



T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN MODİFİYE PEEK, NANOHİBRİT
SERAMİK, MONOLİTİK ZİRKONYUM ENDOKRONLARIN KIRILMA
DAYANIMLARIN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Dt. Gülsüm Sena ÇİRİŞ

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğretim Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ

**Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
DHF.20.05 nolu proje numarası ile desteklenmiştir.**

ELAZIG, 2021

ONAY SAYFASI

Prof. Dr. Filiz ACUN KAYA
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Dr. Öğretim Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi. Eyyüp ALTINTAŞ

Danışman

Uzmanlık Tezi Değerlendirme Jüri Üyeleri

_____	
_____	
_____	
_____	
_____	



ETİK BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi, patent ve telif haklarını ihlal edici hiçbir davranışımın olmadığını beyan ederim.

18/09/2021

Dt. Gülsüm Sena ÇİRİŞ

Dr. Öğr. Üyesi. Eyyüp ALTINTAŞ

Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

TEŞEKKÜR

İhtiyaç duyduğum her konuda benden desteklerini esirgemeyen F.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Dis Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri olan başta danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ olmak üzere Doç. Dr. Tahir KARAMAN, Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER ve Dr. Öğr. Üyesi Samet TEKİN hocalarıma,

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli bölüm arkadaşlarıma, ayrıca kıymetli dostlukları ve tez sürecimdeki yardımlarından ötürü çok sevdiğim dostlarım Arş. Gör. Fatma GÖNÜLLÜ ve Arş. Gör. Güzide AKSOY'a

Evlatları olmaktan her zaman gurur duyduğum, desteklerini ve sevgilerini daima hissettiğim ve bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip annem Safiye ATEŞ ve babam Nevzat ATEŞ'e dünyaya beraber gözlerimizi açtığımız, mücadelesi hiç bitmeyen ama hayata karşı hep dimdik duran canım kardeşim Mustafa ATEŞ'e

Ve son olarak hayattaki en büyük şansım, kalbinin iyiliğine, anlayışına ve hayata bakış açısına hergün yeniden aşık olduğum sevgili eşim Özümcan ÇİRİŞ'e uzmanlık eğitimimin son zamanlarında haberini aldığım, hayata bakış açımı tamamen değiştiren bana şimdiden farklı duygular hissettiren sağlıklı kucağıma almayı dört gözle beklediğim biricik oğlum Ahmet Ülgen ÇİRİŞ'e

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
ETİK BEYAN	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xii
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	3
3. GİRİŞ	5
3.1. Genel Bilgiler	8
3.1.1. Endodontik tedavinin diş dokularına etkileri	8
3.1.2. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu	10
3.1.2.1. Direkt restorasyonlar	12
3.1.2.2. İndirekt restorasyonlar	13
3.1.2.2.1. Post kor restorasyonlar	13
3.1.2.2.1.1. Post- Kor Restorasyonun Endikasyonları:	14
3.1.2.2.1.2. Post-Kor Restorasyonun Kontrendikasyonları:	14
3.1.2.2.1.3. Post sınıflandırılması	15
3.1.2.2.2. Endokron Restorasyonlar	23
3.1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	28
3.1.3.1. CAD/CAM sistemlerin tarihçesi	28
3.1.3.2. CAD/CAM Sisteminin Avantajları	31
3.1.3.3. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları	31
3.1.4. Dental Seramik Materyaller	32
3.1.4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	32
3.1.4.2. Dental Seramiklerin İçeriği	33
3.1.4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	34
3.1.5. Polietereterketon (PEEK)	42
3.1.5.1. Peek Polimerinin Protetik Diş Tedavisinde Kullanım Alanları:	44

3.1.5.1.1. PEEK İmplantlar	44
3.1.5.1.2. PEEK abutment	45
3.1.5.1.3. PEEK Polimerinin Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı	46
3.1.5.1.4. PEEK Polimerinin Sabit Protezlerde Kullanımı	46
3.1.5.2. PEEK Materyaline Uygulanan Yüzey İşlemleri	47
3.1.6. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	49
3.1.6.1. Çiğneme Simülatörü Uygulanması	49
3.1.6.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma	50
3.1.6.3. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma:	50
3.1.6.4. Otoklav ile yaşlandırma:	50
3.1.7. Kırılma Dayanımı	50
3.1.7.1. Bükme testleri	51
3.1.7.1.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri	51
3.1.7.1.1.1. Üç Nokta Bükülme Testleri	51
3.1.7.1.1.2. Dört Nokta Bükülme Testi	52
3.1.7.1.2. Çift Eksenli Bükülme Testleri	52
3.1.7.1.2.1. Halka Üzerine Top	52
3.1.7.1.2.2. Halka Üzerine Halka	52
3.1.7.1.2.3. Üç Top Üzerine Piston (Biaksiyal Bükme Testi)	52
3.1.7.1.2.4. Piston Üzerine Halka	52
4. GEREÇ VE YÖNTEMLER	54
4.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	54
4.2. Örneklerle Kök Kanal Tedavisi Uygulanması	56
4.3. Örneklerin Endokron Preparasyonu	60
4.4. Örneklerin Dijital Ölçülerinin Alınması	61
4.5. CAD/CAM Örneklerin Gruplandırılması	62
4.6. Restorasyonların Üretilmesi:	63
4.7. Örneklerin simantasyonu	69
4.8. Örneklerin Çiğneme Simülatörü İle Yaşlandırılması	71
4.9. Örneklerin Kırılma Dayanımı Testi	72
4.10. Örneklerin Kırılma Tipi Analizi	73
4.11. İstatistiksel İncelemeler	73

5. BULGULAR	74
6. TARTIŞMA	77
7. SONUÇ VE ÖNERİLER	96
8. KAYNAKLAR	98



TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	34
Tablo 2. Y-TZP' nin Özellikleri	40
Tablo 3. Saf PEEK polimerinin elastik modülünün dental materyaller ve dokular ile karşılaştırılması	45
Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihaz,model ve üretici firma bilgileri	54
Tablo 5. Çalışma grupları ve örnek sayıları	62
Tablo 6. Endokron restorasyon üretiminde kullanılan materyaller ve içerikleri	63
Tablo 7. Çalışmamızda kullanılan materyallerin min-max kırılma dayanımı değerleri ve standart sapmaları	74
Tablo 8. Çalışmadaki tüm örneklerin kırılma değerleri(Newton)	75
Tablo 9. Çalışmamızdaki endokron gruplarının kırılma tiplerinin yüzdelik değerleri	76

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.	Metal prefabrike post sistemi	18
Şekil 2.	Fiber post sistemi	19
Şekil 3.	Transformasyon sertleşmesi	40
Şekil 4.	PEEK'in dental kullanım alanları	44
Şekil 5.	Mine-sement sınırının 2 mm üzerinden kesilmiş örnek dişlerin gruplara ayrılması	55
Şekil 6.	Dişlerin üzerinde bulunan doku artıkları ve diş taşlarının uzaklaştırılması amacıyla ultrasonik temizleme işleminin uygulanması	55
Şekil 7.	A: Kök kanal tedavisi uygulanan örnek dişlerin kanal boyunun tespit edilmesi B: Kök kanal tedavisi uygulanan örnek dişlerin kanal dolumlarının periapikal radyografi ile kontrol edilmesi	57
Şekil 8.	Kök kanal tedavisinde kullanılan eğe, gutta perka, kağıt kon, kanal dolgu patı	58
Şekil 9.	Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan nikel titanyum döner alet sistemi	58
Şekil 10.	A: Kök kanal tedavi tamamlanan örnek dişlerin okluzalden görünümü B: Kanal ağzılarının nanohibrit akışkan kompozit ile kapatılmasının ardından dişlerin okluzalden görünümü	60
Şekil 11.	Kök kanal tedavisi tamamlanan örnek dişlerin akrilik rezinlere gömülmesi	60
Şekil 12.	Endokron preperasyon dizaynı	61
Şekil 13.	Çalışmamızda kullanılan titanyum dioksit tozu, ekstraoral tarayıcı	62
Şekil 14.	Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar	63
Şekil 15.	Sinterleme fırını	64
Şekil 16.	Kumlama cihazı	64
Şekil 17.	CAD yazılımında restorasyon tasarımının yapılması	65
Şekil 18.	Kazıma ünitesinde örneklerin kazınması	65

Şekil 19.	Diğer çalışma gruplarından silikon ölçü maddesi ile ölçü alınması	67
Şekil 20.	Elde edilen akrilik kopyalar	68
Şekil 21.	Akrilik kopyaların SX plağa basılması işlemi	68
Şekil 22.	PEEK alt yapıların veneerlenmesinde kullanılan primer ve indirekt kompozit rezin	69
Şekil 23.	Çalışmamızda kullanılan dual cure rezin siman ve primer	69
Şekil 24.	Simantasyonları tamamlanmış örnekler	70
Şekil 25.	Dinamometre cihazı	72
Şekil 26.	Örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma işlemi	72
Şekil 27.	İnstron cihazı	72
Şekil 28.	Çalışmamızda kullanılan materyallerin ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri	74
Şekil 29.	Kırılma tiplerine göre grupların dağılımı	76

KISALTMALAR

Al₂O₃	: Alüminyum oksit.
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
Bis GMA	: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat”
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CAO	: Kalsiyum oksit
CeO₂	: Seryum oksit
dk	: Dakika
EDTA	: Etilendiamin tetraasetik asit
GPa	: Gigapaska
Hz	: Hertz
max	: Maksimum
Mgo	: Magnezyum oksit
min	: Minimum
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/dakika
mm²	: Milimetrekare
µm	: Mikrometre
MOD	: Mesial-Okluzal-Distal
MPa	: Megapaskal
N	: Kuvvet
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
nm	: Nanometre
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereterketon
PEKK	: Polieterketonketon
PVC	: Polivinil klorür
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
Y₂O₃	: Yttrium oksit
Y-TZP	: İttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

1.ÖZET

Bu *in vitro* çalışmada CAD/CAM teknolojisi yardımı ile hazırlanan üç farklı materyalden elde edilen endokronların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Otuz adet periodontal ve ortodontik planlamalar sebebiyle çekilmiş benzer morfolojiye sahip mandibular 1. molar dişler rasgele gruplara ayrılmıştır (n=10). Örnekler kök kanal tedavisi uygulanmasının ardından endokron preparasyonları gerçekleştirilmiştir. Çalışmadaki gruplar; Grup 1; Monolitik zirkonyum endokron (KATANA UTML Zirconia, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya), Grup 2; Nanohibrit seramik endokron (Cerasmart, GC Corp., Tokyo, Japonya), Grup 3; Kompozit ile veneerlenmiş modifiye PEEK (JUVORA, Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancastershire, İngiltere) endokronlar şeklindedir. Örneklerin simantasyonu dual cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) ile gerçekleştirilmiştir. Örneklerin yaşlandırma işlemi dual akslı çığneme simülatöründe 120.000 siklus, 1.86 Hz, 49 N parametreleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kırılma dayanımı testi için universal test cihazı (Instron cihazı 3345, Norwood, MA, ABD) yardımıyla dişin uzun aksı boyunca örnek kırılıncaya dek 1 mm/dk. kafa hızıyla yükleme gerçekleştirilmiştir. Kırılmaya sebep olan sıkışma dayanıklılığı değeri Newton (N) cinsinden hesaplanıp kaydedilmiştir. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Monolitik Zirkonyum Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalaması (2496,5±189,1 N); Modifiye Peek Endokron (1728,2±139,2 N) ve Nanohibrit

Seramik Endokron (1248,8±107,6 N) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Modifiye Peek Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalaması; Nanohibrit Seramik Endokron grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Çalışmamızda CAD/CAM sistemi ile üretimi gerçekleştirilen monolitik zirkonyum endokron grubunun kırılma dayanımı diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmada yer alan üç materyalin de ağız içi maksimum çiğneme kuvvetlerinin ortalamasına kıyasla çok daha yüksek değerde kırılma dayanımı göstermiştir. Çalışmada kullanılan üç materyalinde endokron üretiminde molar dişler için kullanımının uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM, endokron, PEEK, kırılma dayanımı

2. ABSTRACT

COMPARISON OF FRACTURE STRENGTH OF MODIFIED PEEK, NANOHYBRID CERAMIC, MONOLITHIC ZIRCONIUM ENDOCROWNS PRODUCED WITH CAD/CAM SYSTEM

In this in vitro study, it was aimed to compare the fracture strength of endocrowns obtained from three different materials are produced with the CAD/CAM system

Thirty mandibular first molar teeth with similar morphology, which were extracted due to periodontal and orthodontic planning, were randomly divided into groups (n=10). Endocrown preparations were performed after root canal treatment was applied to the samples. The groups in the study; Group 1; Monolithic zirconium endocrowns (KATANA UTML Zirconia, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japan), Group 2; Nanohybrid ceramic endocrowns (Cerasmart, GC Corp., Tokyo, Japan), Group 3; Modified PEEK (JUVORA, Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancashire, England) endocrowns veneered with composite. Cementation of specimens was performed with dual cure resin cement (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japan). The aging process of the samples was carried out in a dual axis chewing simulator using 120,000 cycles, 1.86 Hz, 49 N parameters. For the fracture strength test, with the help of a universal test machine (Instron device 3345, Norwood, MA, USA), 1 mm/min. loading was carried out at head speed. The compressive strength value that caused the breakage was calculated and recorded in Newtons (N). The Oneway Anova test was used for the comparison of

the parameters between the groups, and the Tukey HDS test was used to determine the group that caused the difference.

The mean fracture strength of the Monolithic Zirconium Endocrown group (2496.5 ± 189.1 N); Statistically significantly higher than the Modified Peek Endocrown (1728.2 ± 139.2 N) and Nanohybrid Ceramic Endocrown (1248.8 ± 107.6 N) groups ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). The average fracture strength of the modified Peek Endocrown group; It was statistically significantly higher than the Nanohybrid Ceramic Endocrown group ($p:0.000$; $p<0.05$). The average fracture strength of the modified Peek Endocrown group; It was statistically significantly higher than the Nanohybrid Ceramic Endocrown group ($p:0.000$; $p<0.05$). In our study, the fracture strength of the monolithic zirconium endocrown group produced with the CAD/CAM system was found to be significantly higher than the other groups. All three materials in the study showed a much higher fracture strength compared to the average of the maximum intraoral maximum chewing forces. It was concluded that the three materials used in the study would be suitable for molar teeth in endocrown production.

Keywords: CAD/CAM, endocrown, PEEK, fracture strength

3. GİRİŞ

Endodontik tedavi uygulanan dişin yapısı daha önceki çürük atakları, kırıklar ve tedavi girişimleri sonucu oldukça zayıflamaktadır. Ayrıca endodontik tedavi intrakoronal ve intraradiküler diş yapılarının uzaklaştırılmasına neden olmaktadır. Bütün bu endodontik girişimler sonucu dişin kırılabilirliği artmaktadır. Endodontik tedavi sonrası uygulanacak restorasyonlar, oluşan bu değişiklikleri kompanse etmek üzere dizayn edildikleri için endodontik tedavinin diş yapıları üzerinde oluşturduğu etkileri ve her faktörün önem derecesini bilmek gerekmektedir (1). Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu, diş hekimliğinde halen tartışmalı ve üzerinde sıkça araştırma yapılan konulardan biridir. Literatürde bu konu geniş kapsamlı ele alınmış olmasına rağmen henüz dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyaller ve tedavi planlaması hakkında kesin bir sonuca ulaşılamamıştır (2).

Geleneksel olarak endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda uygulanan tedavi yöntemi kanal içi post-core üzerine uygulanan tam kron restorasyonları ile sağlanmaktadır. Ancak geleneksel tedavi sırasında rezidüel diş dokularının biyomekanik özellikleri değişmektedir. Post tedavisi uygulanırken kökte perforasyon, kırık ve benzeri oluşabilecek komplikasyonlar alternatif yöntemlerin araştırılmasına neden olmuştur (3).

Adeziv diş hekimliğindeki son gelişmeler sayesinde endokronlar, geleneksel tedaviye alternatif oluşturmaktadır. Literatürde ilk kez 1995’de Pissis endokronları, monoblok porselen tekniği olarak tanımlamıştır (4). Monoblok yapıda olan endokron restorasyonları; minimal invaziv preparasyon, seramik materyali, CAD/CAM sistemi ve adeziv simantasyon gibi faktörlerin avantajlarını

biraraya getiren bir protetik tedavi seçeneğidir(5, 6). Endokron restorasyonlarda makromekanik tutuculuk; pulpa odası ve kavite duvarlarından destek alınarak sağlanırken, mikromekanik tutuculuk; adeziv rezin siman ile simantasyon sonucunda elde edilmektedir (6).

Endokron restorasyonları ile ilgili yapılmış olan 10 yıllık klinik çalışma sonucunda, aşırı madde kaybı olan dişlerde ve parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan bireylerde endokron restorasyonların başarı oranının yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Klinisyenler endokron restorasyonları geleneksel fiber-post restorasyonlara alternatif olarak uygulanabileceğini bildirmişlerdir (7).

Endokron restorasyonlar; farklı morfolojiye sahip kanallarda, klinik kron boyu yetersiz, interokluzal mesafesi dar, geniş madde kaybı olan dişlerde, yeterli ferrule varlığı bulunmayan vakalarda özellikle tercih edilmelidir (8).

Endokron restorasyonları üretiminde feldspatik seramik, lityum ile güçlendirilmiş cam seramik, hibrit seramik gibi materyallerin yanı sıra CAD/CAM sistemlerin gelişmesiyle birlikte çeşitli seramik ve kompozit CAD/CAM blokları da kullanılmaktadır. Ancak hangi materyalin endokron restorasyonları için en iyi sonucu verdiği konusunda literatürde fikir birliği bulunmamaktadır (9).

Bir çalışmada feldspatik seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, rezin nanoseramik kullanılarak üretilen endokronların mikrosızıntı miktarı ve kırılma dayanımları karşılaştırılmış; Resin nanoseramik endokronlar en yüksek kırılma dayanımı gösterirken, feldspatik seramik ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik endokronlara kıyasla daha yüksek mikrosızıntı değerleri göstermiştir (8).

Endokron restorasyonların okluzal kalınlığının 3-7 mm olması ve adeziv rezin simanın ışık ile polimerizasyonu esnasında yaşanabilecek adezyon problemleri nedeniyle, monolitik zirkonyumların endokron uygulamalarında kullanımı sınırlıdır (10). Ancak literatürde monolitik zirkonyum endokronlar hakkında kısıtlı çalışma bulunmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda monolitik zirkonyum endokronlar incelenip, çalışmamızın gelecek çalışmalara ışık tutması amaçlanmıştır.

Adeziv rezin simanlarla beraber kullanıldığında, dişe başarılı bir adezyon sağlayan PEEK materyali endokron yapımında lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere alternatif olarak kullanılabilen bir malzemedir (11). Ancak ön bölge restorasyonlarda PEEK'in grimsi kahverengi rengi nedeniyle estetik problemlere yol açmasından dolayı monolitik olarak kullanılamayacağı bu nedenle kompozit gibi daha estetik materyallerle veneerlenmesi gerektiği belirtilmiştir (12). Kompozit veneer uygulamasından önce bağlayıcı ajan uygulamayı gerektirmesi ve bağlayıcı ajan ve restorasyon materyalleri arasındaki mikrosızıntının zamanla renkleşmeye yol açması bu materyalin dezavantajları arasında sayılabilir (11).

Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM sistemi ile üretilen; monolitik zirkonyum, nanohibrit seramik ve modifiye PEEK endokronların kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Bu tez çalışmasının boş hipotezleri şu şekildedir;

H0₁: Farklı materyallerden üretilen endokronların kırılma dayanımları arasında bir farklılık yoktur.

H0₂: Farklı materyallerden üretilen endokronların kırılma tipleri arasında bir farklılık yoktur.

H0₃: Çalışmamızda kullanılan materyaller arka grup dişlerin endokron restorasyonlarında intraoral kullanıma uygun değildir.

