerindeki farklılık stres dağılımını etkilemektedir. Seramik, yapıştırma simanı ve dentin arasındaki farklı elastisite modülleri kök kırığı oluşumu açısından risk teşkil etmektedir. Doğal diş sert dokularına yakın mekanik özellikler gösteren materyallerin geliştirilmesi ile kök kırığı riski azaltılabilir (63).

Endokronlar hakkında yapılan klinik çalışmalarda genellikle cam seramikler, özellikle CAD/CAM ile üretilen feldspatik seramikler kullanılmaktadır (67, 158, 160). Cam seramik materyaller, ör. feldspatik seramikler, asitlenebilme özelliğine sahiptirler, yüzeylerine hidroflorik asit ve silan uygulanması ile rezin simana etkili bir şekilde bağlanabilirler (161). Ayrıca cam seramikler biyolojik olarak uyumlu ve doğal dişe yakın özelliklere sahip olmalarıyla da avantajlıdır (162). Günümüzde, endokronlar için uygun olan materyal çeşitlerinden biri de lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Lityum disilikat cam seramikler, feldspatik seramiklerden çok daha yüksek bükülme dayanımına sahiptirler, tek üye restorasyonların yapımında sıklıkla kullanılmaktadır. Diğer yandan, birkaç yıl önce piyasaya çıkan CAD/CAM kompozitler de tek parça simante restorasyonların yapımında tavsiye edilmektedir. CAD/CAM kompozitler iki ayrı alt sınıfa ayrılmaktadır; dağınık doldurucu ve polimer infiltre seramik ağ materyaller. Özellikle, polimer infiltre seramikler hacimce %75 oranında parsiyel sinterize cam seramik blok ve yüksek basınç ve sıcaklıkta polimerize edilmiş dimetakrilat monomerinden oluşur (163). Bu yeni materyalin, seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini bir araya getirerek, daha az kırılma, mükemmel işlenebilirlik ve kenar uyumu sağladığı bildirilmektedir (164). CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere sunulan materyallerden biri de zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerdir. İçeriğindeki seramik matrisi ağırlıklı olarak cam içerdiğinden, hidroflorik asitle pürüzlendirmeye elverişlidir. Zirkonyum partikülleri seramik yapıyı

güçlendirmekte ve deformasyona karşı dayanıklılık sağlamaktadır (165). Bu nedenle çalışmamızda feldspatik seramik, lityum disilikat cam seramik, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve polimer infiltre seramik materyalleri kullandık.

Endokronların üretiminde iki farklı teknik önerilmektedir; CAD/CAM tekniği ve ısı-basınç tekniği (63). Tam seramik sistemleri estetik ve fonksiyonu bir arada sunduklarından son zamanlarda popülerlik kazanmıştır. CAD/CAM sistemleri ve yazılımının gelişimi klinik olarak birçok avantaj sunmaktadır. Seramik restorasyonların kişiye özel tasarımı ve hassas üretimi mümkün olmakla birlikte, restorasyonun iç yüzey adaptasyonu ve oklüzal morfolojinin yerine konması da çok daha iyidir. Restorasyonlar hasta başında üretilerek aynı seansta yerleştirilebilmektedir. Hata payı minimumdur ve ölçü ve laboratuvar işlemlerinden kaynaklanabilecek çapraz enfeksiyon riski azdır (63). Diğer yandan, ısı basınç sistemi ile üretilen seramikler iyi fonksiyon, retansiyon, estetik ve dayanıklılık sağlamaktadır (24). Endokronların ısı basınç sistemi ile üretilmesinin temel avantajı pulpa odasına daha derin uzantı elde edilebilmesi ve artikülatör kullanabilme seçeneğinin olmasıdır (166). Carlos ve ark. (167) iki sistemle ürettikleri endokronların 28 aylık klinik takibi sonucu estetik ve fonksiyon açısından bir bozulma gözlemediklerini ve CAD/CAM veya ısı-basınç sistemi ile üretilen endokronların madde kaybına sahip kanal tedavili molar dişlerin restorasyonunda güvenilir bir seçenek olduğunu bildirmişlerdir. Bindl ve Mörmann (11) 13 hasta üzerinde uyguladıkları 19 CAD/CAM endokronun (4 premolar, 15 molar) 28 aylık takibi sonucu benzer sonuçlar elde etmişler. Sadece bir molar endokronda tekrarlayan çürük nedeniyle başarısızlık gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Lander ve Dietschi (24) ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronların 3 yıllık takibi sonucu estetik, stabilizasyon ve dokunun korunması açısından tatmin edici sonuçlar alındığını rapor etmişlerdir. Biacchi ve ark. (156) ısı-basınç sistemi ile üretilen lityum disilikat cam seramik endokron ile restore etikleri alt 1. molar dişin 3 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmada endokronları başarılı bir restorasyon çeşidi olarak nitelendirmişlerdir. CAD/CAM ve ısı-basınç tekniği yardımıyla farklı restoratif materyaller ile endokronların üretimini gerçekleştirdiğimiz çalışmada restorasyonlar marjinal uyum, kırılma direnci ve kırılma tipleri bakımından incelendi.

Bir restorasyona oklüzal anatomisinin verilmesi düzenleme gerektirdiği için hekim ve teknisyen için zaman alıcıdır (154). CAD/CAM sistemleri

kütüphanelerinde çok çeşitli anatomik seçenekler ve standart diş morfolojileri bulundurmaktadır. Uygun tasarım, yazılım tarafından seçilerek biojenerik olarak restore edilecek alana adapte edilmektedir (168). Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla benzer morfolojiye ve boyutlara sahip alt daimi insan 1. molar dişi kullanıldı. CAD/CAM ile üretimi yapılan endokronların oklüzal yüzey anatomileri ve kalınlıkları CAD/CAM yazılımında standardize edildi. Tasarım sekmesinde restorasyonların şekil ve form düzenlemeleri yapılarak tüm restorasyonların kron boyu 7 mm' yi geçmeyecek ölçülere ayarlandı. Isı-basınç sistemi ile restorasyonların üretiminde tek bir operatör ile mum modelasyonları yapılan endokronların da yine kron boyu 7 mm olacak şekilde modelasyonları yapıldı.

İndirek restorasyonların yapımında diş preparasyonundan hemen sonra dentin yüzeyine bir bağlayıcı ajan uygulayarak yapılan 'rezin kaplama tekniği' ya da 'immediate dentin sealing' (IDS) indirekt bağlanan restorasyonlar için tavsiye edilmektedir (135). Bu yöntemle bağlantı kuvvetini ve marjinal uyumu arttırmak, bakteri sızıntı riskini azaltmak amaçlanmaktadır. Mevcut bilimsel veriler adezyonu arttırmak için resin kaplama tekniğinin kullanımını önermektedir (135, 163). Literatürde endokronlarla ilgili yapılmış retrospektif ve *in vitro* çalışmalarda da resin kaplama tekniği kullanılmaktadır (153, 163, 169). Bu bilgilerin ışığı altında çalışmamızda diş preparasyonundan hemen sonra açığa çıkan dentin yüzeylerine 'rezin kaplama tekniği' uygulandı.

İndirekt restorasyonların simantasyonunda birçok farklı resin siman kullanılmaktadır. Bunlar adeziv özelliklerine göre (etch and rinse, self-etch, self-adeziv simanlar) ve polimerizasyon tiplerine göre (kimyasal, ışıkla, dual polimerize simanlar) sınıflandırılırlar (127). Yukarıda bahsedilen özelliklerinden bağımsız olarak restorasyonun altındaki yapıdırma simanının yeterli polimerizasyonu oldukça önemlidir çünkü resin simanın monomer dönüşüm derecesi direkt olarak nihai restorasyonun mekanik ve biyolojik özelliklerini etkilemektedir (170). Klinik olarak dual polimerize resin simanlar, ışıkla polimerize olanlara tercih edilmektedir, çünkü indirekt restorasyonlar altında resin tabakasının tamamının fotopolimerize olup olmadığı şüphelidir. Işık kaynağı ve resin siman arasında bir restorasyon varlığı, polimerizasyon için gerekli olan ışığın geçişini bozmakta ve ışıkla polimerizasyonun başlaması için mevcut olan enerji yoğunluğunu düşürmektedir (171). Dual polimerize resin siman kullanımı ile ışık kaynağının ulaşmadığı alanlarda

otopolimerizasyon mekanizması ile polimerizasyon işlemi tamamlanmaktadır. Ancak yine de dual polimerize rezin simanın polimerizasyon sonrası optimum fiziksel özelliklere ulaşabilmesi için yeterli biçimde ışığa maruz kalması zorunludur (172, 173). Gregor ve ark. (70) 7.5 mm kalınlığındaki kompozit rezin ve seramik endokronları rezin siman ile simante ettikleri çalışmalarında, restorasyon altındaki simanın yeterli biçimde polimerize olduğunu bildirerek, indirekt restorasyonların simantasyonunda rezin simanların kullanılabilceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da dual polimerize rezin siman sistemi kullanıldı.

Termal siklus işlemi, ağız içi koşulları taklit etmek amacıyla, restoratif materyalleri tekrar eden döngüsel bir sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakarak *in vitro* koşullarda yaşlanma etkisini sağlamaktadır (137). Literatürde termal siklus protokolüne ait bir standart getirilememiştir. Uygulanan banyo sıcaklıkları, devir sayısı, banyolar arası bekletme süreleri farklılık göstermektedir. ISO standartlarına göre 5°C ve 55°C arasında su sıcaklıkları ağız içi fizyolojisine en yakın değerler olarak kabul edilmekte (174) ve dental materyallerin test edilmesinde bu sıcaklık değerleri kullanılmaktadır (137). Deneysel çalışmalarda uygulanan devir sayısı 100 ile 100.000 arasında değişiklik göstermektedir. Endokronlar ile ilgili birçok *in vitro* çalışmada termal siklus işlemi yaşlandırma amacıyla kullanılmaktadır (153, 165, 175). Çalışmamızda ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla termal siklus işlemi 5°C ve 55°C su sıcaklıkları arasında, 6000 siklus sayısı ve 20 saniye banyolarda bekletme süresi ile uygulandı (151, 152).

Randomize, kontrollü, klinik çalışmalar dental materyallerin tanımlanmasında kuvvetli kanıtlar sunuyor olsalar da, karmaşık ve uzun çalışma protokolleri ve yüksek maliyet gerektirmektedirler. Laboratuvar testlerinde ise değişkenler kontrol edilebilir ve bireysel parametreler ayrı ayrı değerlendirilebilir. Bununla birlikte, *in vitro* araştırmalar büyük kısıtlamalarla klinik koşulları taklit edebildiğinden elde edilen sonuçlar dikkatle yorumlanmalıdır ve ağız ortamının karmaşıklığını tam olarak taklit edemediği göz önünde bulundurulmalıdır. Yine de, standart test koşulları altında yapılan laboratuvar testleri, yeni materyallerin klinik kullanımı ve/veya test edilmesinden önce çok önemli bilgiler sağlamaktadır (164). Bu nedenle çalışmamız *in vitro* olarak planlandı ve gerçekleştirildi.

Marjinal uyum restorasyonların başarısında önemli bir faktördür (139). Marjinal uyum vertikal ve horizontal açıklık ile ilişkilidir. Marjinal aralık restorasyonun iç yüzeyinden preparasyon bitim sınırına kadar olan vertikal uzaklık

olarak tanımlanmaktadır (141). Vertikal marjinal aralık sadece yapıştırma simanı ile kapatılabilmektedir. Yapıştırma simanları pürüzlü, gözenekli yapıdadır ve ağız sıvılarında çözünebilmektedirler. Marjinal uyumsuzluk fazla olduğunda simanın çözünme hızı da artacaktır. Bu yüzden klinisyenler siman çözünmesiyle ortaya çıkan pürüzlü yüzeylerin eşlik ettiği diş renklenmesi, gingival irritasyonlar ve diğer dental ve periodontal komplikasyonları azaltmak için marjinal aralık miktarını en aza indirmeyi hedeflemektedirler (176).

Marjinal uyumun ölçümünde direkt ölçüm, kesit alma, replika tekniği, lazer videografi, profilometri, μ CT gibi birçok farklı yöntem uygulanmaktadır (139). Direkt ölçüm yöntemi en sık kullanılan yöntemdir. Direkt ölçümde kron ve day arasındaki aralık bir mikroskop yardımıyla farklı büyütme altlarında marjinal bölgeden ölçülür. Ölçüm yapılacak örnek üzerinde kesit alma ya da replika elde etme gibi işlemler yapılmadığından diğer tekniklere kıyasla kısa sürede uygulanabilen maliyeti daha düşük bir yöntemdir. Ayrıca işlem basamakları daha az olduğundan ölçümlerdeki hata payı azdır ve elde edilen sonuçların doğruluk yüzdesi yüksektir. Ancak, marjinal aralığın yüksek güçteki mikroskop altında incelenmesi gerekliliğinden dolayı bu yöntem sadece *in vitro* çalışmalarda kullanılabilmektedir (177). Direkt ölçüm yönteminde taramalı elektron mikroskobu (SEM) ya da stereomikroskop kullanılmaktadır (139). CAD/CAM inleyelerin marjinal aralık değerlendirmelerinde SEM ile elde edilen görüntülerin stereomikroskoba göre daha iyi olduğu bildirilmektedir (178). Stereomikroskopta yapılan ölçümlerin sağlıklı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümünün yapılabilmesi ve odaklama derinliğinin stereomikroskoba göre çok daha iyi olması nedeniyle (179) çalışmamızda elektron mikroskobu kullanıldı.

Literatürde marjinal aralık Amerikan Diş Hekimleri Birliği Spesifikasyon No. 8'de çinko fosfat siman film kalınlığı Tip 1 simanlar için 25 μ m, Tip 2 simanlar için 40 μ m' yi geçmemesi gerektiği belirtilmektedir (142).

McLean ve von Fraunhofer (144) bir restorasyonun marjinal aralığının 120 μ m altında olmasının klinik açıdan başarılı olarak kabul edilebileceğini bildirmişlerdir. Klinik açıdan kabul edilebilir marjinal açıklığın 100-150 μ m arasında olabileceğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (180, 181).

Otto ve ark. (158) 20 hasta üzerinde feldspatik bloklardan CAD/CAM ile üretilen 10 adet kron ve 10 adet endokron restorasyonun marjinal uyumunu,

anatomik formunu, yüzey dokusunu ve renk uyumunu değerlendirdikleri klinik çalışmalarında endokron ve kronların marjinal uyumu ayna ve sond yardımıyla kontrol edilmiş 1 yıllık takipte herhangi bir aralık oluşumu, belirgin renklenme, kırılma ya da mobilite gözlenmediğini tüm restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ifade etmişlerdir.