3.1. Genel Bilgiler

Endodontik tedavi sırasında giriş kavitesi preparasyonu ve kök kanal şekillendirilmesi amacıyla intraradiküler ve intrakoronal diş dokularının uzaklaştırılması, dentinin dehidrate olması ve kollajen çapraz bağlarını kaybetmesi dişin kırılma direncini artırmaktadır. Ayrıca kanal tedavisi sırasında pulpanın uzaklaştırılması sonucunda ağrı ve proprioseptif duyuların kaybolması dişin daha fazla kuvvette maruz kalmasına neden olmaktadır (13) .

Endodontik tedavinin başarısı birçok faktöre bağlı olmasının yanı sıra ilgili dişte apikal sızdırmazlıkla beraber koronal sızdırmazlığın sağlanmasından da geçmektedir (14). Endodontik tedavi sonrası herhangi bir restorasyon uygulanmayan dişlerde yapılan incelemeler sonucu, 3 hafta sonunda dişin apikalinde bakteriyel yan ürünlerin görüldüğü bildirilmiştir (15).

Bu sebeple rezidüel diş dokusu miktarı dikkate alınarak endodontik tedavi görmüş dişler için dikkatli bir şekilde restorasyon seçimi yapılmalıdır.

Literatürde bu konuyla ilişkili birçok *in vitro* ve *in vivo* çalışma yapılmasına rağmen henüz ideal tedavi yöntemi konusunda kesin veriler bulunmamaktadır.

3.1.1. Endodontik tedavinin diş dokularına etkileri

Endodontik tedavi uygulanmış dişlerin kırılma direncinin azalmasının sebebi dişin fiziksel yapılarında meydana gelen irreversibl değişimlerdir. Pulpasız dişlerde meydana gelen değişiklikleri şu başlıklarda toplayabiliriz;

1. Nem kaybı ve dentinin yapısındaki değişiklikler

2. Madde kaybına bağılı dayanıklılıktaki değişiklikler
3. Diş yapılarının stres altında biyomekanik davranışı
4. Pulpasız dişlerde dentin dayanıklılığındaki değişiklikler
5. Pulpasız dişlerin kollajen dizilimindeki değişiklikler (16).

Helfer ve ark., (17) 1937 ve 1943 tarihlerinde rapor ettikleri çalışmada pulpasız dişlerde oluşan nem içeriği kaybının ağırlıkça % 9 olduğunu belirtmişlerdir.

Ayrıca yapılan başka bir çalışmada pulpasız dişlerin çok az sıvı geçirgenliği gösterdiği bildirilmiştir (18, 19).

Reet ve ark. (20) endodontik giriş kavitesi hazırlığı ve restoratif redüksiyonu (restoratif dolgu kavitesi hazırlığını) karşılaştırdığı çalışmada; giriş kavitesi hazırlığı ile %5 madde kaybı meydana gelirken restoratif redüksiyonla dişte gözlenen madde kaybında kayda değer bir azalma meydana gelmiştir. Marjinal sırt kaybıyla sonuçlanan MOD diş kavite preparasyonunda dişin dayanıklılığını önemli ölçüde azaltırken dişte % 60' dan fazla madde kaybı gözlemlenmektedir

Carter ve ark. (21) ise endodontik tedavi uygulanmış mandibular dişlerde servikal dentinin dayanıklılığında % 14 azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Rivera ve ark. (22) kanal dolgusu olan dişlerde dentindeki kollojen çapraz bağlarının olgunlaşmamış veya daha az olgunlaşmış olduğunu doğrulamış bu durumun da dişin kırılmasını artırabileceğini belirtmişlerdir.

Kök kanal şekillendirilmesinde enfekte kök kanalından mikro organizmaların elimine edilmesi için mekanik enstrümantasyonun yanı sıra antibakteriel etkileri yüksek olan irrigasyon solüsyonları kullanımı gerekmektedir (23). Bu amaçla kullanılan sodyum hipoklorid pretolitik bir ajandır ve protein

yapıları parçalar (24). Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin sodyum hipoklorid irrigasyon solüsyonuna uzun süre maruz kalması dentin elastikiyetini azaltarak kırılmalara sebep olabilmektedir (25, 26). Ayrıca kök kanal şekillendirilmesinde meydana gelen smear tabakasını uzaklaştırmak için kullanılan şelasyon ajanı EDTA mineral yapının yıkılmasına sebep olur. Bu durum sodyum hipokloridin kollojen yapılar üzerindeki proteolitik etkinliğini artırmaktadır (27).

Periodontal ligament; diş desteklemesinin ve korumasının yanı sıra birçok mekanoreseptörlere sahiptir (28, 29). Pulpal sinirler ise özellikle dişin apikal kısmında basınç ve dokunma duyusunu orta seviyede algılayabilirler dolayısıyla pulpa dokusu çıkarılmış devital dişler kuvvetler karşısında daha dirençsiz ve kırılgan hale gelmektedir (30).

3.1.2. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu

Endodontik tedavi uygulanmış diş restorasyon uygulanmadan önce ilgili diş aşağıdaki şartları sağlamalıdır;

1. İyi bir apikal tıkanma sağlanmış olmalıdır.
2. Diş ve diş çevresi dokularda fistül eksuda gibi enflamasyon belirtileri bulunmamalıdır.
3. Diş perküsyon uygulandığında dişte hassasiyet olmamalıdır (31).

Endodontik tedavi uygulanmış dişlerin konservatif ve protetik restorasyonlarındaki amaç; fonksiyonun ve estetiğin yeniden kazandırılması, koronal sızıntının önlenmesi ve kalan diş dokularının desteklenerek dişin uzun süre ağızda idamesinin sağlanmasıdır (32).

Endodontik tedavi sonrası mevcut sert doku miktarı uygulanacak olan restorasyonun belirlenmesinde etkili olmaktadır. Ön grup dişlere uygulanan restorasyonlarda estetik ön plandayken, çiğneme sırasında daha fazla kuvvete maruz kalan arka grup dişlerde fonksiyon ön plandadır. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu konusunda yapılan birçok çalışmaya rağmen ideal restorasyon ve materyal konusunda hala fikir birliği sağlanamamıştır (2, 33, 34).

Endodontik tedavi uygulanan dişler kalan aksiyel duvar sayılarına göre 5 sınıfa ayrılmıştır;

Sınıf 1: Tüm aksiyel duvarların var olduğu sadece endodontik giriş kavitesinin açıldığı dişler

Sınıf 2: Mesio-okluzal veya disto-okluzal olarak tek duvar kaybı olan dişler

Sınıf 3: Mesial-okluzal-distal olarak iki aksiyel duvar kaybı olan dişler

Sınıf 4: Sadece bukkal veya lingual duvarın olduğu tek aksiyel duvara sahip dişler

Sınıf 5: Kron kısmının tamamen yok olduğu hiçbir aksiyel duvarı bulunmayan dişler (35).

Bu sınıflandırmaya göre restorasyon tercihi sınıf 1, 2 ve 3 için post gerektirmeyen direkt restorasyondur (34). Ancak dişlerin direk yöntemle konservatif olarak restore edilebilmesi için dişin bukkal ve lingual bölgelerinde 3-4 mm yüksekliğinde 1.5 mm kalınlığında sağlam dentin bulunmalıdır (36). Sınıf 4 dişlerin restorasyonunda post uygulanmasını takiben kron veya onley uygulanması, sınıf 5 de ise post uygulanması takiben kron uygulaması olacak şekildedir (34).

3.1.2.1. Direkt restorasyonlar

Amalgam uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmasına rağmen diş dokularına bağlanamaması, renginden dolayı estetik olmaması, kenar uyumunun iyi olmaması, civa toksisitesine neden olması gibi dezavantajlara sahiptir (37).

Yapılan bir çalışmada endodontik tedavi uygulan küçük azı dişlerinin üç yıllık takibinde amalgam ile restore edilen dişlerde gözlenen tüberkül kırığı kompozit ile restore edilen dişlere kıyasla daha fazla olduğu bildirilmiştir (38). Bu nedenle tüberkül kırığı ve kök kırığı riskini azaltmak için amalgam restorasyonlarda tüberkül kaplama yapılması önerilmektedir (39, 40).

Yapılan başka bir çalışmada ise restoratif materyal tercihinin endodontik tedavi sonrasında kalan diş dokusu üzerindeki stres oluşumuna etkisinin incelenmesi amaçlanmış bu doğrultuda amalgam, dental seramik ve kompozit rezin ile direkt ve indirekt şekilde restore edilen diş gruplarında en yüksek stres değeri amalgam ile restore edilmiş dişlerde bulunmuştur (41).

Kompozit rezinler ilk kez Rafeel Bowen tarafından 1962' de tanıtılmıştır; bir organik matriks (organik faz) içerisinde bulunan inorganik doldurucular (inorganik faz) ve bunların birbirine tutunmasını sağlayan bağlayıcı (ara faz) kısımdan oluşan dolgu maddeleridir (42, 43).

Kompozit rezinlerin üretiminden günümüze kadar gelen başlıca problemi polimerizasyon sırasında hacimce % 1.5-3 büzülmenin meydana gelmesidir. Bu durum dolaylı olarak bazı problemlere neden olmaktadır. Bunlar restorasyonun dişe adezyonunda başarısızlık ve kompozit diş adezyonunda defektler, bu adezyon başarısızlığının sebep olduğu mikrosızıntı, mikrosızıntıya bağlı sekonder çürük ve renklenmelerdir (44).

Endodontik tedavi sonrasında tüberküllerden bir miktar aşındırılıp elde edilen boşlukların restoratif materyallerle doldurulması olarak bilinen tüberkül kaplama yöntemi dişlerin kırılma direncini artırmayı ve stres oluşumunu azaltmayı hedefleyen bir direkt restorasyon yöntemidir (45).

Mondelli ve ark.'nın (46) küçük azı dişlerinde yaptıkları çalışmalarında MOD kavitesine sahip dişlerin bir grubunu standart kompozit restorasyonla, diğer grubu ise tüberküllerden 2 mm aşındırılarak kompozit ile restore etmişlerdir. Sonuç olarak tüberkül kaplama yapılan dişlerin kırılma direnci daha yüksek bulunmuştur.

1990'da üretilen fiber ağ periodontoloji ve ortodontide dişlerin splintlenmesinde, tek diş eksikliklerinde, adeziv kompozit köprülerin yapımında ve konservatif kompozit restorasyonların güçlendirilmesinde kullanılmaktadır (47).

Yapılan bir çalışmada endodontik tedavi uygulanmış küçük azı dişlerin restorasyonunda fiber ağ kullanımının kırılma direncine etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak fiber ağ ile desteklenmiş kompozit restorasyonlar ve normal kompozit restorasyonlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Fakat kırılma tipi olarak fiber ağ ile desteklenmiş restorasyonlarda daha onarılabılır kırıklar meydana geldiği bildirilmiştir (48).

3.1.2.2. İndirekt restorasyonlar

3.1.2.2.1. Post kor restorasyonlar

Kök kanalı içerisine tutuculuk ve desteklik sağlamak için uzanan restorasyon kısmı post olarak adlandırılırken post yapısıyla birleşen kesilmiş diş formundaki restorasyon kısmına da kor adı verilmektedir (49).

1728’ de günümüzdeki post sistemlerine benzer ilk uygulama Pierre Fauchard tarafından gerçekleştirmiştir. Fauchard daha önceden prepare ettiği kök kanalının içine, kök şekline benzeyen kurşun bir vidayı diş kronu ile birleştirerek yerleştirmiştir (50).

3.1.2.2.1.1. Post- Kor Restorasyonun Endikasyonları:

1. Koronal dokusunda aşırı madde kaybı olan dişlerde yardımcı kaviteler, mevcut undercutlar, pin restorasyonlu korlar ve adeziv rezinler gibi tutucu elemanlar yardımıyla dişin restore edilemediği durumlarda

2. Travma sonrası kırık vakalarında

3. Ovendenture protezlerde köklerden retansiyon ve destek alınması amacıyla ataçmanların köklere post kor olarak birleştirildiği durumlarda

4. Eski restorasyon veya endodontik prosedürler sonrasında aşırı madde kaybı olduğu durumlarda

5. Malpoze dişlerin konumlarının aksiyal ve okluzal olarak düzeltilmesinin ardından pulpa dokusunun bütünlüğünün bozulduğu durumlarda kullanılabilirler (51).

3.1.2.2.1.2. Post-Kor Restorasyonun Kontrendikasyonları:

1. Periapikal dokularda patoloji varlığında

2. Kanalları hiperkalsifiye olmuş dişlerde

3. Eğri ve ince kök morfolojisine sahip dişlerde

4. Kökte çatlak ve kırık varlığında

5. Kanal tedavisi sırasında hatalı uygulama sonucu kanallarda perforasyon oluşması durumunda post-kor uygulaması kontrendikedir (51).

3.1.2.2.1.3. Post sınıflandırılması

Postların şekil, retansiyon, yapım tekniği ve kullanılan materyale göre sınıflandırmaları yapılmaktadır.

1. Post şekillerine göre:

- Paralel postlar
- Açılı postlar
- Açılı paralel postlar

2. Retansiyon şekline göre:

- Aktif postlar
- Pasif postlar

3. Yapım tekniğine göre:

- Döküm postlar
- Prefabrike postlar

4. Kullanılan materyal şekline göre postlar:

- Metal Alaşım Postlar
- Fiber Postlar
 - a. Karbon fiber postlar
 - b. Polietilen fiber postlar
 - c. Cam fiber postlar
 - d. Kuartz fiber postlar
- Seramik Postlar
 - a. Cam seramik postlar
 - b. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramik postlar
 - c. Freze tekniğiyle elde edilen seramik postlar

d. Zirkonyum esaslı seramik postlar (14, 52).

Post kök bütünlüğünü ve sağlığını bozmayacak şekilde klinik gereksinimleri karşılayacak yeterli uzunluğa sahip olmalıdır. Post uzunluğu ve post retansiyonu arasında doğru orantı vardır. Post uzunluğunu 5 mm'den 8 mm'e çıkarmak retansiyonu % 47 oranında artırmaktadır (53). Post çapı ise kökün herhangi bir yerinde kök çapının 1/3'ünü geçmeyecek şekilde olmalıdır (54). Sorensen ve ark. (55) özellikle stres yoğunluğunun en fazla olduğu apikal bölümde postun etrafının 1 mm sağlam dentin dokusu ile çevrilmesi gerektiğini belirtmiştir.

Paralel kenarlı postlar açılı postlarla karşılaştırıldığında daha retantiftirler (52). Açılı postlar ise kanalın doğal konturu ile uyumlu oldukları için post boşluğu hazırlığı ve simantasyon işlemleri daha kolaydır ve yaygın kullanılırlar. Ancak kökte kama etkisi oluşturup kök kırıklarına sebebiyet vermeleri nedeniyle dezavantaj yaratmaktadırlar (56).

Kök dentinine vidalanarak uygulanan post sistemleri aktif postlar olarak adlandırılmaktadır. Post sistemleri arasında en retantif olanıdır. Ancak uygulanan dişte yeterli dentin kalınlığı bulunmuyorsa vidalama işlemi diş kırıklarına sebep olabilmektedir (16).

Frezler yardımıyla hazırlanan post boşluğuna hiçbir vidalama işlemi olmaksızın simantasyon aracılığıyla tutunan post sistemleri ise pasif postlar sistemi olarak adlandırılmaktadır. Post sisteminde bulunan yivler sayesinde simanın tutuculuğunu artırılmaktadır (3).

Daha az preparasyonla kök kanalına uyumlu postlar elde edebileceğimiz döküm postlar; düzensiz, geniş kanallı ve kalan sağlıklı diş dokusu miktarı az olan dişlerin restorasyonu için uygun olabilmektedir (57).

Geniş ve düzensiz kanallara tam bir uyum sağlamaları sebebiyle ek tutuculuk gerektirmemesi, post sisteminin üzerinde hazırlanan siman kaçış yolunun yapıştırma sırasında simanın neden olacağı hidrostatik basıncı engelleyerek stres oluşumunu önlemesi ve dayanıklılığının yüksek olması döküm post sistemin avantajlarından (58, 59).

Bunun yanında döküm post yapımında kullanılan metallerin korozyon eğilimi, yüksek elastik modülü sebebiyle diş kırıklarına neden olması ve estetik sakıncalar dezavantajları arasında sayılabilmektedir (60, 61). Ayrıca uygulanması için 2 seansa ihtiyaç duyulmaktadır. Seanslar arası kontaminasyon riski restorasyonun başarısını olumsuz etkileyebilmektedir (62).

Döküm post uygulamasında harcanan zamanın fazla olması ve yapım aşamasındaki teknik zorlukların yarattığı dezavantajlar araştırmacıları daha pratik uygulama sağlayan prefabrik postlara yönlendirmiştir. Prefabrike postlar kök kanalından koronale uzanarak kor yapısına desteklik sağlamaktadırlar (63, 64). Prefabrike postlar kor materyali ile direkt birleşerek döküm postların aksine tek seansta post kor restorasyon tamamlanabilmektedir (65). Prefabrike postlar aynı metalden üretilmiş döküm postlara kıyasla daha homojen ve daha sağlamdır (66). Fakat bunun yanında kök kanalı ile uyumları döküm postlara nazaran zayıftır bu durum döküm postlara kıyasla dişte daha düzensiz kuvvet dağılımına sebebiyet vermektedir (67).

Metal prefabrike postlar çoğunlukla paslanmaz çelik, nikel krom, krom kobalt, titanyum ve kıymetli alaşımlardan üretilirler (49). Metal postların korozyon sonucu dişetinde renklenmeye yol açması, ışık geçirgenliklerinin olmaması ve metalik renkleri anterior uygulamalarda estetik dezavantajlar oluşturmaktadır (68).



Şekil 1. Metal prefabrike post sistemi

Metal prefabrike postların estetik dezavantajı, korozyon riskini artırarak toksisite oranını yükseltmesi, estetik ve biyouyumlu materyallere karşı ilginin artması, kullanılan restoratif materyallerin doğal diş optik özelliklerini yansıtması metal olmayan prefabrike postların gelişimini hızlandırmıştır (69).

Fiber Postlar

Yapısına katıldığı materyale fiziksel ve mekanik olarak olumlu özellikler kazandıran farklı form ve yapıdaki fiberler protetik amaçla ilk kez akriliklerin güçlendirilmesinde kullanılmış, post yapımında ise ilk kez 1990 yılında Duret tarafından kullanılmıştır (70). Metal postlardan (90-112 GPa) oldukça düşük ve diş dokusuna (18.6 GPa) yakın elastik modülüne (16-42 GPa) sahip olmaları, yüksek çekme direnci fiber postların metal postlara tercih edilmesine neden olmaktadır (71, 72). Kanal tedavili dişlerin restorasyonunda kullanılan fiber postlar kompozit rezin siman ve kompozit kor materyali ile birlikte kullanılırlar, bu materyallerin elastik modülü birbirine yakındır. Dolayısıyla restorasyonun kuvvetler karşısında bütünlüğünü sağlarlar ve kırılmaya karşı dayanıklıdırlar (73).



Şekil 2. Fiber post sistemi

Karbon Fiber Postlar

Karbon fiber postlar diş hekimliğinde kullanılan metal olmayan prefabrike postların öncüsüdür. Epoksi matriks içerisinde karbon fiberlerin aynı doğrultuda ve birbirine paralel dizilmesiyle elde edilirler (74). Ancak karbon fiber postlar radyolusent olmaları ve koyu renkleri nedeniyle estetik dezavantaj oluşturmaktadırlar (75).

Kuartz Fiber Postlar

Kuartz fiber postlar 8 µm çapındaki kuartz fiber liflerin epoksi matriks içine gömülmesiyle oluşur içeriğinde baryum bulunur (76). Kuartz fiber postların translüsent oluşu estetik özelliğini ve ışık geçirgenliğini arttırmasının yanında rezin simanın polimerizasyonuna olumlu yönde katkıda bulunur (77, 78).