Forberger ve ark. (182) alt çene premolar dişler üzerinde lityum disilikat kullanılarak üretilen endokron ve post-kor restorasyonları marjinal devamlılık, kırılma direnci ve kırılma tipleri açısından incelemişlerdir. Marjinal devamlılık açısından gruplar karşılaştırıldığında, endokronlar için ortalama % 72.4, cam fiber post ile restore edilen grupta % 94.8 marjinal devamlılık gözlemlenmiştir. Kanal tedavili alt çene premolar dişlerde lityum disilikat bazlı tam seramik endokronların kullanımını tavsiye etmemişlerdir.

Shin ve ark. (183) 2 mm ve 4 mm kavite derinliğine sahip farklı CAD/CAM sistemleri (CEREC AC ve E4D) ile üretilen endokronların marjinal ve internal uyumunu μ CT yöntemiyle incelemişlerdir. Simantasyon sonrası ortalama açıklık değerleri 2 mm kavite derinliğine sahip CEREC endokronlar için 207.61 μ m, 4 mm kavite derinliğine sahip CEREC endokronlarda ise 190.71 μ m olarak elde etmişlerdir. μ CT yönteminde, elektron mikroskobuna kıyasla ayrıştırma kapasitesi daha düşüktür ve farklı materyaller arasında radyasyon emilim katsayılarının farklı olmasından kaynaklı radyasyon artefaktları görüntüyü etkileyebilmektedir. Çalışmamızda daha iyi marjinal uyum sonuçlarının elde edilmiş olmasını elektron mikroskobu kullanımına bağlamaktayız.

Çalışmamızda elde edilen ortalama marjinal aralık verileri tüm gruplarda 71.40±12.87 μ m ile 122.49±28.37 μ m arasındadır. Dolayısıyla tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerleri elde edilmiştir.

Çalışmamızda marjinal aralık ölçümlerinde en yüksek aralık değerleri ısı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik grubunda (122.49±28.37 μ m), en düşük değerler feldspatik seramik grubunda (71.40±12.87 μ m) elde edildi. Isı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik grubu ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark görülürken ($p<0.05$), CAD/CAM ile üretilen feldspatik (71.40±12.87 μ m), polimer infiltre seramik ağ (74.32±14.47 μ m), lityum disilikat cam seramik (78.68±13.75 μ m) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (80.43±11.65 μ m) grupları arasında anlamlı bir fark saptanmadı ($P>0.05$). Bunun nedeninin ısı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik

örneklerin ısı-basınç tekniği ile elde edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Dolayısıyla çalışmamızın birinci ve ikinci hipotezi kabul edilmiştir.

Isı-basınç tekniğinde, restorasyonların üretilebilmesi için öncelikle restore edilecek dişlerin net bir silikon ölçülerinin elde edilmesi gerekmektedir. Elde edilen bu ölçülerin laboratuvar ortamına transferi esnasında ölçü maddesi ısısız değişimlere maruz kalmakta ve boyutsal stabilitesinde değişim meydana gelebilmektedir. Ayrıca ölçülerin alınması ve alçı modellerin elde edilmesi arasındaki süre ile birlikte dezenfeksiyon işlemleri de ilave bir distorsiyon yaratmaktadır. Day spacer uygulanması, restorasyonun mum örneğinin hazırlanması, revetmana alma ve ısı-basınç ile presleme işlemleri de hata kaynağı olabilmektedir (176). Tüm bu etkenler sonucu elde edilen restorasyonlarda hata payı artmakta ve restorasyon diş uyumu bozularak majinal aralığın artışına neden olmaktadır.

CAD/CAM sistemlerinin en önemli özelliği, ısı-basınç yada döküm teknikleri gibi geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla çok daha iyi majinal uyuma sahip protetik restorasyonlar üretebilme özelliğine sahip olmalarıdır. Ölçü ve kron üretimi tamamen dijital tekniklerle yapıldığı için geleneksel yöntemlere göre çok daha iyi majinal uyuma sahip restorasyonlar elde edilmektedir (184).

Tam seramik sabit bölümlü protezler laboratuvar koşullarında test edildiğinde, klinik koşulları taklit etmek için yapay periodonsiyum kullanılmaktadır. Ancak tek üyeli restorasyonlarda, dişin kök kısmı yapay periodonsiyumu taklit eden silikon cep içerisine doğru hareket eder. Ayrıca köklerin etrafında yer alan silikon kalınlığı çeşitlilik gösterir ve kökün, silikon içerisinde kontrol edilemeyen ve standart olmayan hareketlerine neden olur. Bunlara ilaveten yapay periodonsiyum aksiyel kuvvetlerin etkisini hafifletir (185). Bu nedenle çalışmamızda örnek dişlerin kökleri çevresine yapay bir periodonsiyum yerleştirilmedi.

Kırılmanın meydana geldiği kuvvet miktarı birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlar arasında kuvvetin uygulandığı ucun şekli ve keskinliği, uygulanan kuvvetin açısı, kullanılan örneğin kenar açısı, kenardan uzaklık ve malzemenin mekanik özellikleri gibi birçok faktör yer almaktadır (186). Bu faktörleri standardize etmek amacıyla 2,5 mm çapında küresel çelik uç kullanılarak bukkal tüberkülün lingual eğiminin merkezinden 45°'lik eğimle 1 mm/dak kafa hızı ile sıkışma kuvveti tüm örneklerle uygulandı. Benzer metodoloji literatürde farklı çalışmalarda da görülmektedir (153, 155, 165, 175).

Endokron restorasyonların seramik oklüzal kısmının kalınlığı genellikle 3-7 mm'dir. Bir *in vitro* çalışmada seramik kronların kırılma dayanımının, oklüzal kalınlığın artışına bağlı olarak arttığı belirtilmiştir (65). Mörmann ve ark. (66) yaptıkları bir çalışmada, 5.5 mm oklüzal kalınlığa sahip bir endokron restorasyonun kırılma dayanımının, klasik preparasyona sahip ve oklüzal kalınlığı 1.5 mm olan seramik kronlara göre iki kat daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

Ağız içinde meydana gelen kuvvetler yatay ve dikey yönde oluşmaktadır. 45° eğimle oklüzal planda oluşturulan açı ile, ağız içinde oluşan kuvvetlerin bileşenleri deney ortamına yansıtılmış olur. Aksiyel yükleme, restoratif materyalin elastikiyet modülü ve kalınlığının restoratif materyalin uzun dönem kullanımı için belirleyici olduğunda oklüzal kuvvetleri temsil edebilir, ancak gerçekte bu kuvvetlere çiğneme fonksiyonu sırasında yanal kuvvetler de eşlik eder (153). Çalışmada klinik parametreleri daha iyi yansıtmak amacıyla özel bir test düzeneği içerisine yerleştirilen örneklere 45° eğimle oblik kuvvet uygulandı. Endokronların kırılma dayanımının incelendiği çalışmaların bir kısmında bizim çalışmamıza benzer şekilde oblik kuvvetler uygulanmıştır. (5, 155, 182, 187).

Sağlıklı bir insanda, ağız içinde maksimum ısırma kuvvetleri molar bölgede 597 N (kadınlar) ve 847 N (erkekler) arasında değişmekle birlikte, bu kuvvetler 900 N' a kadar erişebilmektedir (188). Ancak çalışmamızda 45°'lik eğim ile uygulanan kuvvet yıkıcı etkilere sahip olabilmektedir. Çünkü kuvvet dişin uzun aksı boyunca dağıtılmamakta servikal bölgede yoğunlaşmaktadır. Oblik yöndeki bu uygulamanın, oldukça yüksek bir kırılma kuvveti oluşturduğu ve kırık meydana gelme olasılığını arttırdığı bildirilmektedir (157).

Literatürde endokronların kırılma dayanımı sonuçları incelendiğinde çok daha yüksek kırılma dayanımı değerleri elde edildiği görülmektedir. Chang ve ark. (63) üst çene premolar dişlere uyguladıkları lösit ile güçlendirilmiş seramik endokronların kırılma dayanımını ortalama 1446.68±163.15 N olarak bildirmişlerdir. Yüksek lösit içerikli materyaller lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere göre daha düşük elastik modülüne sahiptir. Lösit içerikli seramik endokronlar, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik endokronlara göre, kuvvet karşısında deformasyona karşı dirençlidir ve kırık riski düşüktür (189).

Gresnigt ve ark. (153) lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik CAD/CAM endokronların uzun aksına dik olarak kuvvet uygulamışlar ve kırılma dayanımını ortalama 2428±566 N olarak elde etmişlerdir. Aktaş ve ark. (165) zirkonyum ile

güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, polimer infiltre seramik ağ ve feldspatik seramik molar endokronların mekanik başarısızlığını değerlendirmişler ve çalışmalarında elde ettikleri kırılma dayanımlarını sırasıyla 1058.33 ± 172.49 N, 1025.00 ± 134.26 N, 1035.08 ± 155.24 N olarak bildirilmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen kırılma dayanım sonuçları ise Gresniç ve ark ile Aktaş ve ark.'nın elde ettiği değerlerden daha düşüktür. Çalışmalarda kullanılan materyal ve yaşlandırma yöntemlerinin benzerliğine rağmen sonuçların farklı çıkmasının nedenlerinin; oblik kuvvetin farklı noktadan uygulanması, kavite dizaynının farklı olması ve dişlerin akrilik rezin içerisine daha fazla gömülmesi olduğu düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda ısı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik endokronlara ait kırılma dayanımı verileri 687.21 ± 183.41 N'dur. Forberger ve ark. (182) kırılma direnci bakımından ısı-basınç sistemi ile üretilmiş lityum disilikat endokronları farklı post-kor sistemleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, endokronların kırılma direncini 1107.3 ± 217.1 N olarak rapor etmişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak premolar dişlerin kullanılmış olması, kök bölgelerine periodonsiyumu taklit etmesi amacıyla silikon kaplanmış olması ve preparasyonda ferrule efektinin verilmiş olması nedeniyle bu değer yüksek olduğu kanısındayız. Çalışmamızda yer alan grupların hiçbirinde ferrule oluşturulmadı ve en kötü klinik durum taklit edilmeye çalışıldı, çünkü ferrule yokluğunun kırılma direncini önemli ölçüde azalttığı bilinmekte ve restorasyon tasarımı ve CAD/CAM materyalinin etkisi daha önemli hale gelmektedir (190).

Pedrollo Lise ve ark. (157) farklı preparasyon dizaynları ve CAD/CAM materyalleri kullanarak restore ettikleri kanal tedavili premolar dişlerin biyomekanik davranışlarını inceledikleri çalışmalarında, 5 mm kavite derinliğindeki lityum disilikat CAD/CAM endokronların aynı kavite dizaynına sahip kompozit CAD/CAM endokronlara göre daha yüksek kırılma dayanımı değerleri sergilediğini bildirmişlerdir. Bu açıdan çalışmamızla benzerlik göstermekle birlikte, elde ettikleri kırılma dayanımı verileri çalışmamızdaki verilerden daha düşüktür.

Çalışmamızla benzer sonuçlar elde eden Biacchi ve ark. (5), cam fiber post-kor ve kron ile endokronların kırılma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında ısı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik endokronlara ait ortalama kırılma dayanımı değerini 674.75 ± 158.85 N olarak bildirmişlerdir. Benzerliğin her iki çalışmada da alt molar dişlerin kullanılması, kuvvetin 45° oblik yönde ve bukkal

tüberkülün lingual eğiminin merkezinden uygulanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda feldspatik, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat ve polimer infiltre seramik ağ endokron grupları arasında kırılma dayanımı bakımından anlamlı fark gözlenmedi. Benzer şekilde Aktaş ve ark. (165) aynı materyalleri kullanarak ürettikleri endokronların mekanik başarısızlıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında gruplar arasında kırılma dayanımı bakımından fark olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda en yüksek kırılma dayanımı değerleri lityum disilikat cam seramik CAD/CAM endokronlarda (714.83 ± 139.01 N), en düşük ise feldspatik CAD/CAM endokronlarda (493.19 ± 158.0 n) elde edildi, dolayısıyla çalışmamızın üçüncü hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre lityum disilikat cam seramik CAD/CAM endokronlar ile polimer infiltre seramik ağ ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM endokronlar arasında kırılma dayanımı bakımından anlamlı fark görüldü. Sieper K ve ark. (191) lityum disilikat CAD/CAM kronların kırılma dayanımını polimer infiltre seramik ağ ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat CAD/CAM kronlar ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, materyallerin kırılma direncini önemli ölçüde etkilediğini ifade etmişlerdir. Lityum disilikat ile üretilen kronların tüm gruplar arasında en yüksek kırılma dayanımı değerlerini gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu bakımından çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Gresnigt ve ark. (153) molar dişler üzerinde yaptıkları *in vitro* çalışmalarında, lityum disilikat ve rezin nanoseramik CAD/CAM endokronların dikey ve yatay yükler altında kırılma dayanımını, kırılma tiplerini ve Weibull karakterini incelemişlerdir. Araştırmanın sonuçlarına göre dikey yükleme altında ortalama kırılma dayanımı değerleri gruplar arasında farklılık göstermemektedir ve rezin nanoseramikler için 2675 ± 588 N, lityum disilikat için 2428 ± 566 N, ve kontrol grubu için 2151 ± 672 N kırılma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Yatay yükler uygulandığında rezin nanoseramik endokronlar diğer gruplara göre istatistiksel farklılık göstererek daha düşük kırılma dayanımları göstermişlerdir. Değerler sırasıyla 838 ± 169 N, 1118 ± 173 N, 1499 ± 418 N şeklindedir. Her iki endokron materyalinin ve kontrol grubunun yatay yükleme karşı daha savunmasız olduğunu belirtmişlerdir. Kırılma tipleri bakımından dikey yükleme sonucu materyal içerisinde

koheziv tip kırılma gözleendiğini, yatay yükleme sonucu restoratif materyal ve dentin arasında adeziv başarısızlık görüldüğünü ifade etmişlerdir.