Cam Fiber Postlar

Cam fiberlerin epoksi matriks içerisinde tek yönlü uzanmasıyla meydana gelmektedir. Cam fiberler sıklıkla silika bazlı kalsiyum, boron, sodyum gibi değerli oksitleri içermektedir. En yaygın bulunan formu %50-60 oranında silisyum oksit içeren formudur (61).

Polietilen Fiber Postlar

İlk kez 1988’de protez kaidesini güçlendirmek amacıyla Braden ve ark. tarafından kullanılmıştır. Diş dokusuna yakın doğal rengi, estetik oluşu, biyouyumlu olması, çözünmeye karşı dirençli olması, hidrofobik olması gibi avantajlara sahiptir (79). Adezyonda etkili olan yüzey enerjisinin polietilen fiber postlarda düşük olması ve polar gruplarının bulunmaması rezin ve fiber arasındaki adezyon başarısını olumsuz yönde etkilemektedir (80). Yaygın olarak kullanılan formu örgü şerit şeklindeki formudur (81).

Seramik Postlar:

Cam Seramik Postlar:

1973 yılında Grossman tarafından geliştirilen dökülebilir cam seramikler 1989 yılında Kwiatkowski ve Geller tarafından ilk kez post kor yapımında kullanılmıştır. Camın kontrollü kristalizasyonu sayesinde elde edilen dökülebilir cam seramikten yapılan bu postların kuvvetler karşısında dayanıklılığı az olduğu için kullanımı sınırlı kalmıştır (82).

Alüminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramik Postlar:

1991 yılında Kern ve Knode tarafından ilk kez cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikten yapılan monoblok yapıda (tek parça) post ve kor tanıtılmış ancak uygulamasının uzun ve zor olması nedeniyle tercih edilmemiştir (82, 83).

Freze Tekniği İle Elde Edilen Seramik Postlar:

Kopya-freze tekniği ile vakaya özel post-kor restorasyonlar cam seramik, alüminyum oksitle güçlendirilmiş cam seramik veya zirkonyum seramikler kullanılarak hazırlanabilmektedir (84).

Zirkonyum Esaslı Seramik Postlar

1995 yılında Meyenberberg ve ark. tarafından zirkonya postlar ilk kez post kor restorasyonları için önerilmiştir (84, 85). Prefabrike zirkonya post materyali ytrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalinden (Y-TZP) oluşmaktadır. Bu postlar yüksek kırılma dayanımı, yüksek bükülme direncine sahip olmakla beraber paslanmaz çelik alaşımına benzer elastik modülü oranı gösterir (86). Fiber postlar ile karşılaştırıldıklarında sert yapıda olmaları sebebiyle kök kırıklarına neden olabilmektedirler (84, 87).

Zirkonyum esaslı postların rezin siman ile bağlantısını artırmak için uygulanan yüzey işlemleri 3 başlıkta toplanmaktadır (88).

1. Mekanik yöntemle yüzey hazırlığı: Yapılan işlemlerle pürüzlü bir yapı elde edilerek bağlantının artırılması amaçlanmıştır. Pürüzlendirme işlemleri; kumlama ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, frez ile pürüzlendirme olarak üçe ayrılmaktadır

2. Kimyasal yöntemle yüzey hazırlığı: Silan bağlayıcı ajan uygulanması

3. Hem kimyasal hem mekanik yüzey hazırlığı: Tribokimyasal silika kaplama (Rocatec sistem, CoJet sistem), elektrokimyasal pürüzlendirme.

Zirkonyum esaslı postların kor yapıları 3 farklı yöntemle hazırlanmaktadır (89).

1. Simantasyon tekniği

2. Direk kor yapım tekniği

3. Isı ile presleme tekniği

Simantasyon tekniğinde prefabrike veya CAD/CAM yoluyla üretilen seramik halkaların zirkonyum esaslı posta simante edilmesiyle kor yapı oluşturulmaktadır (89).

Direk kor yapım tekniğinde zirkonyum esaslı postun hazırlanmış olan kök kanal boşluğuna simantasyonunun ardından aynı seansta kompozit veya cam iyonomer restoratif dolgu materyalleri kullanılarak kor yapının oluşturulmasıdır (90).

Ancak cam iyonomer materyaller kor yapısı için yeterli dayanıklılığa sahip değildir bu nedenle koronal yapı kaybının fazla olduğu dişlerde kullanılmamalıdır (14).

Kompozit rezin materyaller en popüler kor materyalleridir. Kırılma dayanımları amalgam korlar ve döküm korlarla karşılaştırılabilir seviyedir, üstelik başarısızlık durumunda daha restore edilebilir kırıklar meydana geldiği bildirilmiştir. Ancak dezavantaj olarak polimerizasyon sonucu büzülme meydana gelir bu durum adezyonu olumsuz yönde etkiler. Uygulama esnasında izolasyon önemli ve gereklidir. Uygun şartlar sağlanmazsa örneğin; dentin yüzeyi kan ve tükürükle kontamine olursa adezyon olumsuz etkilenmektedir (14, 91, 92).

1997 Ivoclar zirkonyum esaslı postlara kor yapı olarak uygulanabilen ısı ile preslenen porselen materyali geliştirmiştir. Geliştirilen yeni seramik kor materyalinin termolineer genleşme katsayısı zirkonyum esaslı postlarla uyumludur (89).

Bunların dışında en güncel kor yapım tekniği olan monoblok sistem ilk kez 2007 yılında Awad ve Marghalani (93) ile Streacker ve Geissberger (94) tarafından tanımlanmıştır.

Kor yapım teknikleri karşılaştıran in vitro bir çalışmada zirkonyum esaslı postlar ile metal postların kompozit kor ile olan bağlanma dayanımı değerlendirilmiş zirkonyum esaslı postlar kompozit kor ile daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir (95).

Yapılan bir literatür taramasında zirkonyum esaslı postlara uygulanan farklı kor materyallerinin kırılma dayanımını araştıran çalışmalar değerlendirilmiş ve zirkonya esaslı post ve seramik kor yapı ile restore edilen dişlerin kırılma dayanımı (800-1500 N), kompozit kor yapı ile restore edilen dişlere (300-700 N) göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (84).

Farklı kor yapım tekniklerinin kullanıldığı bir çalışmada ise; ısı ile preslenen kor tekniği kullanılarak prefabrike zirkonya esaslı post ile restore edilen dişler ve monoblok sistem ile üretilerek restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığı karşılaştırılmış ve monoblok sisteminin kırılma dayanımının anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir (96).

3.1.2.2.2. Endokron Restorasyonlar

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesi ile birlikte kanal tedavili dişlerin restorasyonunda geleneksel yöntemler yerine endokronlar tercih edilmektedir (10).

Adeziv restorasyonların makroretantif tutucu elamanlara ihtiyaç duymaması bu restorasyonların en büyük avantajıdır. Minimal preparasyon ile beraber maksimum doku koruması yaklaşımıyla uygulanan endokronlar kanal tedavisi uygulanmış ve aşırı madde kaybı olan dişlerin protetik tedavisinde uygulanmaktadır (97).

Pissis 1995’de aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda seramik monoblok tekniğini tanımlamıştır (4).

Bindl ve Mörmann tarafından 1999’da ilk kez endokron tanımı yapılmıştır. Bu araştırmacılar endokronu aşırı madde kayıplı kanal tedavisi görmüş dişlere uygulanan, çevresel 90° butt marjine sahip pulpa odasını kaplayan santral retansiyon kavitesinden oluşan adeziv restorasyonlar olarak tanımlamıştır (98).

Geleneksel kronlar ile karşılaştırıldığında endokron restorasyonların uygulanması daha kolay ve restorasyon için harcanan süre daha azdır. Kısa preparasyon süresi, uygulama kolaylığı, hastanın klinikte harcadığı sürenin azalması ve estetik oluşları endokronların avantajları olarak belirtilmiştir (99).

Post ile restore edilemeyecek kadar kısa ve açılı kanallarda, kalsifiye kanallarda endokron restorasyonları geleneksel yöntemlere alternatif oluşturmaktadırlar (100).

2016 yılında Sedrez-Porto ve ark.’nın (10) klinik ve in vitro çalışmaları değerlendirdikleri sistematik derleme ve metaanalizlerinde endokronları geleneksel yöntemler (kanal içi post uygulaması, direkt kompozit restorasyonlar, inley ve onleyler) ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak klinik araştırmalarda endokronların %94 ila %100 arasında değişen başarı oranları gösterdiğini, ayrıca ön ve arka grup dişlere uygulanan endokronların geleneksel tedavi yöntemlerine kıyasla daha yüksek kırılma direncine sahip olduklarını belirtmişlerdir.

De Kuijper ve ark. (101) 2020 yılında yaptıkları in vitro çalışmada, direk ve indirekt yöntemlerle restore edilen kanal tedavisi uygulanmış molar dişlerin kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışma kontrol grubu ile birlikte toplam 7 gruptan oluşmaktadır. Bu gruplar kontrol grubu, cam fiber kompozit, mikrohibrit kompozit,

mikrohibrit kompozit ile beraber cam fiber post uygulaması, lityum disilikat kron, lityum disilikat kron ile beraber cam fiber post uygulaması ve endokron şeklindedir. Çalışmanın sonucunda kırılma dayanımının restorasyon tipinden etkilendiği belirtilmiştir. Lityum disilikat kron uygulamasında kırılma dayanımı, kontrol grubu, cam fiber kompozit, mikrohibrit kompozit, mikrohibrit kompozit ile beraber cam fiber uygulanan gruplara kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Fakat lityum disilikat kron uygulaması, lityum disilikat ile beraber cam fiber post uygulaması ve endokron uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Endokron restorasyonlarının sınıflandırılması preparasyondan sonra kalan diş dokusu miktarına göre yapılır ve üçe ayrılmaktadır.

Grup1: En az iki aksiyal duvarın olduğu diş preparasyonunu tanımlar

Grup2: En az bir aksiyal duvarın olduğu diş preparasyonunu tanımlar

Grup 3: Aksiyal duvarı olmayan diş preparasyonunu tanımlar (7).

Endokron preparasyonu 1.0-1.2 mm çevresel butt marjin ve pulpa odasına uzanan santral retansiyon kavitesinden oluşur. Endokron restorasyonlar kök kanal boşluğundan destek almayan, kor ve kronu monoblok yapılardır (4, 98) .

Butt marjin tasarımı, restorasyon diş ara yüzeyindeki mikrosızıntının engellenmesine, makaslama gerilmelerinin önlenmesine, marjin etrafındaki periferik mine tabakasının korunmasına izin vermektedir (102).

Endokronlar minimal invaziv yaklaşımla hazırlanan adeziv restorasyonlardır. Bu nedenle geleneksek kron restorasyonlarına kıyasla preparasyonları farklıdır (103).

Endokronlarda seramik okluzal kalınlığı genellikle 3-7 mm dir. Yapılan çalışmalarda seramiğin okluzal kalınlığı artıkça kırılma direncinin de arttığı gösterilmiştir. 5.5 mm okluzal kalınlığa sahip endokronların kırılma dayanımı, 1.5 mm okluzal kalınlığa sahip tam kronların iki katıdır (104, 105).

İdeal olarak restorasyon marjinleri supragingival olmalıdır. Estetik gereklilik ve klinik faktörler dikkate alındığında, marjinlerde seviye farkı olması gerektiği durumlarda, marjinlerde 60°' den fazla eğim olmamalıdır. 2 mm daha az kalınlığa sahip zayıflamış mine varlığında mine elimine edilmelidir (103, 106, 107).

Aksiyal preparasyonda ilk adımda giriş kavitesindeki tüm undercutlar elimine edilmelidir. Preparasyon sırasında frez dişin uzun eksenine paralel tutulur aşırı basınçtan kaçınılarak frezin pulpal tabanla teması engellenmelidir. Pulpa odasının duvarlarından fazla kesim yapılması mine ile çevrili diş dokusunun zayıflamasına neden olur. Minimum kavite derinliği 3 mm olmalıdır (103, 106, 107). Endokron tasarımı konusunda Pissis 5 mm kavite derinliği olması gerekliliğini bildirmiştir (4). Buna rağmen Bindl ve ark. na göre kavite derinliği standart olmamakla beraber, 2-4 mm arasında değişmesi gerektiği bildirilmiştir (98).

Ayrıca prepearasyon sonrasında diş yüzeyinde daha düz alanlar elde etmek ve pulpa odasındaki undercutları elimine etmek amacıyla bu alanların rezin kompozitle düzenlenmesi tavsiye edilmektedir (108, 109).

Bindl ve Mörmann (110) yaptıkları klinik çalışmada molar dişler ile küçük azı dişlerine uygulanan endokronların performanslarını değerlendirmişlerdir. Çalışma neticesinde premolar dişlere uygulanan endokron restorasyonların sağ kalım oranının yetersiz olduğunu bildirmişlerdir.

Ancak premolar dişlere uygulanan endokronlarda restorasyonun intraradiküler uzantıya sahip olması restorasyonun başarısını artırabilir (111).

Güleç ve Ulusoy (112) sonlu elamanlar analizi kullanarak yaptıkları çalışmada intraradiküler uzantısı olan modifiye edilmiş endokron tasarımı ile intraradiküler uzantısı olmayan standart endokron tasarımını karşılaştırmışlardır. Restorasyon materyalinde meydana gelen gerilme değerlerinin modifiye endokron tasarımında daha fazla olduğu görülmüştür. Bu sebepten ötürü intraradiküler uzantıya sahip modifiye edilmiş endokron tasarımının kalan diş yapısını daha iyi koruduğunu bildirmişlerdir. Neticede Güleç ve Ulusoy yaptıkları çalışmada restorasyon için kullanılan materyal hacmi artırıldığında materyalin olumsuz etkilendiğini fakat diş dokusuna iletilen stresin azaldığı sonucuna varmışlardır

Einhorn ve ark. (109) çalışmalarında ferrule varlığının ve miktarının endokron restorasyonların kırılma direncine etkisini incelemişlerdir. Standart endokron tasarımı (butt marjin), 1 mm ve 2 mm ferrule varlığında endokronların kırılma dirençleri karşılaştırılmış en yüksek kırılma direnci 1 mm ferrule varlığında en düşük kırılma direnci de butt marjine sahip standart endokron tasarımında gözlemlenmiştir. Ayrıca 2 mm ferrule miktarına sahip endokron tasarımında örneklerin tamamında onarılamaz kırıklar meydana gelmiştir. Araştırmacılar preparasyon işleminde ferrule oluşturma bu aşamayı karmaşık hale getirdiğini ve ferrule varlığında endokron restorasyonun diş preparasyonuna adaptasyonunun azaldığını da bildirmişlerdir.

Yapılan in vitro bir çalışmada endokronların preparasyon dizaynının ve restorasyonun okluzal kalınlığının kırılma direncine etkisi karşılaştırılmıştır. Standart endokron tasarımı ile shoulder basamaklı endokron preparasyon

tasarımları restorasyonun okluzal kalınlığı 2 mm ve 3.5 mm olacak şekilde karşılaştırılmış ve sonuç olarak shoulder marjine sahip endokron preparasyon dizaynı standart butt marjine sahip endokron preparasyon dizaynına göre kırılma direnci daha yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmada restorasyonun farklı okluzal kalınlıklarındaki kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (113).

Literatürde endokronlar preparasyon dizaynındaki modifikasyonların, basamak varlığının ve miktarının restorasyonlara etkisi üzerine yeterli çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda 90° butt marjin, basamak ve ferrule bulunmayan standart endokron preperasyonu gerçekleştirilmiştir.

Endokron preparasyon dizaynı kadar endokronların üretim tekniği ve endokron üretiminde kullanılan materyallerin estetik ve mekanik özellikleri restorasyonun başarısında etkilidir.

CAD/CAM ve ısı basınç tekniği tavsiye edilen iki farklı endokron üretim tekniğidir (6).

Carlos ve ark. (114) yaptıkları bir çalışmada CAD/CAM ve ısı basınç tekniği ile üretilmiş endokronların 28 aylık takip sürecindeki klinik performanslarını değerlendirmişlerdir. Kanal tedavisi görmüş molar dişlerin restorasyonunda bu iki farklı endokron üretim tekniğinin güvenilir restorasyon seçenekleri olduklarını bildirmişlerdir.

3.1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

3.1.3.1. CAD/CAM sistemlerin tarihçesi

1977’de ABD’de Bruce Altschuler tarafından optik okuyucular aracılığıyla ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenmesine başlanmıştır. Takip edilen yıllarda Francois Duret tarafından Duret sistemini geliştirilerek tek üyeli restorasyonlar üretilmiştir. İlk dental CAD/CAM uygulaması ise 1988’de İsviçre’de Werner Mörmann ve Marco Brandestini Cerec sistemi ile gerçekleştirmişlerdir (115).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri tam seramik kron köprülerin, inley onleylerin, bölümlü kronların, implant üstü protezlerin üretiminde, hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapılarının hazırlanmasında, maksillo fasial protezlerin hazırlanmasında, çalışma modelleri elde edilmesinde kullanılmaktadır (116).

CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel gruptan oluşmaktadır. Bunlar; verilerin toplanıp kaydedilmesi, bilgisayara aktarılan veriler üzerinde restorasyonun üç boyutlu tasarımının yapılması (CAD), tasarlanmış olan restorasyonun üretilmesi (CAM) kısımlarıdır.

Verilerin Kaydedilmesi:

CAD/CAM sisteminde tarayıcılar aracılığı ile modelin veya ağız içi dokuların üç boyutlu görüntüleri dijital ortama aktarılır (117).

Mekanik tarayıcılarda ana model, iğne ucu küre ya da top şeklindeki detektörlerle mekanik olarak ölçülür (118).

Optik tarayıcılar ise harekete çok duyarlı oldukları için tarama işlemi esnasında hastanın küçük bir hareketi bile restorasyonun uyumunu etkileyebilmektedir. Bu sistemle hızlı ve yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilebilir (119).

Yapılan bir çalışmada 6 farklı ağız içi tarayıcı kullanılarak farklı kavite derinliklerine sahip endokronlarda tarama doğrulukları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak CEREC Primescan, değerlendirilen diğer ağız içi tarayıcılar arasında en iyi gerçekliğe ve kesinliğe sahip bulunmuştur. 2 mm kavite derinliğine sahip endokronlar 5 mm kavite derinliğine sahip endokronlara göre daha iyi gerçekliğe ve kesinliğe sahip bulunurken 2mm ve 3.5mm kavite derinliğine sahip olan endokronlar arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (120).

Bilgisayar Destekli Tasarım(CAD):

CAD/CAM sistemlerine özgü yazılımlar aracılığı ile restorasyonların tasarımları hazırlanabilmektedir. CAD yazılımları aracılığı ile hazırlanan bu tasarımlar CAM ünitesine aktarılmaktadır (121).

Bilgisayar Destekli Üretim(CAM):

Restorasyonun tasarımı sonucu oluşturulan sanal model CAM üniteleri sayesinde üretilmektedir. Birçok farklı üretim sistemi bulunmaktadır (122).

Eksiltme yöntemi olarak bilinen sistemde; prefabrike bloklar frezler veya elmas diskler yardımı ile freze edilerek, blok materyalden eksiltme yoluyla restorasyonun üretimi gerçekleştirilmektedir. Etkin bir üretim sistemi olmasının yanında kullanılan blok materyalinin % 90'ının uzaklaştırılması ve bloğun boşa harcanması gibi bir dezavantaja sahiptir.

Ekleme yoluyla restorasyon üretim sistemleri, eksiltme yoluyla restorasyon üretim sistemlerine alternatif olarak gösterilmektedir. Metal ve seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ekleme yoluyla üretim yöntemlerinden birisi

seçici lazer sinterlemedir. Bu yöntemde metal ve seramik toz havuzunda bulunan materyallerden sürekli ilavelerle sinterlenerek restorasyon üretimi tamamlanmaktadır. Dolayısıyla artık materyal oluşumu veya materyalin boşa harcanması engellenmektedir (121).