Belleflamme ve ark. (163) 10 yıllık retrospektif çalışmalarında 64 hasta üzerinde 99 endokron restorasyonu ortalama 44.7 ± 34.6 aylık bir süreçte incelemişler. Seramik ve kompozit endokronlar ve rezin kaplama tekniği kullanılan vakaları araştırmaya dahil etmişlerdir. Başarısızlıkları kalan diş dokusu miktarı, diş preparasyonunun özellikleri ve oklüzal özellikler gibi bazı klinik parametrelerle ilişkilendirmişlerdir. İncelenen vakaların % 84.8' inde lityum disilikat cam seramiklerin, % 12.1'inde polimer infiltre seramiklerin ve %3'ünde ise indirekt laboratuvar kompozitlerinin kullanıldığını bildirmişlerdir. 10 adet endokronda başarısızlık görüldüğünü ve başarısızlığın periodontal hastalık (n=3), desimantasyon (n=2), küçük kopmalar (n=2), çürük oluşumu (n=2) ve büyük kırıklar (n=1) nedeniyle oluştuğunu belirtmişlerdir. Kırık şeklinde meydana gelen başarısızlıkların 2 tanesinin molar, 1 tanesinin ise premolar dişte oluştuğunu, toplam başarısızlık miktarının az olması sebebiyle endokronların aşırı madde kaybına sahip dişlerin restorasyonunda güvenle kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Chang ve ark. (63) yaptıkları bir çalışmada, üst çene premolar dişler üzerine uygulanan, CAD/CAM endokronlar ile konvansiyonel post-kor destekli CAD/CAM kronların kırılma dayanımı ve kırılma şeklini karşılaştırmışlardır. Kırılma direnci açısından CAD/CAM endokronların daha yüksek dayanım gösterdiği ancak kırılma şekli arasında dikkate değer bir fark olmadığı bildirilmiştir. Bindl ve Mörmann (11), yaptıkları *in vivo* bir araştırmada 13 hastaya adeziv simante edilen 19 adet CAD/CAM endokron (4 premolar, 15 molar) restorasyonun 28 ay boyunca tatmin edici ölçüde fonksiyon gördüğünü ve sadece bir endokronun tekrarlayan çürük yüzünden başarısızlık olduğunu belirtmişlerdir.

El-Damanhoury ve ark. (155) feldspatik, lityum disilikat ve rezin nanoseramik CAD/CAM bloklar kullanarak ürettikleri endokronları kırılma direnci ve mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. Pulpa odası içerisinde 2 mm derinliğinde retansiyon kavitesi oluşturdukları endokronlarda kırılma dayanımlarını sırasıyla 1340.92 N, 1368.77 N ve 1583.28 N şeklinde elde etmişlerdir. Başarısızlık tipleri bakımından lityum disilikat endokronların yüksek oranda mine-sement sınırının altında kırılma sergileyerek katastrofik tipte başarısızlık gösterdiğini ve feldspatik seramik ve rezin nanoseramik endokronların, lityum disilikatlara göre yüksek oranda kabul edilebilir veya yenilenebilir başarısızlık tipleri gösterdiğini

ifade etmişlerdir. Çalışmamızda daha düşük kırılma dayanımı değerleri elde edildi, bunun nedeninin, endokronların preparasyonlarındaki farklılık olabileceği düşüncesindeyiz. Başarısızlık tipleri açısından çalışmamız ile benzer sonuçlar gözlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız materyaller birbirinden farklı elastik modülüne sahiptirler. Seçilen materyalin elastik modülü dentininkinden yüksek olduğunda, restoratif sistem diş yapısından daha rijit hale gelebilir. Dentinin elastik modülüne yakın materyaller kullanıldığında restoratif sistem biyomekanik olarak diş yapısına yakın davranışlar sergileyebilir. Sonuç olarak, materyalin türü, endokronların performansı üzerinde etkili olabilmektedir (154).

Çalışmamızda kullandığımız polimer infiltre seramik ağ materyalinin elastik modülüsü (30 GPa) dentinin elastik modülüsüne (18.6 GPa) yakındır. Bu grupta görülen kırılmaların çoğu Tip II (%60), endokron materyali ve dentin arasında meydana gelen adezyon kaybı şeklindedir ve kavite dizaynında herhangi bir değişiklik gerektirmeden restorasyonların yeniden yapımına izin vermektedir ve 'Restore edilebilir' olarak sınıflandırılmaktadır. Feldspatik seramik endokronlar ile restore edilen grupta ise genellikle ortaya çıkan kırılma tipi Tip I (%60), materyal içerisinde meydana gelen koheziv kırılmalar, şeklinde olup, dişlerin yeniden restore edilmesine izin vermektedir. Her iki grup için de kırılma sonucunda görülen başarısızlık tipleri çoğunlukla 'Restore edilebilen' başarısızlıklar şeklinde değerlendirilebilir.

Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM endokronlar ve ısı-basınç tekniği ile üretilen lityum disilikat cam seramik endokronlarda en çok görülen başarısızlık tip IV (%40 ve %50), zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM endokronlarda ise tip III (%40) ve tip IV (%40)'dür. Kırılma tipleri açısından değerlendirildiğinde; mine ve dentinde meydana gelen koheziv başarısızlık ya da kök bölgesini de içine alan başarısızlık tipi ile karakterizedirler. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde başarısızlık tiplerindeki bu farklılığın sebebi materyallerin farklı elastik modüllere sahip olması olabilir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramiklerin dentine göre daha yüksek elastik modülüne sahip olması nedeniyle restore edilemeyen tipte başarısızlıkların oluştuğu düşünülmektedir (114, 192).

Farklı materyaller ile üretilen endokronların mekanik başarısızlıklarının değerlendirildiği *in vitro* bir çalışmada, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat

cam seramik, polimer infiltre seramik ağ ve feldspatik seramik kullanılmıştır. Başarırsızlık tipleri açısından zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat endokronlarda restore edilemeyen başarırsızlık tipleri elde etmişlerdir. Polimer infiltre ve feldspatik seramik endokronların kırılmaya ait başarırsızlıklarının daha yüksek oranda yeniden restore edilebildiğini bildirmişlerdir (165). Bu açıdan çalışmamız ile uyumlu sonuçların elde edildiği gözlenmiştir.

Çalışmamızda mine-sement sınırının üzerindeki başarırsızlıklar ‘Restore edilebilir’ olarak değerlendirilirken, mine-sement sınırının altında köke kadar uzanan başarırsızlıklar ‘Restore edilemez’ olarak değerlendirilmektedir. Kökü de içerisine alan Tip IV şeklindeki kırıklar restore edilemeyen ve 50 adet örneğin 18’inde (%36) olmak üzere en fazla gözlenen başarırsızlık tipidir. Diş çapında, özellikle mine-sement sınırı etrafında meydana gelen bir deformasyon kron kenarlarında gerilmeye neden olmaktadır (193). Sonuç olarak aproksimal bölgelerde çatlak oluşmaktadır. Bu yüzden kırılma deneylerinde, klinik ortamı en iyi taklit eden test koşullarının oluşturulması oldukça önemlidir (194). Mine sement sınırının altında köke doğru uzanan katastrofik kırıklar, mezio-distal yönde ve kama şeklinde görüldü. Ancak bu tip kırıklar gerilme streslerinin meydana getirdiği kırılmalardan farklı olarak, endokronların preparasyon şekli ile ilgilidir. Kullanılan seramiklerin özelliklerinden bağımsız olarak, endokronlarda çevresel bir bitim çizgisinin olmaması ve pulpa odası içerisine uzanan seramik uzantıları nedeniyle bu tip kırılmalara sebep olabilmektedir.

Çalışmamızın, limitasyonlar dahilinde elde edilen bulguların klinik fonksiyonla ilişkilendirilmesi için uzun süreli randomize kontrollü klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekliliği doğmaktır.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda feldspatik seramik, polimer infiltre seramik ağ, lityum disilikat cam seramik, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik bloklar kullanılarak CAD/CAM yöntemi ile, lityum disilikat cam seramik ingotlar kullanılarak ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronların marjinal uyumları ve kırılma dayanımları değerlendirildi ve başarısızlık tipleri incelendi. Elde edilen sonuçlar marjinal uyum ve kırılma dayanımı bakımından şu şekildedir:

Marjinal uyum:

1. SEM incelemesinde CAD/CAM ile üretilen endokronların marjinal uyumu, ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronlardan daha iyidir.
2. CAD/CAM ile üretilen endokronlar arasında marjinal uyum bakımından fark yoktur.
3. Tüm örneklerin simantasyon ve termal siklus sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilirdir.

Kırılma dayanımı:

1. CAD/CAM ile üretilen endokronlar arasında kırılma dayanımı bakımından anlamlı fark vardır ve farklılığın nedeni lityum disilikat endokronlardan kaynaklanmaktadır.
2. Kırılma dayanımı bakımından tüm gruplar arasında, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM endokronlar en yüksek, feldspatik seramik CAD/CAM endokronlar en düşük değerleri göstermektedir.
3. Isı-basınç yöntemi ile elde edilen lityum disilikat endokronların kırılma dayanımı yalnızca CAD/CAM ile elde edilen feldspatik seramik endokronlardan anlamlı olarak farklıdır ve daha yüksektir.
4. Lityum disilikat endokronların CAD/CAM ya da ısı-basınç tekniği ile üretilmeleri arasında kırılma dayanımları bakımından anlamlı fark yoktur.
5. Başarısızlık tipleri bakımından tüm gruplar arasında kökü de içine alan kırıklar en sık görülen kırık tipleridir ve restore edilemez olarak değerlendirilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 55(2):69-74, 2011.
2. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 39(2):117-129, 2008.
3. Llana-Puy MC, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 92(5):553-5, 2001.
4. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 71(6):565-7, 1994.
5. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent* 37(2):130-136, 2012.
6. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. 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):1035-44, 2006.
7. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 43(5):511-515, 1980.
8. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am* 46(2):367-84, 2002.
9. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res* 68(11):1540-4, 1989.
10. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 7(5):83-94, 1995.
11. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent* 1(3):255-65, 1999.

12. Terry DA, Leinfelder KF, Maragos C. Developing form, function, and natural aesthetics with laboratory-processed composite resin-Part I. *Pract Proced Aesthet Dent* 17(5):313-8, 2005.
13. Randow K, Glantz PO, Zöger B. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 44(4):241-55, 1986.
14. Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res* 48(3):452-60, 1969.
15. Cheron RA, Marshall SJ, Goodis HE, Peters OA. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth: Brittle or not. *J Endod* 37(11): 1562-5, 2011.
16. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol* 18(3):134-7, 2002.
17. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J* 34(2):113-9, 2001.
18. Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J Am Dent Assoc* 115(1):57-60, 1987.
19. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 73(1):99-102, 1992.
20. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod* 20(10):479-85, 1994.
21. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic restorative procedures. *J Endodon* 15(11):512-6, 1989.
22. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent* 6(1):2-5, 1981.
23. Alaçam T. *Endodonti*. 2. basım, s.1059-1148, Nobel Yayınevi, Ankara, 2012
24. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int* 39(2):99-106, 2008.
25. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand* 44(5):271-7, 1986.
26. van der Burgt TP, Plasschaert AJ. Tooth discoloration induced by dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 60(6):666-9, 1985.

27. van der Burgt TP, Mullaney TP, Plasschaert AJ. Tooth discoloration induced by endodontic sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 61(1):84-9, 1986.
28. Krejci I, Stavridakis M. New perspectives on dentin adhesion--differing methods of bonding. *Pract Periodontics Aesthetic Dent* 12(8):727-732, 2000.
29. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 63(5):529-536, 1990.
30. Cho GC. Evidence-based approach for treatment planning options for the extensively damaged dentition. *J Calif Dent Assoc* 32(12):983-990, 2004.
31. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *J Conserv Dent* 13(4):246-8, 2010.
32. Cohen SP. Restoration of the endodontically treated tooth. Ed: Hargreaves KM, Cohen S, Cohen's Pathways of the Pulp. 10th edition, pp.777-807, Elsevier Mosby, 2011.
33. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th edition, St. Louis, Mosby, 2006.
34. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 78(4):898, 1999.
35. Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent* 55(2):184-5, 1986.
36. Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift JE. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 5th edition, St. Louis, Mosby, 2010.
37. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics--dependency on strain and gender. *Toxicol Appl Pharmacol* 243(3):283-91, 2010.
38. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 99(2):114-22, 2008.
39. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 4(4):169-73, 1988.
40. Fauchard P. The Surgeon Dentist, 2nd edition, Vol. II, pp.173-204, Classics of Dentistry Library, Birmingham, Alabama, 1980.
41. Smith CT, Schuman NS. Prefabricated post and core systems: An overview. *Compend of Contin Educ Dent* 19(10):1013-8, 1998.

42. Christensen GJ. Posts and cores: State of the art. *J Am Dent Assoc* 129(1):96-97, 1998.
43. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. *ileri Restorasyon Teknikleri*. 1. Baskı, Polat Basımevi, Ankara, 1998.
44. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 2 nd edition. The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1995.
45. Dikbaş İ, Köksal T. Post-kor uygulamalarında başarısızlıklar. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg* 16(2):41-51, 2006.
46. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30(5):289-301, 2004.
47. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 48(2):397-416, 2004.
48. Turker SB, Alkumru HN, Evren B. Prospective clinical trial of polyethelene fiber ribbon-reinforced, resin composite post-core build-up restorations. *Int J Prosthodont* 20(1):55-56, 2007.
49. Ayna B, Çelenk S, Atakul F, Uysal E. Three-year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre-reinforced composite. *Aust Dent J* 54(2):136-40, 2009.
50. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 56(1):77-83, 2011.
51. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Soma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 23(9):1129-35, 2007.
52. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 27(12):758-61, 2001.
53. Bankoğlu Güngör M, Turhan Bal B, Yılmaz H, Aydın C, Karakoca Nemli S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J* 36(2):135-141, 2017.
54. Stricker EJ, Gohring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent* 34(5):326-335, 2006.
55. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 88(4):442-448, 2002.

56. Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl* 18(3):163-77, 2004.
57. Krejci I, Duc O, Dietschi D, De Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent* 28(2):127-35, 2003.
58. Summit JB, Robbins JW, Schwart RS. *Fundamentals of operative dentistry-a contemporary approach*. Quintessence, ed 3, Hanover Park, Illinois, 2006.
59. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 10(3):105-8, 1994.
60. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 82(6):643, 1999.
61. Rocca GT, Bouillaguet S. Alternative treatments for the restoration of non-vital teeth. *Rev Odont Stomat* 37:259-272, 2008.
62. Göhring TN, Peters OA. Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent* 16(5):313-8, 2003.
63. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci* 4(3): 110-117, 2009.
64. Lin CL, Chang YH, Hsieh SK, Chang WJ. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *J Endod* 39(3):375–379, 2013.
65. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 11(1): 27-32, 1998.
66. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effect of preparation and luting system on all-ceramic computer –generated crowns. *Int J Prosthodont* 11(4):333-9, 1998.
67. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic-computer-aided/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 18(3):219-224, 2005.
68. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent* 8(2):156–179, 2013.

69. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater* 25(10):1264-8, 2009.
70. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent* 112(4):942–948, 2014.
71. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer AJ, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *J Dent* 43(9):1106-15, 2015.
72. Carlos RB, Nainan MT, Pradhan S, Sharma R, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *Case Rep Dent*. 2013:210763, 2013.
73. Valentina V, Aleksandar T, Dejan L, Vojkan L. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns:case report. *Stom Glass S* 55(1): 54-64, 2008.
74. Jedynakiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research and clinical application. *Compend Contin Educ Dent* 22(6):7-13, 2001.
75. McCabe JF, Walls AWG. Application of dental materials. 8th Edition, pp.189-201, Madlen: Blackwell Science, Oxford UK, 1998.
76. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater* 27(5):431-8, 2011.
77. Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent Clin N Am* 29(4):621-45, 1985.
78. The glossary of prosthodontic term. The academy of prosthodontics. *J Prosthet Dent* 94(1):10-83, 2005.
79. Anusavice, K.J. Philips' Science of Dental Materials. 11. edition, Missouri: Elsevier Science, 2003.
80. Anusavice K.J: Phillip's Science of Dental Materials. 10. edition, p 10-45, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1996.
81. Tural Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Supp* 10:157-66, 2015.

82. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51(1):59-64, 1993.
83. Zembilci G, Çalikkocaoğlu S. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Yenilik Basımevi, İstanbul, 1973.
84. McLean JW. *Ceramics. Introduction.* 1st edition, pp.85-89, Phillip J Restaur Zahnmed, 1984.
85. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* In: Denry IL *All-Ceramic Restorations*, 4th ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier, 2006.
86. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use.* Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 1979.
87. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspective.* *J Prosthet Dent* 75(1):18-32, 1996.
88. McLean JW. *Evaluation of dental ceramics in the twentieth century.* *J Prosthet Dent* 85(1):61-66, 2001.
89. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *GÜ Dişhek Fak Derg* 22(1):41-48, 2005.
90. Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 2. Basım, s.251-284, Yurtmim Yayıncılık, 2014.*
91. Craig RG, Powers MJ. *Restorative Dental Materials.* 11th edition, St. Louis, Mosby, 2002.
92. Helvey GA. *Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations.* *Compend Contin Educ Dent* 35(1):38-43, 2014.
93. Giordano R, McLaren EA. *Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods.* *Compend Contin Educ Dent* 31(9): 682-700, 2010.
94. O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection.* 3rd edition, p.28-31, Quintessence Publishing Co. Illinois, 2002.
95. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. *Tüm Seramik Kronlar.* Meta Basım, p.3-8, Bornova İzmir, 2002.
96. Rosenblum MA, Schulman A. *A review of all-ceramic restorations.* *J Am Dent Assoc* 128(3):297-307, 1997.

97. Conrad HJ, Seong WJ, Pessun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5):389-404, 2007.
98. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 59(3):301-6, 1998.
99. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 56(1):84-96, 2011.
100. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic like restorative materials. *Int J Prosthodont* 28(3):227-35, 2015.
101. CEREC Blocs-for CEREC/InLab. Operating Instructions. Charlotte, NC: Sirona Dental.
102. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems, part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 88(1):1010-5, 2002.
103. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empres glassceramic. *J Biomed Mater Res* 53(4):297-303, 2000.
104. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 31(9):702-4, 2010.
105. Oh S, Dong J, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 13(6):468-72, 2000.
106. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quintessence Int* 32(5):351-9, 2001.
107. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A* 361(1):575-89, 2003.
108. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glassceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 29(10):951-5, 2002.
109. Küçük BE, Kunt GE. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 5:123-131, 2012.
110. Yalım BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 5:76-90, 2012.
111. Ivoclar Vivadent Product Information: Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, 2005.

112. Ritzberger C, Apel E, Höland W. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM technologies, *Materials*, 3(6):3700-3713, 2010.
113. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 93(3):253-9, 2005.
114. Vita Suprinity: Technical and scientific documentation. Vita Zahnfabrik, pp.5, Bad Sackingen, Germany, 2014.
115. Çetindağ MT, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan Cad/Cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 26(3):524-533, 2016.
116. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater* 24(8):1107-13, 2008.
117. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20(1):1-25, 1999.
118. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 92(9):1901-20, 2009.
119. Claussen N. Fracture toughness of Al₂O₃ with an unstabilized ZrO₂ dispersed phase. *J Am Ceram Society* 59(1-2):49-51, 1976.
120. Denry IL. Restorative materials—Ceramics. In: Powers JM, Sakaguchi RL (eds). *Craig's Restorative Dental Materials*, p.253-275, ed 12. St Louis: Mosby, 2006.
121. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. Accessed March 17, 2015.
122. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater* 32(11):1352-61, 2016.
123. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 4th edition, Chapter 9, 15, p.132-155, 218-222, Quintessence Publishing Co Inc, Canada, 2008.
124. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* 7(4):96-104, 2015.

- 125.Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 137:Suppl:7S-13S, 2006.
- 126.Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am 46(2):405-26, 2002.
- 127.Şen D. Simantasyon. 1. Basım, s.7-15, Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2011.
- 128.Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. 2. Basım, s.255-282, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları, 2011.
- 129.Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 81(2):135-141, 1999.
- 130.Öztürk N, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 4(2):128-131, 2001.
- 131.McLaren EA. All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal Ceramic Restorations. Compend Contin Educ Dent 19(3):307-326, 1998.
- 132.Dikicier S. Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Supplement 14:152-8, 2016.
- 133.Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 28(26):3757-85, 2007.
- 134.Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. EÜ Dişhek Fak Derg 35(2):1-8, 2014.
- 135.Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restoration. J Esthet Restor Dent 17(3):144-55, 2005.
- 136.Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 4:49-56, 2011.
- 137.Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater 29:295-308, 2014.
- 138.Pazinatto FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. Pesqui Odontol Bras17(4):337-341, 2003.

139. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110(6):447-454, 2013.
140. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65(3):357-64, 1991.
141. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62(4):405-8, 1989.
142. American Dental Association. ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. In: *Guide to dental materials and devices*. 5th ed. American Dental Association, Chicago, 1970-71.
143. Gardner FM. Margins of complete crowns-literature review. *J Prosthet Dent* 48(4):396-400, 1982.
144. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131(3):107-11, 1971.
145. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 73(1):49-54, 1995.
146. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83(1):40-9, 2000.
147. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 17(2):218-23, 2004.
148. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of allceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7(4):329-38, 1994.
149. Sadighpour L, Geramipناه F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences* 3(3):143-152, 2006.
150. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 10(1):15-22, 2002.
151. Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci* 104(3):313-9, 1996.