3.1.3.2. CAD/CAM Sisteminin Avantajları

1. Geleneksel l yöntemlerinin gereksinimini ortadan kaldırır.
2. Daha az zaman harcayarak daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilmektedir.
3. Restorasyon retiminde hata yapma olasılığı azalmaktadır.
4. Çapraz kontaminasyon riski azalmaktadır.
5. Hasta ve hekimin klinikte harcadığı süre ve diş teknisyenin restorasyon üretimi için harcadığı süre kısalmaktadır.
6. Veriler daha sonra da inceleyebilmek için arşıvlenebilmektedir (116, 123).

3.1.3.3. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları

1. Üretim maliyeti fazladır.
2. Diş preparasyon sınırlarının subgingival olduğu durumlarda bu sınırların bilgisayar ortamına aktarılmasında sorunlar meydana gelebilmektedir. Bu problemi ortadan kaldırmak için iyi bir dişeti retraksiyonuna ihtiyaç duyulmaktadır.
3. Deneyim gerektirmektedir (115).

CAD/CAM sitemlerinde üç farklı üretim konsepti vardır (124).

Chairside Üretim (Hasta başı üretim): İndirek yolla üretilen restorasyon hastaya tek seansta uygulanabilmektedir. CAD/CAM sisteminin tüm elemanları diş kliniğinde bulunmaktadır.

Laboratuvar Üretim: Diş hekimi aldığı ölçüyü laboratuvara gönderdikten sonra CAD VE CAM aşamaları tamamen laboratuvar da gerçekleşmektedir.

Merkezi Üretim: Model taraması CAD aşamaları dental laboratuvar da gerçekleştirildikten sonra veriler üretim merkezine gönderilmektedir.

3.1.4. Dental Seramik Materyaller

3.1.4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Yunanca anlamı topraktan yapılmış olan ‘keramikos’ sözcüğünden türeyen seramikler bir veya birden fazla metalin, metal olmayan elementler ile birleşerek yüksek ısıda sinterlenmesi ile oluşan inorganik bileşiklerdir (125).

1789’da eczacı Alexis Duchateau ve diş tabibi Dubois de Chemant ilk yapay seramik diş malzemenin patentini almışlardır. Fakat yapay seramik dişleri protez kaidesine bağlamanın etkin bir metodunu bulamadıkları için protez üretiminde kullanılamamıştır (126, 127).

Porselenin optik özelliklerindeki gelişmeler ise 1838 yılında Elias Wildman tarafından geliştirilen metotla başlamış, 1949 yılında vakumla ateşlemeye kadar ilerleyerek devam etmiştir (128).

1886 ve 1887 yıllarında platin folyo tekniğini tanıtan Land tarafından 1903 yılında ilk kez tam seramik kron yapılmıştır. Tam seramik kronlar feldspatik içeriklerinden dolayı mükemmel estetik özellikleri olsa da kırılma dayanımları çok

düşük olduğu için kullanımları sadece anterior tek diş eksikliği vakaları ile sınırlandırılmıştır (126, 127).

1950’lerde seramik içeriğine lösit ilavesi, termal genleşme katsayısını ve altın alaşımı ile olan bağlanma dayanımı arttırmıştır. Takip eden yıllarda (1962) Weinstein ve ark. tarafından seramik yapısına %11-15 arası değişen oranlarda potasyum oksit ilave edilerek metal alt yapıli seramik kronlar üretilmiştir (129) .

İlk dökülebilir seramik Dicor 1984 yılında tanıtılmıştır ve tam seramik sistemler üzerine olan gelişmeler hız kazanmıştır (130). 1988’de alümina alt yapının cam infiltre edilerek güçlendirildiği yeni sistem ‘In ceram’ adıyla Vita firması tarafından tanıtılmıştır (131). 1990 yılının başlarında hacimsel olarak % 34 lösit içeren basınçla şekillendirilen preslenebilir seramik IPS Empress, sonlarına doğru ise hacimsel olarak % 70 lityum disilikat içeren kırılmaya dirençli seramik IPS Empress 2 piyasaya sürülmüştür. İlerleyen zamanlarda ise bir alt yapı seramiği olan yoğun sinterize Procera Allceram tanıtılmıştır (116, 132).

3.1.4.2. Dental Seramiklerin İçeriği

Dental seramikler temel olarak üç birleşenden oluşmaktadır. Bunlar; feldspar, kuartz ve kaolindir (133).

Feldspar; potasyum alümino-silikat ile sodyum alümino-silikat başka bir ifadeyle albit karışımından doğal yollarla oluşmaktadır. Dental seramiklerin temel bileşenlerinden biri olan feldspar camsı matriksin oluşumundan sorumludur. Feldspar içeriğinde farklı oranlarda bulunan sodyum alüminasilikat ve potasyum alüminasilikatın seramik yapı içerisindeki görevleri farklıdır. Sodyum alüminasilikat füzyon ısını düşürerek diş formunun kaybını ve kenarların

yuvarlanmasını engellerken potasyum alüminasilikat yüksek ısı etkisiyle camsı matriksi oluşturmak için seramik yapımının diğer temel birleşimleri olan kaolin ve kuartz ile birleşir (133, 134).

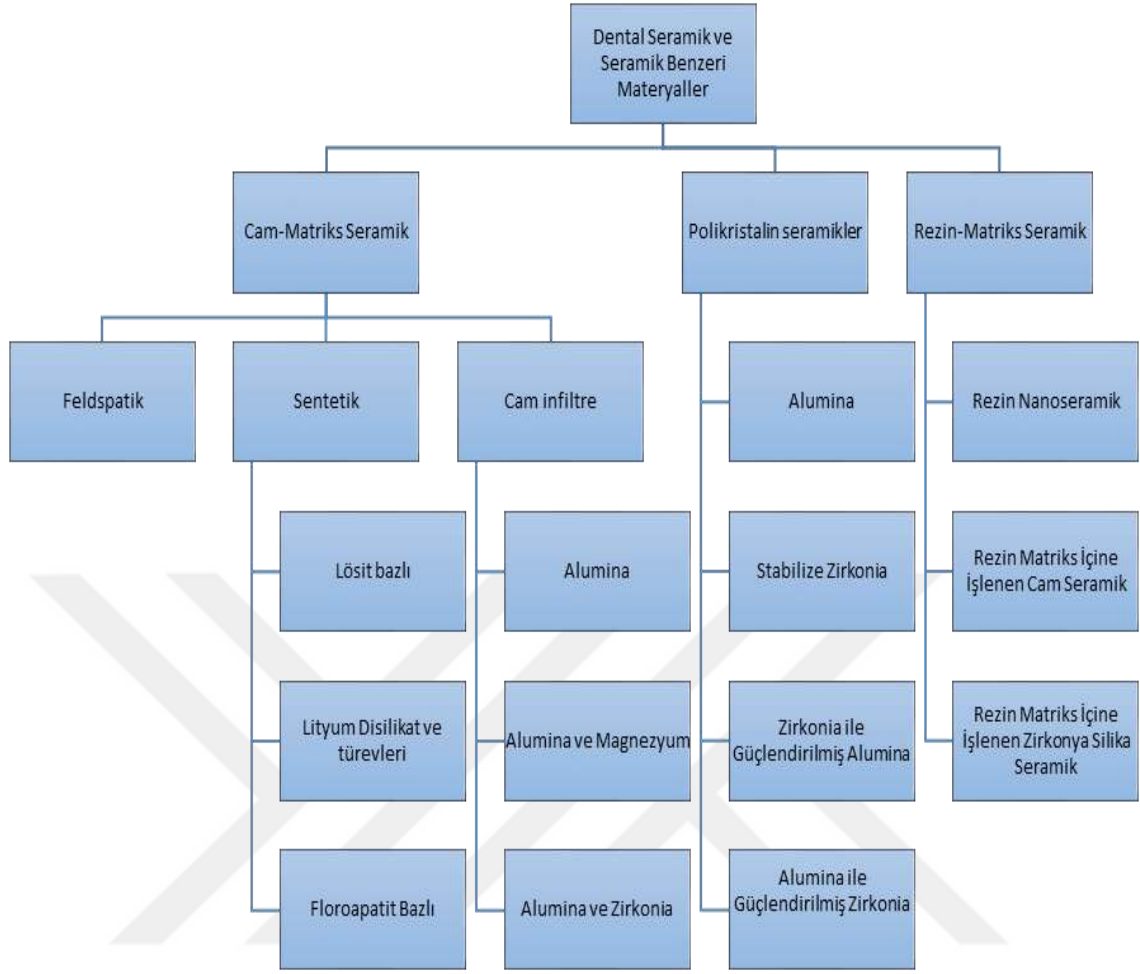
Kuartz yüksek erime ısisına sahiptir ve bu özelliğinden dolayı dental seramiğın fırınlanması esnasında oluşabilecek büzölmeleri önleyerek restorasyonun şeklinin korunmasını sağlar. Aynı zamanda kuartz matriks içinde doldurucu görevide üstlenmektedir (134, 135).

Çin kili olarak adlandırılan kaolin ise seramik yapı içerisinde bağlayıcı görevi gören, opak yapıda olduğı için az miktarda kullanılan, porselenin şekillendirilmesini kolaylaştıran hidratlanmış alümina silikattır (133, 134).

3.1.4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Yapılan güncel sınıflandırmalardan olan Gracis ve ark'nın 2015'de yaptığı sınıflandırmada seramik ve seramik benzeri yapılar üç grupta toplanmaktadırlar (136). (Tablo 1)

Tablo 1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması



Cam Matriks Seramikler:

Üç gruba ayrılmaktadır. Bunlar; feldspatik seramikler, sentetik seramikler, cam infiltre seramiklerdir.

Feldspatik Seramikler:

Dental seramiklerin temel bileşenleri feldspar, kaolin ve kuartzdan oluşan geleneksel dental seramik tipidir (137).

Sentetik Seramikler:

Dental seramiklerde sentetik materyallerin kullanılmasındaki amaç doğal hammadde kaynaklarına olan bağımlılığı azaltmaktır (136).

İçsel ve dışsal faktörler sentetik cam seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir. İçsel faktörler arasında camsı faz içerisinde dağılan kristallerin

büyüklüğü, geometrisi, sayısı, dağılım paterni, camsı faz ile kristal faz arasındaki termal genleşme katsayısı farkı sayılabilir. Dışsal faktörlere örnek olarak nem, pH değişimleri, ani sıcaklık değişimleri, malzemenin üretim şartları sayılabilir (132).

Sentetik cam seramiklerin alt gruplarını; lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, fluorapatit bazlı seramikler oluşmaktadır (137).

a) Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler:

1-5 μm boyutlarındaki lösit kristalleri, dental seramik yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılan dolduruculardandır (126, 138).

Lösit kristalleri dental seramik yapısına, feldspatik seramiklere kıyasla yüksek termal genleşme katsayısına sahip olmaları sayesinde metal porselen bağlantısının güçlendirilmesi ile seramik yapının kırılma ve bükülme dayanımının artırılması amacıyla ilave edilmiştir (126, 128, 138).

b) Lityum Disilikat Cam Seramikler:

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden IPS Empress'in (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) kırılma ve bükülme dayanım değeri kullanım alanlarını sınırlandırmıştır. IPS Empress'in köprü restorasyonlarında kullanımı kontrendikedir. Bu sebeple, 1998'de cam matrikse lityum disilikat kristalleri ilavesiyle daha dayanıklı seramik olan IPS Empress 2 piyasaya sunulmuştur (139).

IPS Empress üretimin takip eden yıllarda daha gelişmiş özelliklere sahip olan IPS e. max 2005 yılında üretilmiştir (140).

IPS e. max'in iki farklı üretim yöntemi vardır. IPS e. max CAD, CAD/CAM teknolojisi ile üretilirken IPS e. max Empress ısı ve basınç altında preslenerek

üretir. IPS e. max kullanımının dayanak diş olarak en son küçük azı dişlerin dahil edildiği 3 üyeli köprülerde endikasyonu vardır (141).

c) Florapatit Bazlı Seramikler:

Lityum disilikat içerikli tam seramik alt yapıların ve zirkonyum dioksit alt yapıların tabakalanması için kullanılan seramiklerdir.

Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler:

İlk tanıtılan cam infiltrate seramik In-Ceram Aluminadır. Üretim tekniği olarak slip-cast tekniği kullanılabilir. Teknikte refraktör day üzerinde hazırlanan alt yapı üzerine %70-80 alüminyum oksit karışımı uygulanarak sinterlenir (1120C° ve 10 saat). Oluşan gözenekli yapının dayanıklılığı artırmak ve daha gözeneksiz bir hale getirmek için yapıya lantan camı infiltrate edilerek sinterlenir (1100C°ve 4 saat). In-Ceram Alüminanın dayanıklılığı 446 MPa dır (142).

Alumina yerine yapıya magnezyum alüminat ilavesiyle In-Ceram Spinell, In Ceram Aluminaya %33 parsiyel stabilize zirkonyum oksidin ilavesiyle de In-Ceram Zirkonya elde edilir.

In-Ceram Spinell, alüminadan daha estetik In-Ceram zirkonya ise daha dayanıklıdır (143).

Polikristalin Seramikler:

Cam faz içermeyen bu grupta ince tanecikli yoğun kristal yapı sayesinde seramik yapının kırılma dayanımı ve dayanıklılığı artmıştır. Ancak bu durum materyalin optik özellikleri olumsuz etkilemiş, seramiğin translüsensi azalmıştır (144).

Alümina:

İlk kez 1990 senesinde Nobel Biocare tarafından tanıtılan bu materyal yüksek saflıkta %99.5 (Al_2O_3) içerir ve CAD/CAM teknolojisi ile alt yapı üretimi için kullanılmaktadır (145, 146).

Stabilize Zirkonyum:

Zirkonyum doğada genellikle bileşik halinde bulunur. Bunların en bilinenleri ise; zirkonyum silikat (zirkon) ve zirkonyum dioksittir (zirkonya) (147).

Zirkonya polimorfik bir materyaldir. Sıcaklıkla değişen 3 farklı formda bulunur.

Bu formlar;

- 1.Monoklinik faz: Oda sıcaklığı ile 1170 C° arasında
- 2.Tetragonal faz:1170 C° ile 2370 C° arasında
- 3.Kübik faz: 2370 C° ile 2680 C°(erime sıcaklığı) arasında bulunur (136, 137, 147, 148).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunur. Fırınlama işlemi sonrasında soğuma sırasında t→m faz dönüşümü ve bu dönüşüm esnasında % 3-5 lik hacim artışı meydana gelir. Faz değişimi sırasında meydana gelen kompresif stresler, dayanıklılığı artırsada hacim artışı kırıklara sebep olabilir. Dolayısıyla t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır (149). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olabilmesi için yapıya alüminyum, kalsiyum, magnezyum, yttrium veya cerium gibi metal oksitler eklenmelidir (147).

Mikroyapılarına göre zirkonya seramikler 3 grupta incelenmektedir.

Bunlar;

- 1.Tamamen stabilize zirkonya
- 2.Parsiyel stabilize zirkonya
- 3.Tetragonal zirkonya polikristalleridir (136).

Tamamen stabilize zirkonya kübik formda olup değişik yüzdelerde stabilize edici oksitler (%16 mol MgO, %16 mol CaO veya %8 mol Y_2O_3) içermektedir. Parsiyel stabilize zirkonya ise kübik matriks içine gömülmüş nanoboyutlu tetragonal ve monoklinik partiküllerden oluşmaktadır. Tetragonal zirkonya polikristalleri; sıklıkla seryum ve yttrium kullanılarak tetragonal formda stabilize edilmiş monolitik yapılardır. Dental zirkonyalar yttriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri formundadır (Y-TZP). Bu zirkonya frezleme ve sinterleme işlemleri sonrasında yüksek mukavemet ve kırılma direncine sahip olmaktadır (116, 136).

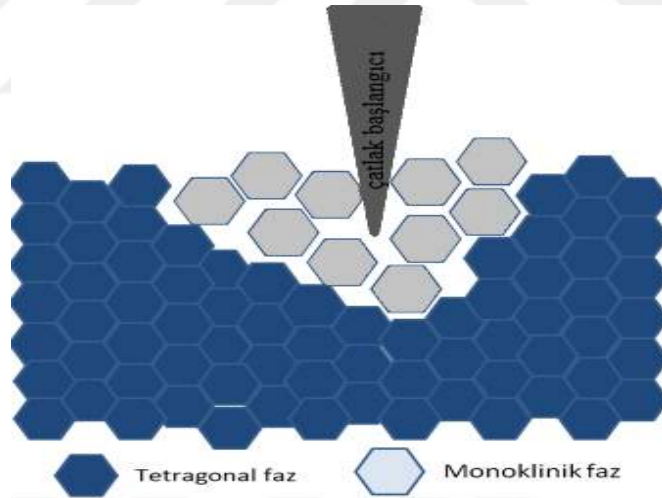
Bu özellikler sayesinde 3Y-TZP metal alt yapıya alternatif gösterilirken alt yapı materyali olarak da sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak olumsuz optik özellikleri ve opak beyaz görüntüsü nedeniyle veneerlenmesi ihtiyacı doğmuştur. Bu durumda ise karşılaşılan en sık komplikasyon, zirkonya alt yapıli sabit protetik restorasyonlarda veneer porseleninde görülen chippingdir (150, 151).

Bu olumsuz durumu ortadan kaldırmak için zirkonyanın partikül boyutu, stabilize edici ajanların miktarı ve cinsi, sinterleme işlemleri sırasındaki bazı değişiklikler ile materyallerin optik özellikleri geliştirilerek yeni nesil translusens özelliğe sahip monolitik yani tek parça üretilebilen zirkonyalar geliştirilmiştir (152-156).

Tablo 2. Y-TZP' nin Özellikleri (147).

Yoğunluk	>6 g /cm ³
Young Modülü	210 GPa
Porözite	%<0.1
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Kimyasal Kompozisyon	ZrO ₂ +3mol %Y ₂ O ₃
Baskı dayanımı	2000 MPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa
Isı genleşme katsayısı	11x10-6 K-1
Termal iletkenlik	2 W m K-1
Sertlik	1200 HV

Parsiyel stabilize zirkonyaya, kuvvet geldiğinde yada aşındırıldığında tanecikler arasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm başlar ve seramiğin ilgili bölümünde hacim artışı meydana gelir. Hacim artışı etrafında meydana gelen sıkıştırıcı kuvvetlerde mikroçatlakların ilerlemesini engeller. Bu olguya transformasyon sertleşmesi adı verilmektedir. (147, 157).(Şekil 3)



Şekil 3. Transformasyon sertleşmesi

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya:

Claussen 1976'da alumina içeriğine stabilize edilmemiş zirkonya takviyesinin materyalin kırılma dayanımı artıracığını bildirmiştir. Bu kompozit yapı içerisindeki alumina ve zirkonya yüzdesi değiştirilebilmektedir. Gruplandırmak amacıyla kompozit yapısının ağırlıkça yarısından fazlasını alümina oluşturuyorsa zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) , zirkonya oluşturuyorsa alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)dır (136).

Rezin Matriks Seramikler:

Rezin matriks seramikler, organik bir matriksin yüksek oranda seramik partikülleriyle doldurulmasıyla oluşmaktadır. Organik bir matrikse sahip olması bu grubu seramik tanımının dışında bıraksa da içeriğinde ağırlıkça %50 den daha fazla inorganik kısım bulunduğundan dolayı 2013 yılında ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature'nin tanımlaması neticesinde porselen sınıflandırılmasına dahil edilmiştir (136).

Rezin Nanoseramikler:

Nano seramik partiküller (20 nm silika nano partikülleri ve 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartikülleri) ağırlıkça %80 olacak şekilde resin matrikse bağlanmaktadır (136).

Cerasmart:

Cerasmart bloklar % 71 inorganik kısım % 29 organik kısımdan oluşmaktadır. İnorganik kısmı 20 nm çapında silika ve 300 nm çapında baryum cam doldurucular oluşturmaktadır (158). Hibrit seramikler nanoseramik doldurucuların yüksek ısı ve basınç altında polimer yapıya ilavesiyle (Cerasmart) ya da önceden

sinterlenmiş cam seramik yapı içerisine yüksek ısı ve basınç altında polimer yapının ilave edilmesiyle (Vita Enamic) edilmektedir. CAD/CAM hibrit seramik bloklar freze edilmesi ve onarılması kolaydır. Ayrıca seramik partikülleri içermesi materyale estetik ve sağlamlık kazandırmaktadır (159). Cerasmart hem seramik hem de kompozit materyalinin olumlu özellikleri biraraya getirmektedir. İmplant destekli tek üye kronlar, minimal invaziv restorasyonlar, inley, onley, veneerlerde, anterior ve posterior kronlarda kullanılabilirler. Cerasmart restorasyonların sinterlenmesine ve fırınlanmasına ihtiyaç yoktur. Ağız içinde kolaylıkla tamir edilebilirler. İki ayrı translüsensi ve beş ayrı renk seçeneği mevcuttur (160).

Rezin İnfiltre Cam Seramikler:

Üç boyutlu ağ yapısına sahip feldspatik seramik ağ ve metaakrilattan oluşan polimer ağının birbiriyle iç içe geçmesiyle oluşur. Bu yapı içerisinde baskın kısım (ağırlıkça %86, hacimce %75) feldspatik seramik ağından meydana gelirken, metaakrilattan oluşan polimer ağından (ağırlıkça %14, hacimce %25) meydana gelir (136, 137, 161).

Rezin İnfiltre Zirkonya-Silika Seramikler:

Yapının içerisinde ağırlıkça %80 oranında bulunan ultra ince zirkonya-silika seramikler partikülleri bisGMA ve TEGDMA dan oluşan polimerik matriksi güçlendirmektedir (136).

3.1.5. Polietereterketon (PEEK)

Yüksek performanslı polietereterketon polimerinin kimyasal adı (-oksi-1,4-fenilen-oksi-1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-) şeklindedir (162).

Polimer yapısı, tekrarlayan bir keton molekülü ve iki eter molekülünden meydana gelirken, yapısının sadece oksijen, karbon, hidrojen atomlarından oluşması sebebiyle yüksek kararlılıkta, tam aromatik ve lineer bir yapıya sahiptir (163)

PEEK sahip olduğu kimyasal yapı, üstün fiziksel ve kimyasal özellikler sergilemesine, yüksek sıcaklıkta dahi aşınmaya karşı direnç göstermesine ve kararlı olmasına neden olur (164). Ayrıca sterilizasyon işlemi sırasında oluşan ısıya ve radyasyona karşı da dirençlidir (163, 165).

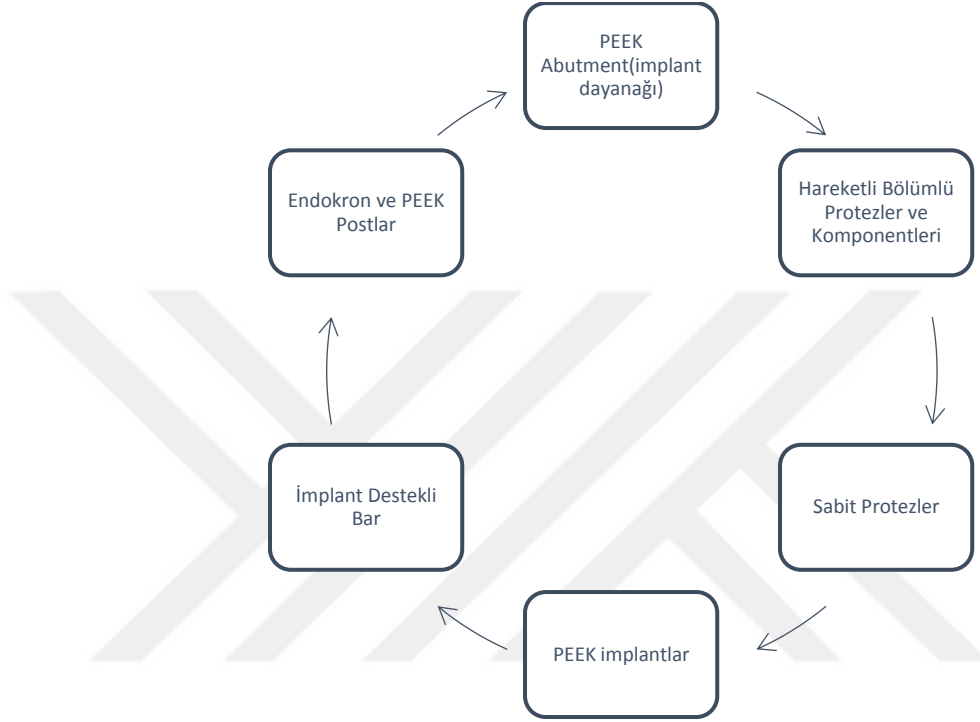
PEEK materyali ilk üretildiğinde medikal amaç ile kullanılmamıştır. Materyalin üstün özellikleri nedeniyle endüstriyel alanlarda tercih edilmektedir (166). Endüstriyel olarak uzun yıllar kullanılan PEEK materyali, protetik diş tedavisinde ise güncel bir materyal olarak son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Spongiyöz kemik dokusuna yakın değerlerde elastik modülüne sahip olması nedeniyle PEEK'in implant materyali olarak kullanılmasının yanı sıra hareketli ve sabit protetik diş tedavisi seçeneklerinde materyal olarak kullanımı da yaygınlaşmıştır (167, 168).

PEEK materyalinin protetik diş tedavisinde kullanımının yaygınlaşmasının sebepleri şu şekilde sıralanabilir;

- Kullanılan diğer protetik materyaller gibi ağır olmaması
- Elastik modülünün kemik dokusuna yakın değerlerde olması
- Şok absorbe etme yeteneği, metalsiz restorasyonlara imkan sağlaması
- Metal alaşımlarda gözlemlenen korozyonun PEEK materyalinde oluşmaması

- Biyouyumlu olması
- Plak tutulumunun minimum seviyede olması (169).

3.1.5.1. Peek Polimerinin Protetik Diş Tedavisinde Kullanım Alanları:



Şekil 4. PEEK'in dental kullanım alanları

3.1.5.1.1. PEEK İmplantlar

Günümüzde kullanılan metal implantlar ile kemik dokusu arasında elastik modülü farkı, implant çevresindeki dokularda stres birikimine dolayısıyla kemik rezorbsiyonu ve protetik başarısızlıklara yol açmaktadır (170). Ayrıca titanyum gibi metalik implantlar, sahip olduğu metalik renklerinden dolayı ince dişeti fenotipine sahip bireylerde periimplant bölgesinde estetik dezavantaj oluşturmaktadırlar. Titanyum implantlara kıyasla daha estetik ve biyouyumlu olan zirkonya implantlar

ise sahip oldukları yüksek elastik modülü sebebiyle çevre kemikte titanyum implantlardan daha fazla stress oluşturur (171).

PEEK implantların ise biyouyumluluğu, radyolüsens görüntüsü, titanyum implantlara göre kabul edilebilir rengi ve spongiyoz kemiğe yakın elastik modülü (3-4 GPa) sebebiyle çevre kemikte daha az stress oluşturması avantajları arasında sayılabilmektedir (171).

Dental implant üretiminde doldurucuz saf PEEK materyalinin kullanılması için elastik modülünün daha uygun hale getirilmesi gereklidir. Bu amaçla karbon fiber ile güçlendirme ve devamlı karbon fiber ile güçlendirme gibi ilaveler ve modifiyasyonlar gerçekleştirilmiştir (172). Tablo 3’de PEEK materyalinin dental materyaller ve dokular ile elastik modülünün karşılaştırılması verilmiştir.

Tablo 3. Saf PEEK polimerinin elastik modülünün dental materyaller ve dokular ile karşılaştırılması (172).

Materyaller	Elastik Modül (GPa)
Titanyum	110
Krom-kobalt	180-210
Zirkonya	210
Porselen	68.9
PMMA	3-5
PEEK	3-4
CFR- PEEK	18
Geliştirilmiş CFR-PEEK	150
Kortikal kemik	14
Mine	40-83
Dentin	15-30

3.1.5.1.2. PEEK abutment

İmplant dayanıklarının üretiminde çeşitli malzemeler tercih edilmektedir. Bunlara titanyum, zirkonyum seramikler, altın gibi malzemeler örnek verilebilir (173). İmplant dayanaklarının içinde altın standart olarak kabul edilen titanyum

abutmentların en sık karşılaşılan dezavantajları titanyum alaşımların korozyona uğraması ve bu alaşımlara karşı aşırı duyarlılık reaksiyonun gelişmesidir (174).

PEEK polimerinin elastik modülünün düşük olması çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlerin implanta iletiminin azaltılmasını ve dayanak diş ile bağlantı yüzeyindeki gerilimin hafifletilmesini sağlar (175, 176). Schwitalla ve ark. titanyum dayanaklar ile PEEK dayanakları karşılaştırdıkları çalışmalarında PEEK dayanakların kemik etrafında oluşturdukları stres miktarının daha az olduğunu bildirmişlerdir (177).

3.1.5.1.3. PEEK Polimerinin Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Krom kobalt (Cr-Co) alaşımdan üretilen hareketli bölümlü protez altyapıları; estetik olmayan görünüşleri, metal alaşımdan kaynaklanan protez ağırlığındaki artış, metalik tat ve metal alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonlar gibi olumsuz özelliklere sahip olmasına rağmen parsiyel diş kayıplarında ucuz ve tahmin edilebilir bir tedavi seçeneğidir (176, 177).

Ancak PEEK polimerinin alerjik bir duruma sebep olmaması, aşınmaya karşı yüksek direnç göstermesi, metalik tat bırakmaması, plak tutulumunun az olması gibi avantajlarının yanında beyaz renkte oluşu estetik olarak üstünlük sağlamaktadır. Bütün bu özelliklerin yanında krom kobalt alaşımdan üretilen kroşelerin retatif kuvvet değerinin, PEEK polimerlerinden üretilen kroşelerinkinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (11, 178).

3.1.5.1.4. PEEK Polimerinin Sabit Protezlerde Kullanımı

PEEK polimerinden üretilen 7.4 mm² konnektör çapına sahip alt yapıların incelendiği çalışmada 1200 N'luk basma kuvvetinde deformasyon, 1385 N

değerinde konnektörlerde kırılma görülmüştür. Bu değerler sonucunda PEEK polimerlerinin sabit protezler için kullanılan diğer alt yapı materyallerine alternatif olabileceğini bildirilmiştir (179). Ayrıca PEEK polimerinin tamirinin kolay olması ve düşük elastik modülüne sahip olmasına rağmen aşınmaya karşı gösterdiği direncin fazla olması alt yapı materyali olarak kullanımında avantaj sağlamaktadır (166, 180).

Beuer ve ark. (181) çalışmalarında zirkonya ve seramiklerin PEEK polimerlerine göre daha düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Tüm bu olumlu özelliklerine rağmen özellikle anterior uygulamalarda PEEK'in sahip olduğu grimsi-kahverengi renkten dolayı restorasyonlarda kompozit gibi estetik meteryaller ile veneerlenmesi gerektiği belirtilmiştir (12, 182).

PEEK materyalinin implant üstü hibrit protezlerde kullanımı ile ilgili Malo ve ark.'nın (183) yaptıkları çalışmada; PEEK ve akrilik rezin hibrit protezler ile restore edilmiş tam dişsiz hastaların bir yıllık takipleri neticesinde bu protezlerin başarı oranının %98 olduğunu, implant kaybı olmadığını ve kemik kaybının ortalama 0.37 mm olduğunu bildirilmiştir.

Ayrıca endokron restorasyonlar için PEEK kullanımının düşük elastik modülü sebebiyle çatlak meydana gelme ihtimalini azaltacağından dolayı uygun ve yeterli olacağı belirtilmiştir (184).

3.1.5.2. PEEK Materyaline Uygulanan Yüzey İşlemleri

PEEK materyalinin translusensinin düşük olması ve grimsi renklerinden dolayı klinik uygulamalarda monoblok olarak kullanılmasının estetik

dezavantajları vardır. Bu yüzden estetik bir restorasyon elde etmek için PEEK alt yapılar estetik materyaller ile veneerlenmelidir (179, 185, 186).

PEEK materyalinin düşük yüzey enerjisi ve yüzey modifikasyonları işlemlerine karşı dirençli olması materyalin kompozit rezinler ile olan bağlantısı için dezavantaj oluşturur (187). İşlem görmemiş PEEK materyalinin kompozit ile aralarında bağlantı olmadığı çalışmalarda bildirilmiştir (188). İşlem görmemiş PEEK materyalinin yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm² aralığında değişirken, yüzey modifikasyonları ile bu değer 60 Dynes/cm² kadar artırılabilir (189). Bu yüzden veneer materyali ile yeterli bağlanma dayanımı elde etmek için PEEK yüzeyinin kimyasal ve mekanik olarak modifiye edilmesi gerekmektedir (190).

PEEK yüzeyinin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini artırmak ve kompozit materyali ile mikro mekanik bağlantı kurmak amacıyla Al₂ O₃ tanecikleriyle kumlama tekniği sıklıkla tercih edilmektedir. Bu teknikte, çeşitli boyutlarda (50 µm -250 µm arasında) Al₂ O₃ taneciklerinin belirli basınçta PEEK yüzeyine uygulanmasıyla yüzeyde pürüzlülük elde edilip ve buna bağlı retansiyon alanları oluşmaktadır (179, 191, 192).

Kimyasal bağlantı oluşturan yüzey işlemleri ise PEEK materyali ile kompozit rezinler arasında bağlanma dayanımını artırmak amacıyla, PEEK materyaline yüksek afinitesi olan ve fonksiyonel monomer grupları içeren primerlar ile gerçekleştirilebilir. Adeziv sistemin içeriği bağlanma dayanımı derecesinde önemli rol oynamaktadır. Metil meta akrilat (MMA) en yüksek bağlanma dayanımı gösteren monomerlerder biridir (187, 193). MDP monomerinin (10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat) endikasyonları arasına son yıllarda PEEK materyali de dahil olmuştur. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit

rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (194).

3.1.6. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin bazı etkenler (kuvvet, sıcaklık değişimi, Ph değişimi gibi) ile hem yapım aşamasında hem de ağız içi kullanım sırasında malzemelerin moleküler yapılarında değişimle beraber, aşınma ve kırılmaya sebep olan yorulma olarak adlandırılan fiziksel bir olay meydana gelmektedir. Bu malzemelerin yorulmaya karşı dirençlerinin laboratuvar ortamında belirlenmesinde çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; termal siklus uygulanması, çiğneme simülatörü, otoklav kullanımı, kimyasal ajanlar şeklinde sıralanabilir (195).

3.1.6.1. Çiğneme Simülatörü Uygulanması

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin çeşitli etkenlere maruz kalmasının materyal üzerindeki etkileri klinik çalışmalarla incelenebilir; fakat standardizasyonun zor olması ve yüksek maliyeti nedeniyle sıklıkla laboratuvar testleri tercih edilmektedir (195).

Çalışma şekli olarak dual akslı çiğneme simülatörleri vertikal ve lateral hareketler ile farklı boyutlardaki ve farklı materyallerden oluşan karşıt uçların tutucular içerisine yerleştirilmiş numunelere döngüsel olarak temas etmesi esasına dayanır (196, 197).

3.1.6.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Yapay yaşlandırma işlemlerinde en sık kullanılan yöntemlerden birisi termal siklus yöntemidir (198). Termal siklus ile yapay yaşlandırmada; sıcak su kollojenlerin hidrolizini hızlandırırken, diş dokularının, restoratif materyallere göre genişleme ve büzülme katsayısının düşük olması materyal ve diş arayüzünde sürekli tekrarlayan genişleme büzülme stresleri meydana getirir (199). Galea ve Darwell 10000 devirlik termal siklus ile yaşlandırmanın 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olacağını bildirmişlerdir (200).

3.1.6.3. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma:

Hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi bir materyalin kullanımı esnasında maruz kalacağı dış etkenlere karşı göstereceği etkileri öngörebilmek amacıyla yapılmaktadır. Suni yaşlandırma cihazları ısı, ışık ve nem döngüsünde test edilecek örneklerle sürekli olarak uygulanır (201).

3.1.6.4. Otoklav ile yaşlandırma:

Otoklav ile yaşlandırma işlemi örnekler otoklava yerleştirilip, 134 C° ve 0.2 MPa basınç altında farklı sürelerde tutularak gerçekleştirilir (202, 203)

3.1.7. Kırılma Dayanımı

Uygulanan yük altında materyalin deformasyona uğramadan karşı koyabildiği en yüksek gerilim değeri dayanım olarak tanımlanır. Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre isimlendirilir. Bunlar; makaslama, basma, çekme şeklindedir. Çiğneme işlemi sırasında oluşan kuvvetlerin çoğunluğu basma kuvveti

şeklinde olduğundan restorasyonun başarısı değerlendirilmelerinde bu gerilim tipi dikkate alınmaktadır (204, 205).

Bir materyalin klinik kullanımına karar vermede restorasyon kırılma direnci önemli bir rol oynamaktadır. Yeni bir materyalin klinik uygulanabilirliği maliyetli ve zaman alıcı bir klinik çalışma öncesinde in vitro çalışmalarla değerlendirilebilir (130).

3.1.7.1. Bükme testleri

Çiğneme kuvvetlerin daha yüksek olduğu posterior bölgeler için daha dayanıklı materyaller kullanılmalıdır. Bu yüzden dental materyalleri tanımlamak, incelemek, karşılaştırmak ve sınıflandırmak için bir takım testlere ihtiyaç vardır.

Seramiklerin bükülme direncini ölçüp, kıyaslamak için standart yöntemler (ISO 6872, 2015) :

- Tek eksenli bükülme testleri: Üç nokta bükülme testleri, dört nokta bükülme testleri
- Çift eksenli bükülme testleri: halka üzerine top(Ball on ring) halka üzerine halka (Ring on ring),), üç top üzerine piston (Piston on three ball) ve piston üzerine halka (ring on piston) olmak üzere dörde ayrılır (206).

3.1.7.1.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri

3.1.7.1.1.1. Üç Nokta Bükülme Testleri

Üç nokta bükülme testinde kuvvet dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin merkezinden uygulanır ve çekme gerilimleri ölçülür (207, 208).

3.1.7.1.1.2. Dört Nokta Bükülme Testi

Dört nokta bükülme testinde kuvvet dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin merkeze eşit mesafeden iki noktadan uygulanır ve maksimum çekme gerilimleri ölçülür (207, 208).

3.1.7.1.2. Çift Eksenli Bükülme Testleri

3.1.7.1.2.1. Halka Üzerine Top

Halka üzerinde top test yönteminde, disk şeklindeki örnek bir halka ile desteklenerek, diskin merkezine top ile kuvvet uygulanmaktadır (209).

3.1.7.1.2.2. Halka Üzerine Halka

Çift eksenli bükülme testlerini geliştirmek için halka üzerine halda testleri ortaya çıkmıştır. Materyal bir silindir ile desteklenir ve orta noktadan eş eksenli halka ile kuvvet uygulanır (209).

3.1.7.1.2.3. Üç Top Üzerine Piston (Biaksiyal Bükme Testi)

Üç top üzerine piston testi, disk merkezine ve birbirlerine eşit uzaklıkta yerleştirilmiş (destek çemberinde aralarında 120° açı olacak şekilde) üç adet çelik bilye üzerine yerleştirilen örneğin merkezine, çapı (1.4 ± 0.2) mm olan düz uçlu silindir piston ile yük uygulanması ile gerçekleşmektedir. (ISO 6872)

3.1.7.1.2.4. Piston Üzerine Halka

Halka ile örnek, merkezleri eş olacak şekilde yerleştirilir ve düz yüzeyli bir piston ile dik olarak kuvvet uygulanır (210).