152. Leibrock H, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study on the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 26(2):130–7, 1999.
153. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater* 32(5):607-14, 2016.
154. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 52:8-14, 2016.
155. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent* 40(2):201–10, 2015.
156. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent* 25(6):383-90, 2013.
157. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent* 59:54-61, 2017.
158. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restor Dent* 24(5):446–55, 2004.
159. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ, Krejci I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology* 104(2):220-32, 2016.
160. Bernhart J, Brauning A, Altenburger MJ, Wrbas KT. Cerec3D endocrowns – two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *Int J Comput Dent* 13(2):141–54, 2010.
161. Tian, J.K. Tsoi, J.P. Matinlinna, M.F. Burrow, Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials, *Dent Mater* 30(7):e147–62, 2014.
162. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc* 79:d140, 2013.

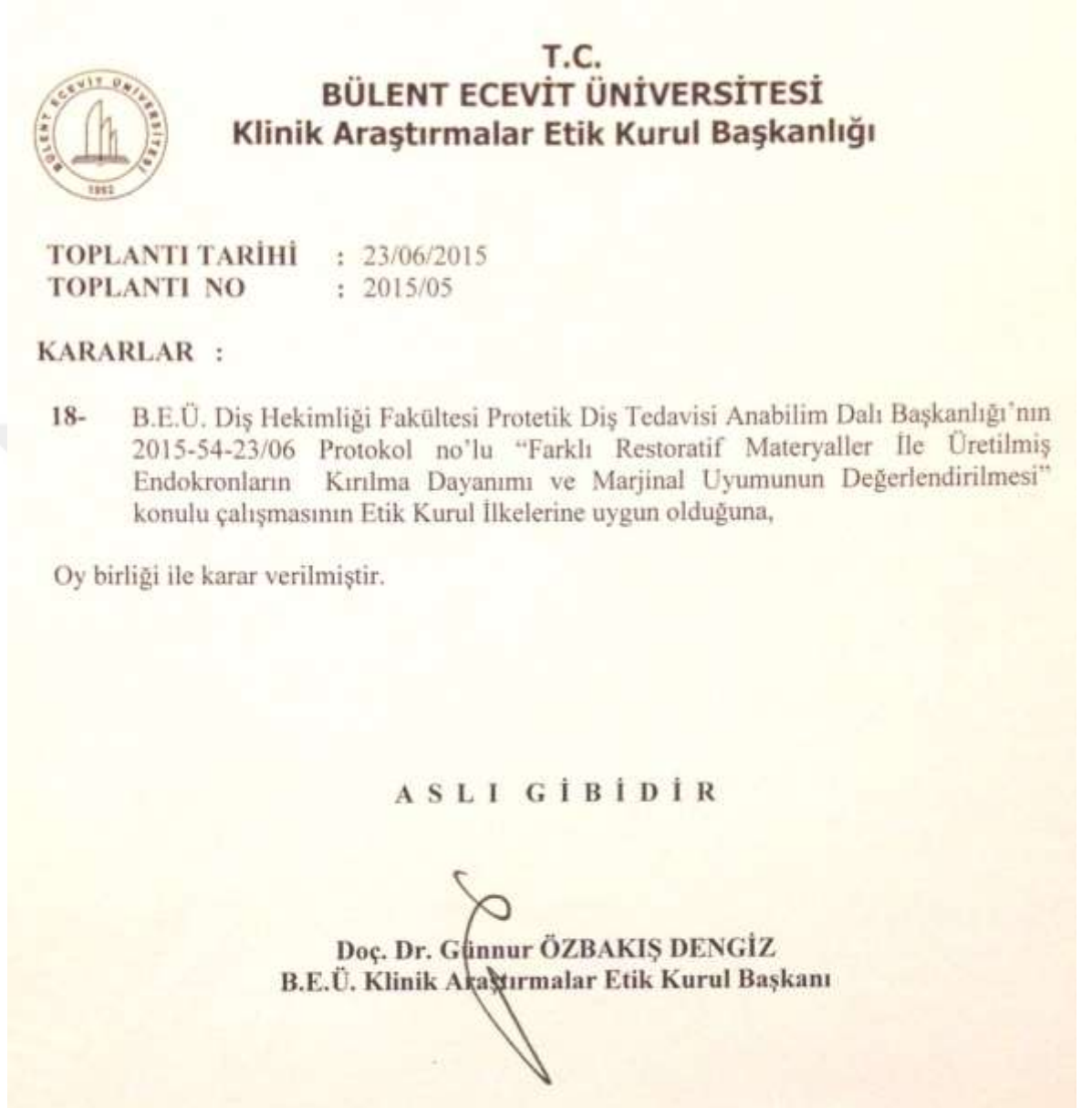
163. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent* 63:1-7, 2017.
164. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 26(6):382-93, 2014.
165. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical Failure of Endocrowns Manufactured with Different Ceramic Materials: An *In Vitro* Biomechanical Study. *J Prosthodont* Jul 28:1-7, 2016.
166. Valentina V, Aleksandar T, Dejan L, Vojkan L. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns—case report. *Stom Glas S* 55:54-64, 2008.
167. Carlos RB, Thomas Nainan M, Pradhan S, Roshni Sharma, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *Case Rep Dent* 2013:210763, 2013.
168. da Cunha LF, Gonzaga CC, Pissaia JF, Correr GM. Lithium silicate endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol. *J Prosthet Dent* 118(2):131-4, 2017.
169. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou M. The effect of immediate dentin sealing and optical powder removal method on the fracture resistance of CAD/CAM-fabricated endocrowns. *Int J Comput Dent* 19(2):135-51, 2016.
170. Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *Am J Dent* 24(2):115-8, 2011.
171. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest* 9(2):71-6, 2005.
172. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, Cerutti A. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent* 37(8):610-5, 2009.
173. Faria-e-Silva AL, Casselli DS, Lima GS, Ogliari FA, Piva E, Martins LR. Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems. *J Endod* 34(9):1115-8, 2008.

174. International Standards Organization, Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. ISO/TR11405, Dental Materials, 1–14, 1994.
175. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont* 8(6):489-493, 2016.
176. Mounajjed R, M Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J* 35(6):835-844, 2016.
177. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review *J Prosthodont* 22(5):419-28, 2013.
178. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 73(4):392-9, 1995.
179. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 64(1):18-24, 1990.
180. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD-CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent* 9(3):426-35, 2014.
181. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/CAM technologies. *J Prosthodont* 24(4):291-5, 2015.
182. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on *in vitro* marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J. Prosthet Dent* 100(4):264-73, 2008.
183. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 117(1):109-115, 2017.
184. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112(3):555-60, 2014.
185. Lang NP, Corbet EF. Periodontal diagnosis in daily practice. *Int Dent J* 45(1):3-15, 1995.

186. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater* 31(1):26-36, 2015.
187. Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig* 18(2):545-54, 2014.
188. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 101(3):171-5, 1993.
189. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 117(5):646-655, 2017.
190. Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis. *Dent Mater* 30(12):1304-15, 2014.
191. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 74:342-348. 2017.
192. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dent Mater J* 20(3):227-36, 2001.
193. Øilo M, Gjerdet NR. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. *Dent Mater* 29(6):e78-84, 2013.
194. Øilo M, Kvam K, Tibballs JE, Gjerdet NR. Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dent Mater* 29(8):815-23, 2013.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



9. ÖZGEÇMİŞ

23.05.1985 tarihinde Zonguldak'ta doğdum. 2003 yılında lise öğrenimini tamamlayarak Zonguldak Fen Lisesi'nden mezun oldum. Lisans öğrenimimi 2003-2008 yılları arasında Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde tamamladım. 2010 yılında Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladım. 2013 yılında Bülent Ecevit Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.