Literatürde endokron restorasyonlar için ideal restorasyon materyali hakkında fikir birliği bulunmamaktadır. Monolitik zirkonyum, nanohibrit seramik ve modifiye PEEK materyallerinin birarada bulunduğu az sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızın bu konuyla ilgili ileride yapılacak olan çalışmalara ışık tutması amaçlanmıştır.



4. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma öncesinde Fırat Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu' na başvuru yapılarak çalışma için gerekli etik kurul onayı alındı.(Ek 1).

Gruplardaki örnek sayısını belirlemek için benzer çalışmalar esas alınarak G*Power 3 (Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007) programı yardımı ile power analiz (güç analizi) uygulaması yapıldı. Yapılan analizde kırılma dayanımı için effect size d (etki boyutu):0.602 ve SD:295 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n=10 olarak saptandı. Çalışmamızda kullanılan cihaz bilgileri Tablo 4'te verilmektedir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihaz, model ve üretici firma bilgileri

CİHAZ	MODEL, ÜRETİCİ FİRMA
Döner alet sistemi	Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre
Dijital ekstraoral dental tarayıcı	Dwos 3 Series, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada
Titanyum dioksit tozu	Dr. Mat Dental CAD/CAM White Scan Sprey, İstanbul, Türkiye
CAD yazılımı programı	DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada
CAD/CAM cihazı	K5; vhf camfacture AG, Almanya
Sinterleme fırını	Protherm Furnaces, İstanbul, Türkiye
Kumlama cihazı	Rotaks, İstanbul, Türkiye
Polimerizasyon ünitesi	Labolight DUO, GC, Avrupa
Led ışık cihazı	Coxo, Guangdong, Çin
Dual akışlı çığneme simülatörü	Esetron Smart Robotechnologies, Mod Dental, Ankara, Türkiye
Universal test cihazı	Instron cihazı 3345, Norwood, MA, ABD

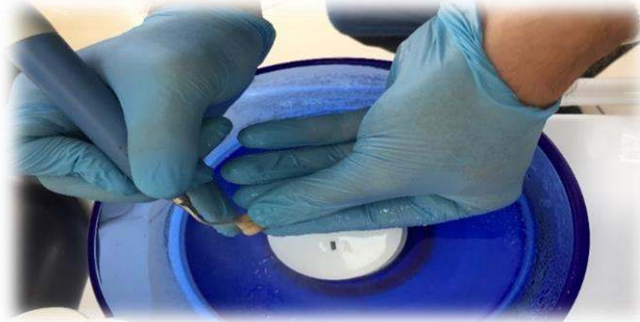
4.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmada periodontal veya ortodontik sebepler ile çekilmiş 30 adet mandibular 1. büyük azı insan dişleri kullanıldı. Örneklerin standardizasyonu açısından çalışmada kullanılacak olan dişler için çalışmaya dâhil edilme ve dâhil

edilmeme kriterleri belirlendi. Çalışmada kullanılacak dişler kriterlere uygun olarak seçildikten sonra dişlerin üzerinde bulunan doku artıkları veya diş taşlarının uzaklaştırılması amacıyla detertraj ve ultrasonik temizleme işlemleri uygulandı (Şekil 6). Seçilen dişler distile su içerisinde bekletildi ve haftada bir distile su değiştirildi.



Şekil 5. Mine-sement sınırının 2 mm üzerinden kesilmiş örnek dişlerin gruplara ayrılması



Şekil 6. Dişlerin üzerinde bulunan doku artıkları ve diş taşlarının uzaklaştırılması amacıyla ultrasonik temizleme işleminin uygulanması

Dahil Edilmeme Kriterleri

- Alt çene 1. büyük azı dışındaki dişler,
- Derin çürük kavitesine sahip dişler,
- Aşırı kron harabiyeti olan dişler

- Çatlak veya kırık hattı bulunan dişler,
- Daha önce kanal tedavisi uygulanmış dişler.

Dahil Edilme Kriterleri

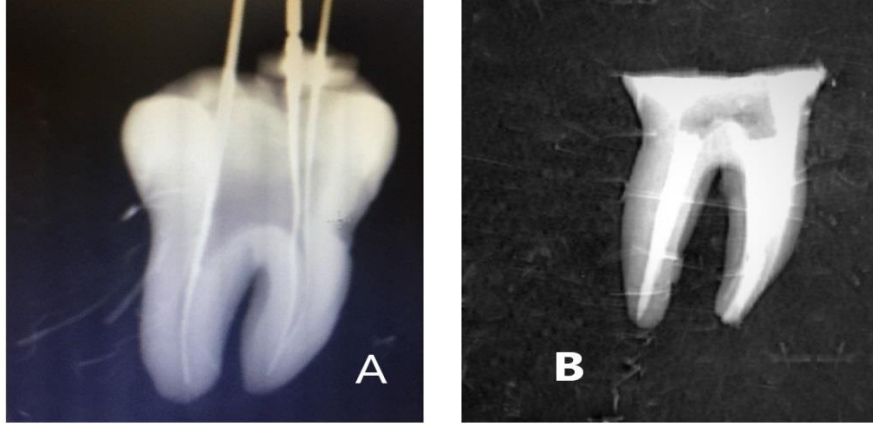
- Periodontal veya ortodontik sebepler ile çekilmiş, alt çene 1. büyük azı dişleri,
- Çürüksüz veya kron bütünlüğünü bozmayacak şekilde sadece yüzeysel çürük bulunan dişler,
- 7-8 mm servikookluzal mesafeye sahip dişler
- 13-15 mm kök uzunluğu olan ve mümkün olduğunca düz köklü dişler.

4.2. Örneklere Kök Kanal Tedavisi Uygulanması

Dişlerin mine-sement sınırı bir cetvel ve ince uçlu asetat kalemı yardımıyla tespit edilip kronu çepeçevre saracak şekilde çizildi. Sonrasında dişler, mine-sement sınırının 2 mm üzerinden olacak şekilde çelik separe ile su soğutması altında koronal kısımları uzaklaştırıldı (Şekil 5).

Daha sonra örnek dişlerin kök kanal tedavisi uygulamasına geçildi. Bu aşamada öncelikli olarak su soğutması altında elmas rond frez (Meisinger, Almanya) ile pulpa tavanı kaldırıldı ve yeşil bantlı silindirik elmas frez (Meisinger, Almanya) ile pulpa odası kanal ağzlarını içine alacak ve giriş yoluna engel oluşturmayacak şekilde genişletildi. Kanal ağzları bir sond yardımıyla tespit edildikten sonra 08, 10 ve 15 no'lu K File eğeleri (Golden Star Medical, Shenzhen, China) ile apikale kadar olan kanal yolu bulundu ve pulpa dokusu uzaklaştırıldı. Sonrasında distal, mesiobukkal ve mesiolingual kanallarda apikal foramen tespit

edildi (Şekil 7 A). Bu aşamada, apikal foramenden yani dişin kök boyundan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyları tespit edildi.

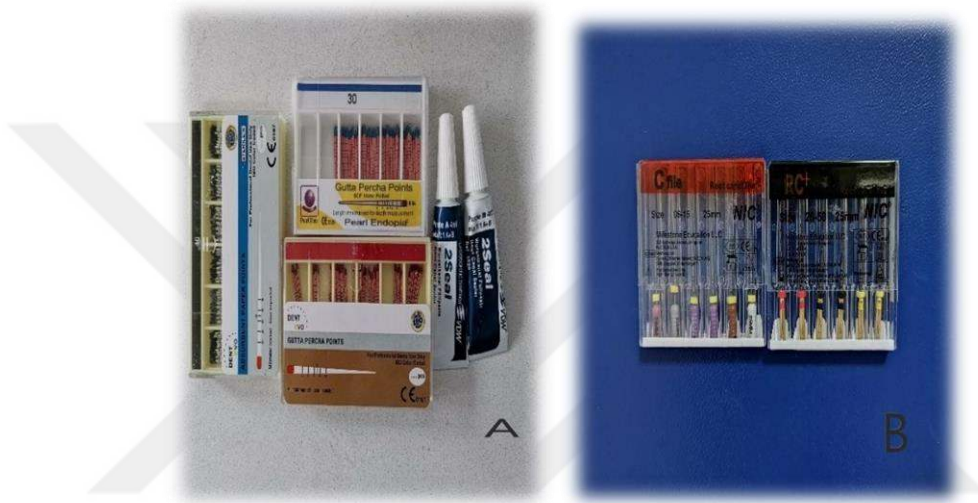


Şekil 7. A: Kök kanal tedavisi uygulanan örnek dişlerin kanal boyunun tespit edilmesi B: Kök kanal tedavisi uygulanan örnek dişlerin kanal dolumlarının periapikal radyografi ile kontrol edilmesi

Çalışma boyları belirlendikten sonra kök kanal tedavisinin bir sonraki basamağı olan kök kanallarının genişletilmesi ve şekillendirilmesi aşamasına geçildi. Kök kanallarının şekillendirilmesinde döner alet sistemi (Şekil 9) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) aracılığıyla reciproc nikel titanyum döner eğe sistemi içeriğindeki R25 (NIC, Shenzhen SuperLine Technology Co. Ltd., Çin) eğe (Şekil 8 B) kullanılarak çalışma boyutuna ulaşana kadar ileri-geri hareket ile kök kanal şekillendirilmesi yapılmıştır. Bu işlemler sırasında kalsifiye kanalları açmak için sıvı formdaki % 5'lik etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) (Saver®, Prime Dental Products PVT Ltd. Maharashtra, Hindistan) solüsyonundan yararlanıldı.

Kanalların şekillendirilmesi işlemleri sırasında ve şekillendirme işlemleri tamamlandığında kök kanal tedavisinin önemli bir aşaması olan kök kanal

irrigasyonu da gerçekleştirildi. Kanallarda biriken smear tabakasını uzaklaştırmak ve eğelerin kanal içerisinde daha rahat hareket edebilmesini sağlamak için her bir eğe kullanımından sonra kök kanalları 2 ml % 2,5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrigate edildi. Kök kanal şekillendirmesi ve irrigasyon işlemi tamamlandıktan sonra ise kanallar açılı kağıt konilerle (DENT evo, Tianjin Zhongjin Medical Device Co Ltd., Çin) kurulandı.



şekil 8. Kök kanal tedavisinde kullanılan eğe, gutta perka, kağıt kon, kanal dolgu patı



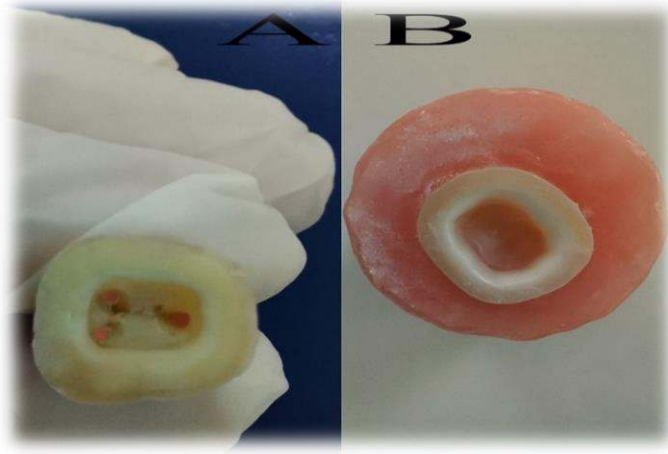
şekil 9. Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan nikel titanyum döner alet sistemi

Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan eğe ile uyumlu ana kon (Diadent Group International, Chongchong Buk Do, Korea) kök kanal dolgu patına bulanarak 2Seal (VDW GmbH, Munich, Almanya) kanalların doldurulmasında kullanıldı (Şekil 8 A). Koronal kısımda kalan fazla gutta perkalar ısıtılmış bir ekskavatör yardımıyla kanal ağzının 1 mm apikalinden kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 10 A).

Dişlerin kök kanal tedavi işlemleri tamamlandıktan sonra kanal patı artıkları temizlendi. Kök kanal girişleri ve kanal ağzı dentini asit ile pürüzlendirildikten sonra 5. jenerasyon adeziv sistem Any –Bond (MD Clus, South Korea) uygulandı ve 20 saniye boyunca etki etmesi için bekletildi. Düşük hava basıncı ile 5 saniye boyunca kurutuldu 10 saniye boyunca led ışık cihazı (Coxo, Guangdong, Çin) ile polimerize edildi.

5. jenerasyon adeziv sistem uygulandıktan sonra kanal ağzlarına ve pulpa odasına nanohibrit akışkan kompozit (Grandio Flow, Cuxhaven, Almanya) uygulandı ve 20 saniye boyunca led ışık ile polimerize (Coxo, Guangdong, Çin) edildi (Şekil 10 B) .

Dişler polivinil klorür (PVC) borular içine dökülmüş akrilik rezinlere (Imicryl; Konya, Türkiye) köklerin uzun eksenleri yere dik gelecek ve mine-sement bileşiminin 2 mm altında (kemik seviyesini temsilen) olacak şekilde gömüldü (Şekil 11). Dişler kanal patı sertleşip preparasyon aşamasına gelinceye dek distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 10. A: Kök kanal tedavi tamamlanan örnek dişlerin okluzalden görünümü B: Kanal ağızlarının nanohibrit akışkan kompozit ile kapatılmasının ardından dişlerin okluzalden görünümü



Şekil 11. Kök kanal tedavisi tamamlanan örnek dişlerin akrilik rezinlere gömülmesi

4.3. Örneklerin Endokron Preparasyonu

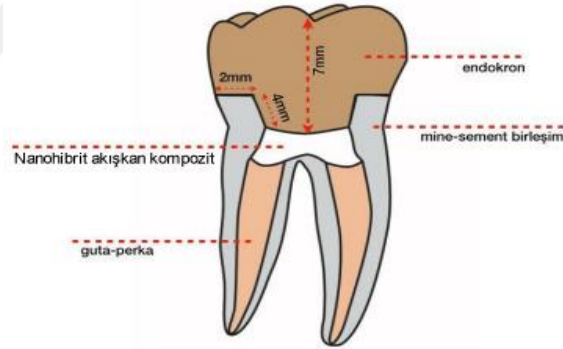
Standart endokron preparasyonları tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla kavite derinliği periodontal sond yardımıyla ölçülerek 4 mm olarak belirlendi.

Pulpa odası tabanı düz bir şekilde hazırlandı. Kavite iç kenar açıları 90° açıyla butt marjin şeklinde bitirildi. Kavite duvar kalınlıkları 2mm olacak şekilde preperasyon gerçekleştirildi.

Silindir-konik frez (Meisinger, Germany) yardımıyla aksiyal preparasyon yapıp, 6 -10 ° internal duvar açısı verildi. Kavite internal duvarları kontrol edildi. Keskin köşe ve açılar kalmamasına dikkat edilerek undercutlar düzeltildi.

Aksiyal preparasyonda kullanılan frezin daha ince partiküllüsü (Meisinger, Almanya) kavite tabanı ve internal duvarlarda bulunan mikro bozuklukların giderilmesi, düz ve cilalı bir yüzey elde etmek için kullanıldı.

Sonuç olarak 4 mm kavite derinliğine, 6 -10° internal duvar açısına, 2 mm duvar kalınlığına ve düz kavite tabanına sahip endokron preperasyonları elde edildi.



Şekil 12.Endokron preperasyon dizaynı

4.4. Örneklerin Dijital Ölçülerinin Alınması

Preparasyonu tamamlanan örneklerin dijital ölçüleri, laboratuvarında ekstraoral tarayıcı (Dwos 3 Series, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla alındı. Ölçü alımı sırasında oluşabilecek ışık yansımalarını ortadan

kaldırmak için örneklerin yüzeyi titanyum dioksit tozu (Dr. Mat Dental CAD/CAM White Scan Sprey, İstanbul, Türkiye) ile kaplandı



Şekil 13. Çalışmamızda kullanılan titanyum dioksit tozu, ekstraoral tarayıcı

4.5. CAD/CAM Örneklerin Gruplandırılması

Preparasyonları tamamlanan örnekler rasgele 3 gruba ayrıldı. Gruplar Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5. Çalışma grupları ve örnek sayıları

Gruplar No	Örnek Sayısı	İçerik
Grup 1	10	Monolitik zirkonyum bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
Grup 2	10	Nanohibrit seramik bloklardan CAD/CAM ile üretilen endokronlar
Grup 3	10	PEEK bloklardan CAD/CAM ile üretilen alt yapıların kompozitle veneerlenmesi ile elde edilen modifiye PEEK endokronlar
TOPLAM	30	

4.6. Restorasyonların Üretilmesi:

Çalışmamızda restorasyonların üretiminde kullanılan malzemeler ve içerikleri Tablo 6’de gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM bloklar ise Şekil 14’de gösterilmiştir.

Tablo 6. Endokron restorasyon üretiminde kullanılan materyaller ve içerikleri

MARKA ADI	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK
Katana Ultra Translucent Multi Layered	Kuraray Noritake INC, Noritake, Japonya	ZrO ₂ + HfO ₂ % 87 – 92, Yttrium oxide (Y ₂ O ₃) % 8 – 11, Diğer oksitler % 0–2
Cerasmart	GC Corp., Tokyo, Japonya	%71 silika ve baryum cam nanopartiküller 20 nm silika 300 nm baryum cam nanopartikül %29 Bis-MEPP, UDMA and DMA polimerler
Juvora	Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere	Doldurucuz saf PEEK
Visio.Link	Bredent, Senden, Almanya	MMA, PETIA, ışık inisiyatörleri
Crea.Lign indirekt kompozit rezin	Bredent, Senden, Almanya	Bis-GMA, %50 nanoseramik



Şekil 14. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar

A.Doldurucusuz Saf PEEK Disk (JUVORA) B.Monolitik Zirkonyum Disk (Katana Zirconia UTLM) C.Nano Hibrit Seramik (Cerasmart)

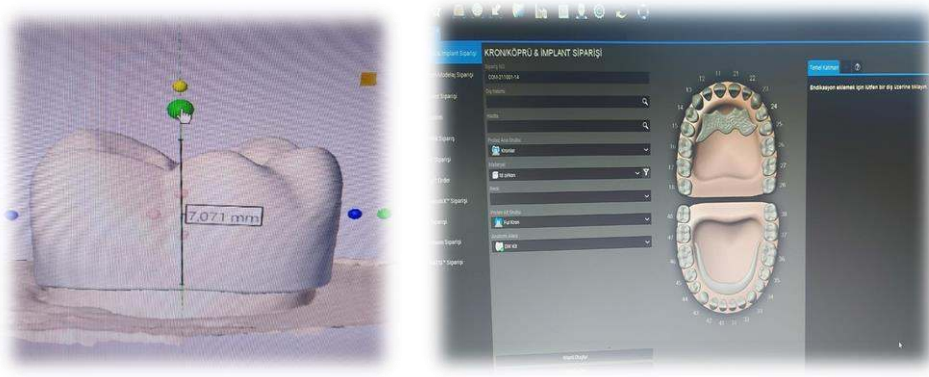
Monolitik zirkonyum endokron grubu Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde oluşturulacak restorasyonun marjin hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde standart endokron restorasyonları CAD programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla tasarlandı (Şekil 17) . Monolitik zirkonyum bloklar sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme kontrol etmek için % 20 büyük tasarlandı. Çalışmamızda siman aralığı 100 µm. olarak belirlendi. Tasarımı tamamlanan örnekler monolitik zirkonyum bloklardan (KATANA UTML Zirconia , Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) kazıma cihazında (K5; vhf camfacture AG, Almanya) üretildi (Şekil 18). Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, İstanbul, Türkiye) 1550 C° de beş buçuk saat süresince sinterleme işlemine tabi tutuldu. Sinterizasyon işleminin ardından tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldı. Üretimi tamamlanan monolitik zirkonyum endokron örneklerin iç yüzeyi simantasyon öncesinde Al₂O₃ tozu ile kumlama cihazında (Rotaks, İstanbul, Türkiye) pürüzlendirildi.



Şekil 15. Sinterleme fırını



Şekil 16. Kumlama cihazı



Şekil 17. CAD yazılımında restorasyon tasarımının yapılması



Şekil 18. Kazıma ünitesinde örneklerin kazınması

Nanohibrit seramik endokron grubu

Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjın hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde standart endokron restorasyonları CAD programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla tasarlandı. Çalışmamızda siman aralığı 100 µm. olarak belirlendi. Tasarımı tamamlanan örnekler nanohibrit seramik bloklar kullanılarak (Cerasmart, GC Corp., Tokyo, Japonya) kazıma cihazında (K5; vhf camfacture AG, Germany) üretildi. Kazıma işlemi bittikten sonra restorasyonun dişe uyumlaması yapıldı. Restorasyonun üzerinde bulunan tijler elmas frez

yardımla uzaklaştırıldı. Ardından silikon diskler ile restorasyonun bitirme işlemi yapıp üretici firma talimatlarına göre polisaj patı (Diapolisher GC Corp., Tokyo, Japonya) ile işlem tamamlandı. Örneklerin iç yüzeyi simantasyon öncesinde Al_2O_3 tozu ile kumlama cihazında (Rotaks, İstanbul, Türkiye) pürüzlendirildi.

Modifiye PEEK endokron grubu

PEEK Alt Yapıların Tasarlanması Ve Üretimi

Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjin hatları belirlenerek, PEEK alt yapılar diğer çalışma gruplarından kompozit veneer materyalinin kalınlığında dikkate alınarak standardizasyonu sağlamak amacıyla 1 mm kısa olacak şekilde CAD programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımla tasarlandı. Çalışmamızda siman aralığı 100 μm olarak belirlendi. PEEK altyapıların tasarım işlemi tamamlandıktan sonra PEEK bloktan (JUVORA, Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancastershire, İngiltere) kazıma cihazında (K5; vhf camfacture AG, Almanya) üretildi. PEEK materyalinin ağız içi kullanımına uygun olacak şekilde veneerleme işlemine geçilmeden önce, PEEK altyapı Al_2O_3 tozu ile kumlama cihazında (Rotaks, İstanbul, Türkiye) pürüzlendirildi.

PEEK Alt Yapıların Veneerlenmesi

PEEK Alt Yapılara Primer Uygulanması

Kumlama işlemi gerçekleştirilmiş PEEK alt yapının yüzeyine, Visio.Link (Bredent, Almanya) küçük bir fırça yardımla uygulandı ve üretici firmanın talimatı doğrultusunda 370 nm–400 nm dalga boyuna sahip polimerizasyon cihazında (Labolight DUO, GC, Avrupa) 120 sn. boyunca polimerize edildi.

Kompozit Veneerlenmesi İçin Gerekli Gereçlerin Hazırlanması

Endokron restorasyonların standardizasyonunu sağlamak amacıyla restorasyonların kalınlığının özdeş bir şekilde hazırlanması için şeffaf bir kalıp hazırlanması düşünüldü. Bu amaçla daha önceden CAD/CAM sistemiyle üretilen diğer çalışma grubu örneklerden plastik bir kalıp içerisinde silikon ölçü maddesi (Zhermack Zetaplus, İtalya) kullanılarak ölçü alındı. Elde edilen ölçülerdeki boşluklara soğuk akrilik likidi dökülerek üzerlerine hafif vibrasyon yöntemiyle akrilik tozu serpiştirildi. Akrilik kopyalar vakum makinasına yerleştirilerek üzerleri ısı ve basınç altında 0.75 mm ortodontik şeffaf SX (3A MEDES, Kore) plakla kaplandı. SX plaklar şeffaf olmaları sebebiyle tabakalama şeklinde kompozit yığımları esnasında manüplasyonu ve polimerizasyonu kolaylaştırabilecek ve bu sayede düzgün boyutta, homojen ve pürüzsüz kompozit restorasyonlar yapılabilir. Burada amaç endokronların boyutsal olarak özdeş olmalarını sağlamak ve standardizasyonu sağlamaktır.



Şekil 19. Diğer çalışma gruplarından silikon ölçü maddesi ile ölçü alınması



Şekil 20. Elde edilen akrilik kopyalar



Şekil 21. Akrilik kopyaların SX plağa basılması işlemi

PEEK Alt Yapıların Kompozitle Veneerlenmesi

Adeziv uygulanmış PEEK alt yapı yüzeyine SX plağı ile hazırladığımız indeksi kullanarak indirekt kompozit rezin (Crea.lign, Bredent, Almanya) uygulandı ve 30 sn. boyunca önpolimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Final polimerizasyonu için üretici firmanın talimatları doğrultusunda polimerizasyon cihazında (Labolight DUO, GC, Avrupa) 4,5 dk. boyunca polimerize edildi.



Şekil 22. PEEK alt yapıların veneerlenmesinde kullanılan primer ve indirekt kompozit rezin

4.7. Örneklerin simantasyonu

Çalışmadaki tüm örnekler dual cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC. Okayama, Japonya) kullanılarak üretici firmanın talimatları doğrultusunda simante edildi (Şekil 23).



Şekil 23. Çalışmamızda kullanılan dual cure rezin siman ve primer

Tüm örneklerin restorasyon iç yüzeyine daha güçlü bir adezyon sağlamak için primer 60 sn boyunca (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mikro fırça yardımıyla uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra dual cure rezin siman setindeki (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) ED Primer II A ve B üretici firmanın belirlemiş olduğu oranda ve sürede dış yüzeyine uygulandıktan sonra set içeriğindeki A VE B paste üretici

firmanın talimatlarına uyarak karıştırıldı. Hem diş yüzeyine hem de restorasyon yüzeyine siman uygulanmasının ardından restorasyon diş yüzeyine yerleştirildi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla dinamometre (Algol, Japonya) yardımıyla restorasyonlara 50 N kuvvet 60 sn boyunca uygulandıktan sonra, taşkın simanlar uzaklaştırıldı. Ardından her yüzeyden yaklaşık 20 sn. boyunca led ışık cihazı (Coxo, Guangdong, Çin) aracılığıyla polimerizasyon gerçekleştirilip, simantasyon tamamlandı (Şekil 24).



Şekil 24. Simantasyonları tamamlanmış örnekler



Şekil 25.Dinamometre cihazı

4.8. Örneklerin Çiğneme Simülatörü İle Yaşlandırılması

Çalışmamızda 3 farklı gruba ait endokron restorasyonlar, dual akslı çiğneme simülatörüne yüklendi. Deneyler Çukurova Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Dual akslı çiğneme simülatörü (Esetron Smart Robotechnologies, Mod Dental, Ankara, Türkiye), bilgisayar ile kontrol edilen dikey, yatay veya her iki yönde de aynı anda yük uygulayabilen bir cihazdır. Altı tane örnek yerleştirme bölmesi ve bu bölmeyi çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır. Çiğneme simülatöründe örnek yerleştirme bölmelerine uyumlu plastik örnek tutuculara, akrilik rezin (Imicryl; Konya, Türkiye) içerisine gömülmüş örnekler yerleştirildi. Çiğneme simülatöründe örneklere 6 aylık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde 120.000 siklus uygulandı. Termal döngüyü de taklit edecek sulu yükleme uygulandı (Şekil 26). Çalışmamızda ayarladığımız dual akslı çiğneme simülatörünün özellikleri şöyledir:

- Yatak Hareket Miktarı: 1 mm
- Dikey Hareket Miktarı: 2 mm
- Dikey Eksen Hareket Hızı: 55 mm/sn.
- Yatay Eksen Hareket Hızı: 50 mm/sn.
- Siklus Frekansı: 1.86Hz.
- Her bir Örnek için Kuvvet: 49 N.

Örneklerde dinamik yükleme sonrası kırılma gözlemlenmedi.



Şekil 26. Örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma işlemi

4.9. Örneklerin Kırılma Dayanımı Testi

Örneklerin kırılma dayanımı testi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma işleminden sonra örneklere universal test cihazı (Instron cihazı 3345, Norwood, MA, ABD) vasıtasıyla kırılma dayanıklılığı testi uygulanmıştır (Şekil 27). Restorasyonların okluzal yüzeyine (santral fossaya) beş milimetre çapında olan küre şeklindeki çelik uç konumlandırılmıştır. Dişin uzun aksı boyunca örnek kırılınca dek 1 mm/dk. kafa hızıyla yükleme uygulanarak kırılmaya sebep olan sıkışma dayanıklılığı değeri Newton (N) cinsinden hesaplanıp kaydedilmiştir.



Şekil 27. Instron cihazı

4.10. Örneklerin Kırılma Tipi Analizi

Örneklerin kırılma dayanımı testi tamamlandıktan sonra kırılma yüzeyleri incelenerek örneklerin kırılma tipi analizi yapılmıştır. Kırılma tipi analizi yapılırken Burke sınıflandırmasından yararlanılmıştır (211).

Tip 1: Sadece endokron restorasyonda meydana gelen kırık

Tip 2:Endokron restorasyon ile küçük bir diş parçasının dahil olduğu kırık

Tip 3:Endokron restorasyon ile beraber dişin yarısından fazlasının dahil olduğu kırık (mine-sement sınırının üzerinde)

Tip 4:Mine –sement sınırının altında meydana gelen kırıklar

4.11. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

5. BULGULAR

Çalışmada yer alan grupların maximum ve minimum kırılma dayanımı değerleri ve standart sapmaları Tablo 7’de, ortalama kırılma dayanımı değerleri Şekil 28’de, tüm örneklerin kırılma değerleri N biriminde Tablo 8’de gösterilmektedir.

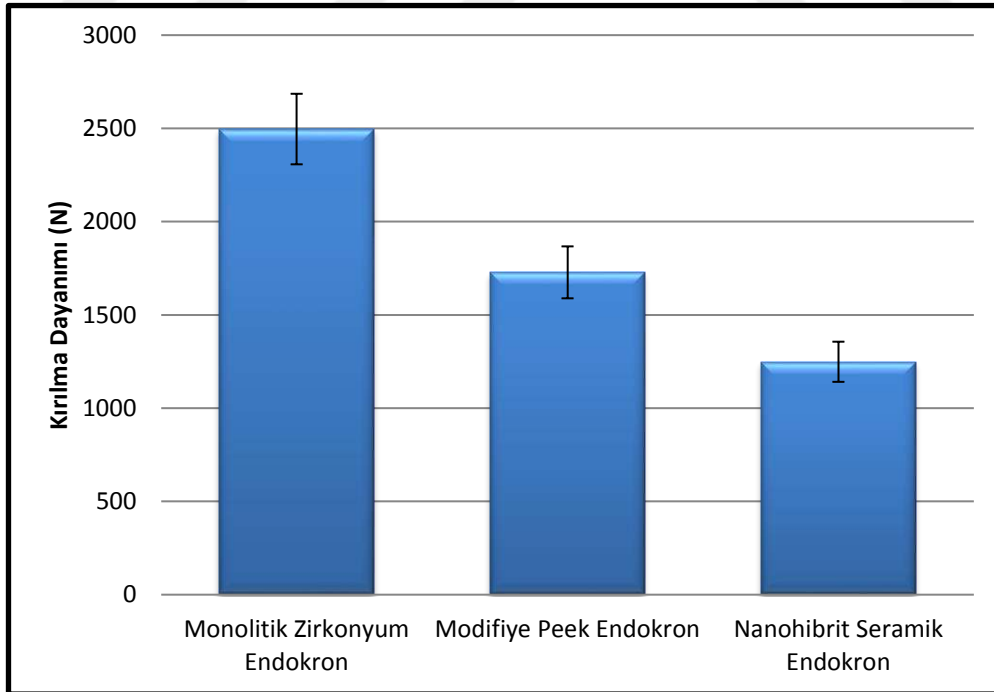
Tablo 7. Çalışmamızda kullanılan materyallerin min-max kırılma dayanımı değerleri ve standart sapmaları

KIRILMA DAYANIMI (N)		
	Min-Max	Ort±SS
MONOLİTİK ZİRKONYUM ENDOKRON	2152-2792	2496,5±189,12 ^a
MODİFİYE PEEK ENDOKRON	1513-1938	1728,2±139,26 ^b
NANOHİBRİT SERAMİK ENDOKRON	1073-1437	1248,8±107,61 ^c
P	0,000*	

Oneway ANOVA Test

**p<0.05*

NOT: Sütunlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

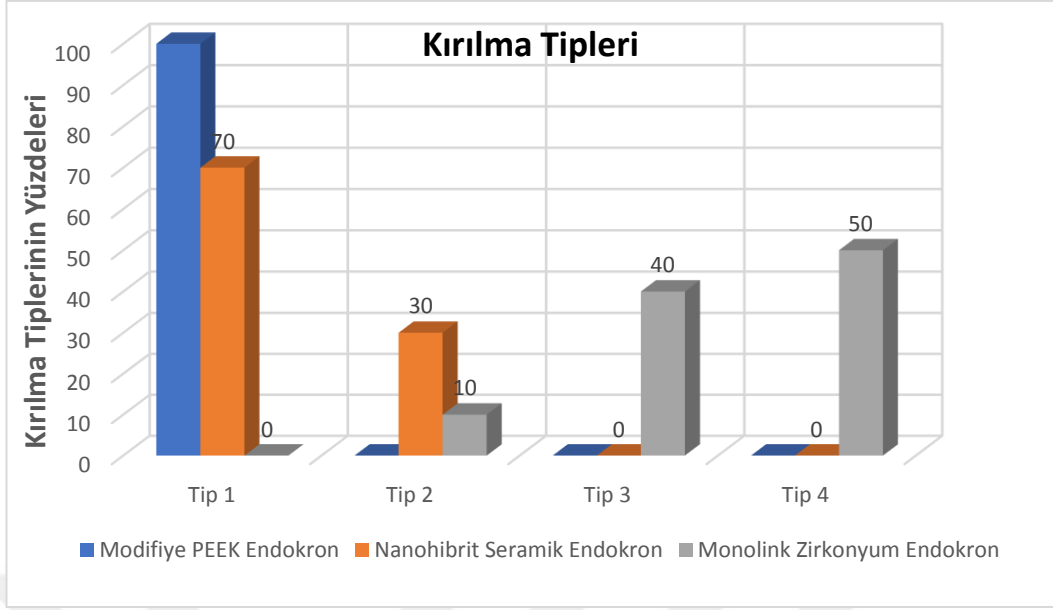


Şekil 28. Çalışmamızda kullanılan materyallerin ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri

Tablo 8. Çalışmadaki tüm örneklerin kırılma değerleri(Newton)

ÖRNEK	Monolitik Zirkonyum Endokron	Modifiye Peek Endokron	Nanohibrit Seramik Endokron
1	2330 N	1724 N	1336 N
2	2395 N	1628 N	1266 N
3	2659 N	1566 N	1120 N
4	2591 N	1719 N	1073 N
5	2576 N	1720 N	1437 N
6	2634 N	1784 N	1229 N
7	2792 N	1513 N	1218 N
8	2468 N	1752 N	1221 N
9	2152 N	1938 N	1234 N
10	2368 N	1938 N	1354 N

Gruplar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Monolitik Zirkonyum Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalaması; Modifiye Peek Endokron ve Nanohibrit Seramik Endokron gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). Modifiye Peek Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalamasında; Nanohibrit Seramik Endokron grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.000$; $p<0.05$).



Şekil 29. Kırılma tiplerine göre grupların dağılımı

Tablo 9. Çalışmamızdaki endokron gruplarının kırılma tiplerinin yüzdelik değerleri

	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4
Modifiye PEEK Endokron	%100	%0	%0	%0
Nanohibrit Seramik Endokron	%70	%30	%0	%0
Monolitik Zirkonyum Endokron	%0	%10	%40	%50

Kırılma tipleri ile ilgili yüzdelik değerler Tablo 9’da verilmiştir. Modifiye PEEK endokron grubunun tamamında Tip 1 kırılma (% 100), nanohibrit seramik endokron grubunda tip 1 kırılma (% 70) ve tip 2 kırılma (% 30), monolitik zirkonyum endokron grubunda tip 2 (%10), tip 3 (% 40)ve tip 4 kırılma (% 50) izlenmiştir. Kırılma tiplerine göre grupların dağılımı Şekil 29’da gösterilmiştir.

6. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına göre; farklı materyallerden üretilen endokronların kırılma dayanımları arasında farklılık olmayacağı, farklı materyallerden üretilen endokronların kırılma tipleri arasında farklılık olmayacağı, çalışmamızda kullanılan materyallerin arka grup dişlerin intraoral endokron restorasyonlarında kullanımının uygun olmayacağı yönündeki çalışmamızın boş hipotezleri reddedilmiştir.

Bu çalışmada kanal tedavisi uygulanmış mandibular 1. büyük azı dişlerin protetik tedavisinde güncel olarak sıklıkla uygulanan endokron restorasyonların üretiminde kullanılan farklı restoratif materyallerin kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Kök kanal tedavisinde temel amaç; kanal sisteminin mekanik ve kimyasal olarak temizlenmesinin ardından canlı dokular ile uyumlu kanal dolgu maddesiyle doldurulması ve böylece enfeksiyonun engellenmesidir. Kök kanal tedavisinin başarısı mikroorganizmaların kanal sisteminden uzaklaştırılması, nekroz veya enfekte olmuş pulpanın tamamen çıkarılması ve kanal sisteminin yeniden mikroorganizmalar tarafından enfekte olmasının önlenmesine bağlıdır (212, 213).

Bu nedenle endodontik tedavi sonrası uygulanan restorasyonun başarısı en az endodontik tedavinin başarısı kadar önemli olup, tedavinin klinik başarısında da rol oynamaktadır (214).

Endodontik tedavi görmüş dişler ile ilgili pek çok çalışma olmasına karşın tedavi planlaması ve restorasyon için uygun malzeme seçimi halen tartışmalı bir konu olmaktadır. Uygun tedavi planı oluşturulurken kalan koronal diş yapısı ve dişin fonksiyonel durumu iyi değerlendirilmelidir (2).

Endodontik tedavi sonrası geleneksel olarak uygulanan post core restorasyonlarının kökte oluşabileceği perforasyon ve kalan diş dokularının güçsüzleşmesi klinisyenleri alternatif restorasyonlara yönlendirmektedir (215, 216). Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte kanal tedavisi uygulanan dişlerin restorasyonlarında yeterli yüzey alanı olması durumunda geleneksel uygulamalarda yer alan makroretantif elemanlara ihtiyaç duyulmamaktadır. Diş dokusunun maksimum korunmasını sağlayacak şekilde yapılan minimum doku preparasyonu, kanal tedavisi uygulanmış dişlerin restorasyonunda ideal yöntem olarak kabul görmektedir. Endokronlar da bu prensiple kanal tedavisi uygulanmış dişlerin restorasyonlarında kullanılmaktadır (97).

Govare ve Contrepolis tarafından yapılan sistematik derleme endokron restorasyonlar molar dişlerde, post-kor restorasyonlara güvenilir bir alternatif olarak önerilmektedir. Fakat endokronların premolar dişlerde kullanımı için daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç olduğunu bildirmektedir (217).

Bazı çalışmalar molar ve premolar dişlere uygulanan endokron uygulamalarının klinik başarı oranlarında farklılık olduğunu premolar dişlerin molar dişlere kıyasla daha yüksek oranda başarısızlık gösterdiğini bildirmektedir (110, 218).

Bindl ve Mörmann premolar ve molar dişlerdeki endokron restorasyonları değerlendirdiklerinde; premolar dişlere uygulanan restorasyonların daha fazla başarısızlığa uğradığını, bunun sebebinin adezyondan kaynaklı başarısızlık olduğunu bildirmektedirler (110). Bu adezyon başarısızlığına, molar dişlere kıyasla premolar dişlerin daha az bağlanma yüzey alanına sahip olması neden olabilmektedir (219).

Fiziksel özellikleri, restorasyon malzemelerine olan adezyonu ve klinik şartları iyi bir şekilde yansıtabildiği için in vitro araştırmalarda doğal diş kullanılması önerilmektedir (220).

Bu nedenle çalışmamızda periodontal ya da ortodontik sebeplerden dolayı çekilmiş birbirlerine yakın morfolojik özelliklere sahip çürüksüz mandibular 1. molar dişler kullanılmıştır.

Kırılma dayanımlarının test edildiği çalışmalarda örnek sayıları çeşitlilik göstermektedir. Erol ve ark. (221) , Sağlam ve ark.(222) çalışmalarında 10 adet, Rocca ve ark. (223) çalışmalarında 30 adet, Taha ve ark. (113) çalışmalarında 8 adet örnek kullanmışlardır. Çalışmamızda ise power analiz yapılarak örnek sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

Endokron preparasyonunun temel prensipleri şunlardır; 90° butt marjin, yuvarlatılmış internal açılar, pulpal zeminden okluzal yüzeye 6° lik eğim, düz pulpa tabanını ve mümkün olduğunca minede sonlanan supragingival marjinlerdir (97, 224).

Ancak merkezi retansiyon kavitesinin derinliği konusunda fikir birliği sağlanamamıştır. Bazı çalışmalar merkezi retansiyon kavitesini optimal tutuculuk ve direnç için 2 mm olarak önermektedir (225, 226). Başka çalışmalarda ise molar dişlere uygulanan endokron restorasyonlar için; 5 mm retansiyon kavitesi derinliği ve 5 mm çap önerilmektedir (103). Bindl ve Mörmann (98) bu değerin standardize edilemeyeceğini 1-4 mm arasında değişkenlik gösterebileceğini belirtirken; Pissis (4) molar dişler için merkezi retansiyon kavitesi derinliğinin 5mm olması gerektiğini bildirmektedir. Hayer ve ark.'nın (108) 2017 yılında yaptıkları çalışmada; 2, 3 ve 4 mm merkezi retansiyon kavitesi derinliğine sahip endokronlar

arasında en yüksek kırılma dayanımı değerini 4 mm merkezi retansiyon kavitesi derinliğine sahip endokronlar göstermektedir.

Endokronların okluzal kalınlığı ise genellikle en az 3 mm olacak şekilde tasarlanmaktadır (113). Yapılan bazı çalışmalar 5.5 mm kalınlığındaki endokronların kırılma direncinin 1,5 mm okluzal kalınlığı sahip seramik kronların 2 katı olduğunu ve restorasyonun okluzal kalınlığı artıkça kırılma direncinin de artacağını göstermektedir (104, 105). Zhenxiang Lin ve arkadaşları (227) yakın zamanda yaptıkları çalışmada okluzal kalınlık artıkça kırılma direncinin artacağını fakat dişte tamir edilemez kırıklar meydana gelebileceğini belirtilmektedirler. Yine de endokronların okluzal kalınlığı hakkında fikir birliği bulunmamaktadır.

Bu çalışmada ise endokron preperasyonu prensiplerine dikkat edilerek 90° butt marjın, merkezi retansiyon kavite derinliği 4mm ve okluzal kalınlığı 3mm olacak şekilde endokron restorasyonları tasarlanmıştır ve standardizasyonun sağlanması için preperasyon tek bir operatör tarafından gerçekleştirilmiştir.

CAD/CAM teknolojisinin ve yazılımlarının gelişmesi kişiye özel restorasyonların uyumu ve morfolojilerin işlenmesinde kolaylık sağlaması gibi avantajlar sunmaktadır. Ayrıca hasta başında harcanan zamanın minimuma inmesi, hata payının azaltılması, ölçü ve laboratuvar aşamalarında çapraz enfeksiyonun azalması gibi avantajlar da sağlamaktadır (6). Endokron üretiminde kullanılan materyale göre üretim tekniği değişebilmektedir. Sağlam ve ark. (228) çalışmalarında CAD /CAM ile üretilen endokronların ısı pres tekniği ile üretilen endokronlara göre daha yüksek marjinal adaptasyon değeri gösterdiğini bildirmektedirler. Ghoul ve ark. da yaptıkları benzer çalışmada aynı sonuca ulaşmışlardır (229). Carlos ve ark. farklı iki yöntemle üretilen endokronların 28

aylık klinik takipleri sonucunda her iki yöntemde de restorasyonlarda hiçbir estetik ve fonksiyonel bozulma görülmediğini bildirmişlerdir (114). Falahchai ve ark. (230) endokron üretiminde dijital ölçü yöntemi ile konvansiyonel ölçü yönteminin marjinal aralık miktarına etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında; iki ölçü yöntemi arasında anlamlı bir fark olmamasına rağmen, dijital ölçü yönteminde marjinal aralığın daha düşük olduğunu bildirmektedirler. Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla benzer morfolojiye ve boyutlara sahip alt daimi insan 1. molar dişi kullanılmıştır. Preparasyonları tamamlanan örneklerin ekstraoral tarayıcı yardımıyla dijital ölçüleri alındıktan sonra, CAD yazılımı aracılığı ile restorasyonların tasarımı gerçekleştirilmiştir

Feldspatik seramikler, güçlendirilmiş cam matriks seramikler, infiltrasyon seramikler, oksit seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, kompozitler, polimerler ve metaller CAD /CAM sisteminde kullanılan materyaller arasında yer almaktadır (231).

Literatür incelemelerinde endokron üretiminde çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Bunlardan monolitik zirkonya, yüksek dayanıklılığından ötürü son yıllarda diş hekimliğinde giderek daha fazla kullanılmaktadır (232). CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, kullanımını yaygınlaştırmaktadır ve hastalara estetik ve yüksek kırılma dayanımına sahip restorasyon olanağı sunmaktadır (233, 234).

Zou ve ark (235) yaptıkları çalışmalarında; koronal kaybı fazla olan molar dişlere uygulanan monolitik zirkonyum endokronların 3 yıllık takiplerinde 289 endokronun hiçbirinin başarısızlığa uğramadığını, yüksek klinik performans ve hasta memnuniyeti sağladıklarını ve monolitik zirkonyumun endokron restorasyonlarda kullanımının güvenilir olduğunu bildirmektedirler.

Son yıllarda üreticiler; seramik ve kompozit rezinlerin avantajlarını bir araya getirerek, hem sağlamlık ve renk stabilitesi hem de düşük aşınma ve esneklik özelliklerini birarada gösterebilen materyaller geliştirmektedirler. Nanoteknoloji sayesinde materyallerin kimyasal yapısı ve partikül boyutları değiştirilebilmektedir. Yine bu teknoloji kullanılarak seramik ve kompozitlerin birbirleri ile olan entegrasyonu sonucunda rezin nanoseraamikler geliştirilmiştir. Nanoseraamik bloklardan Cerasmart'ın yapısında; polimer matriks, nanohibrit doldurucular ile güçlendirilmektedir (236, 237).

Yapılan klinik bir çalışmada Cerasmart ve IPS e.max press endokronların bir yıllık takipleri sonucunda IPS e.max press ve Cerasmart endokronlar arasında kırılma ve marjinal bütünlük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Takip süresinin sonuna kadar tüm hastalar restorasyonlarından memnun oldukları bildirilmektedir (238).

Medikal kullanım alanlarına sahip PEEK materyali, son yıllarda diş hekimliğinde de kullanımı giderek artan güncel bir materyaldir. Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonlarda modifiye PEEK kullanılmaktadır (179). Protez üretimi enjeksiyon kalıplama veya CAD-CAM teknolojisi aracılığıyla yapılmaktadır. PEEK kullanmanın avantajları; alerjik reaksiyonların ortadan kaldırılması, yüksek aşınma direnci göstermesi, iyi cilalama özellikleri ve düşük plak afinitesi göstermesi şeklinde sayılabilir (239, 240). Ayrıca PEEK düşük elastik modülü sayesinde aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin endokron ile restorasyonunda, bu dişlerde meydana gelebilecek çatlak ve kırık ihtimalini düşürmektedir. Endokron restorasyonlarda kullanmak için PEEK' in mekanik özelliklerinin yeterli olduğu belirtilmektedir (184).

PEEK beyazımsı grimsi opak bir renge sahip olduğundan için uygun estetiği sağlamak için veneerlenmesi gerekmektedir (241). Ancak PEEK yüzeyinin modifikasyona karşı dirençli olması ve düşük yüzey enerjisi veneer materyalinin PEEK'e bağlanmasını zorlaştırmaktadır (179).

Tammam ve ark.'nın (242) yaptıkları klinik çalışmada; modifiye edilmiş PEEK, monolitik zirkonyum ve lityum disilikat endokronların 3 yıllık takibi sonucunda endokronların yüksek dayanıklılık oranına sahip olduğunu (%94.87) ancak PEEK endokronlarda marjinal renklenme görüldüğünü çalışma başlangıcındaki renk uyumunun çalışma sonunda klinik olarak kabul edilemeyeceğini, monolitik zirkonyum endokronlarda ise marjinal aralık probleminin meydana geldiğini bildirmektedirler. Monolitik zirkonyum ve modifiye PEEK gruplarını benzer şekilde kullandığımız çalışmamızda örneklerle çiğneme simülöründe 6 aylık klinik kullanıma eş değer olacak şekilde 120.000 siklus uygulanmış ve örneklerin hiçbirinde kırılma gözlenmemiştir.

Beleidy ve ark. iki farklı veneerleme tekniği uygulanan PEEK endokronların kırılma dayanımı ve marjinal aralık miktarını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak HIPC veya nanohibrit kompozit ile kaplanmış CAD/CAM sistemi ile üretilmiş PEEK endokronların kaydedilen marjinal boşluk ve kırılma dayanımı değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğunu bildirmişlerdir (243).

Rezin simanlarda meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, rezin siman ve seramik arayüzündeki bağlantının zayıflamasına neden olmaktadır. Artan siman aralığı da daha fazla polimerizasyon büzülmesine dolayısıyla bağlantının daha fazla zayıflamasına neden olmaktadır. Bunun yanında simante edilmiş restorasyonların

kırılma dayanımının simante edilmemiş restorasyonlara göre daha yüksek olduğu yapılan birçok çalışmada bildirilmiştir (244-246).

Salazar Morocho ve ark. (247) rezin siman kullanarak yaptıkları çalışmalarında, $\leq 150 \mu\text{m}$, (70–150 μm) ve $>150 \mu\text{m}$ siman aralığında seramik materyalinin dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Scherrer ve ark. (248) ise rezin simanlar uygulanmış seramiklerin kırılma direncinin 300 μm ve üzeri siman aralığında anlamlı bir şekilde azaldığını bildirmişlerdir.

Rojpaibool ve ark. (249) farklı rezin simanların, 100 μm ve 300 μm siman aralığında lityum disilikat seramiklerinin kırılma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Her iki rezin simanda da 100 μm siman aralığına sahip seramiklerin daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda CAD/CAM teknolojisi ile ürettiğimiz endokronların siman aralığı 100 μm olacak şekilde dizayn edilmiştir.

İndirekt restorasyonları yapıştırmak için çeşitli rezin simanlar mevcuttur. Resin simanlar adeziv sistemlerine (etch-andrinse, self-etch ve self-adeziv simanlar) ve polimerizasyon mekanizmalarına (kimyasal polimerize olabilen simanlar, ışıkla polimerize olabilen simanlar ve dual cure simanlar) göre sınıflandırılmaktadırlar (250). Resin simanın monomer dönüşüm derecesi final restorasyonun mekanik ve biyolojik özelliklerini etkilemektedir. Bu yüzden resin simanların yeterli miktarda polimerizasyonları önemlidir (251-253). Gregor ve ark. (254) çalışmalarında; dual cure ve ışık ile polimerize olan resin simanlar ile simante edilmiş 7.5 mm kalınlığındaki kompozit resin ve seramik endokronlarda, her iki resin simanında yeterince polimerize olduğunu, indirekt restorasyonlar için her iki

rezin simanında kullanılabileceğini bildirmektedirler. Çalışmamızda endokronların simantasyonunda dual cure rezin siman kullanılmıştır.

Zirkonyum seramiklerin simantasyonunda kumlama ile beraber MDP içerikli primer uygulanması rezin seramik bağlantısını güçlendiği bildirilmiştir (255). Chen ve Suh (256) çalışmalarında Metal/Zirconia Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Monobond Plus (Ivoclar-Vivadent), Clearfil Ceramic Primer (Kuraray, Tokyo, Japonya), Signum Zirconia Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya), AZ Primer (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) ve Zprime Plus (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) gibi fosfat monomer içeren zirkonya primerler, rezin seramik bağlantısı başlangıçta ve uzun dönemde önemli derecede artırdığı bildirilmişlerdir. Ayrıca MDP monomerinin (10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat) endikasyonları arasına son yıllarda PEEK materyali de dahil olmuştur. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (194).

Çalışmamızda kumlama ile mekanik yüzey modifikasyonu işleminden sonra, MDP içerikli primer (Monobond Plus) daha güçlü bir adezyon sağlamak amacıyla kullanılmıştır.

Ağız ortamında dişlerin maruz kaldığı okluzal kuvvetler ve ısı değişimleri ile ilgili pek çok araştırma yapılmaktadır (257, 258). İntraoral olarak restorasyonlar ısı değişikliği, pH değişikliği, okluzal kuvvetler gibi etkenlere sürekli olarak maruz kalmaktadırlar (200). Bu etkenler restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirdiği için restorasyonda meydana gelebilecek başarısızlık ve kayıpların gerçek sebebi tespit edilememektedir. İn vitro çalışmalarda ise diğer etkenleri sabit tutarak tek bir değişkenin etkinliği incelemek, materyal seçimi ve

tedavi planlaması hakkında bilgi vermektedir (259). Restorasyonların ağız içinde maruz kaldıkları değişiklikleri yansıtmak için in vitro koşullarda restorasyonlara döngüsel termal siklus ve kuvvet yüklemesi sıklıkla uygulanmaktadır (260).

Çiğneme simülatörleri, ortalama okluzal kuvvetlerle devamlı yükleme, termal döngü, nemli ortam sağlama gibi intraoral şartları sağlayarak laboratuvar ortamında klinik kullanım sonrası durumun değerlendirilmesini sağlamaktadırlar (261). Dual akslı çiğneme simülatörü belirlenen miktarlarda yatay ve dikey yönde hareket ederek bu yönlerde kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Antagonist dişleri yansıtmak için çeşitli materyallerden yapılan farklı çaptaki top uçlar kullanılmaktadır (197, 262, 263). Çiğneme simülatörleri çeşitli miktarda kuvvet uygulayabilmektedir. Çalışmalarda genellikle molar bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme etkinliği yansıtmak amacıyla 49 N' luk kuvvet uygulanmaktadır (264). Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalara göre çiğneme simülatöründe 240.000- 250.000 siklus bir yıllık klinik kullanıma eşdeğerdir (265). Çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan çalışmalarda farklı aralıkta frekans değerleri kullanılmaktadır. Fakat genel kanı bu değerlerin fizyolojik değer aralığında olması gerektiği yönündedir. Bu değerlerin her bireyde farklı olabilmekle beraber genellikle 2 Hz'in altında olduğu bildirilmiştir (266). Literatürde mekanik yüklemelere ilave olarak termal siklus işlemi uygulanmasının yaşlandırma etkinliğini arttırdığını yönünde bilgiler vardır. Çiğneme simülatörleri aynı anda hem mekanik hem de termal uygulamayı yaparak termomekanik olarak yaşlandırma işlemi gerçekleştirmektedirler (267, 268).

Çalışmamızda, bu bilgilere paralel olarak çiğneme simülatörüne yerleştirilip sabitlenen numunelere; iki yönlü hareket (1 mm yatay yönde ve 2 mm dikey yönde) ile 49N'lık 1.86 Hz çiğneme frekansında dinamik yükleme ve 6 aylık süreyi

yansıtan 120.000 siklus uygulandı. Aynı zamanda örneklerle çiğneme simülatöründe termal uygulama ile birlikte termomekanik yaşlandırma işlemi de gerçekleştirilmiştir.

Kırma test cihazlarının kafa hızı artar ise oluşan çatlağın ilerlemesi için gerekli zaman olmadığı için dayanıklılık artmasına ve hatalı sonuçlara sebep olabilir. Bu sebepten ötürü hızın 0.5- 1 mm / dakika olmasının sonuçlar arasında bir fark yaratmayacağını ancak 1 mm/dakikadan fazla yükleme hızının hatalı sonuçlara neden olabileceği bildirilmektedir (248, 269, 270). Bu bilgilerden yararlanarak çalışmamızda kırma testi yükleme hızı 1 mm/dakika olarak belirlenmiştir.

Ghoul ve ark. (271) yaptıkları çalışmada endokron ve geleneksel kronların aksiyal ve lateral kuvvetler altında kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini incelemişlerdir. Çalışma neticesinde endokronlar geleneksel kronlardan daha yüksek kırılma dayanımı göstermişlerdir. Aksiyal yükleme altında kırılma direncin in önemli ölçüde daha büyük olduğu bulunmuştur. Yapmış olduğumuz çalışmada örneklerle aksiyal yönde kuvvet uygulanmıştır.

Materyallerin intra oral kullanımında dinamik yükleme testlerinin kullanımı gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesi sağlamaktadır. Bu testler materyalin elastik deformasyon limitinin altındaki kuvvet değerlerinin, belli frekanslarda uygulanmasıyla gerçekleşmektedir. Bu kuvvet değerleri ortalama 43 N ve 100 N arasında değişmektedir (264). Belirli frekansta tekrarlayan bu kuvvetler sonrasında, materyalde meydana gelen değişiklikler incelenmektedir. Bu sayede klinik kullanım sonucunda materyallerde meydana gelen yorulma taklit edilmektedir. Dinamik yükleme sonrasında sağ kalan ve yorulan örneklerle statik yükleme

yapılarak materyalin bükülme ve kırılma dayanımları incelenmektedir (197, 272, 273).

Çalışmamızda ise çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme gerçekleştirdiğimiz örneklerin hiç birinde kırılma meydana gelmemiştir. Örneklerle çiğneme simülatörü ile yaşlandırma uyguladıktan sonra, statik yükleme uygulanmış olup, üç nokta bükülme testi yapılmıştır.

Fonksiyon sırasında dental restorasyonların oluşan kuvvetlere karşı stabil olması amaçlanmaktadır ve posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 200-880 N arasında değişkenlik gösterdiği yapılan çalışmalarda bildirilmektedir (274). Kiliaridis ve ark. (275) cinsiyetler arası maksimum ısırma kuvvetleri arasında farklılık olduğunu; erkekler için bu değerin 807 N, kadınlar için ise 650 N olarak bildirmişlerdir. Bu sebeplerden ağız içi kullanılan materyallerin klinik başarısı için bu materyaller 1000 N ve üzerinde basma dayanımı göstermelidirler (276). İn vitro çalışmamızda test edilen CAD/CAM endokron sistemlerin kırılma dayanımlarının, maksimum çiğneme kuvvetlerinin ortalamasının çok üstünde olduğu bulunmuştur. Bu da çalışmamızda test edilen CAD/CAM endokron sistemlerinin maksimum ağız içi çiğneme kuvvetlerine karşı koyabileceğini göstermektedir. Bundan dolayı, klinikte koronal aşırı madde kayıplı endodontik tedavi görmüş büyük azı dişlerde post uygulamalarının yerine endokronların güvenle kullanılabileceğini ileri sürebiliriz.

Restorasyon kalınlığı, yüzey bitirme işlemleri, kesim dizaynı, kullanılan simanın özellikleri, kullanılan materyalin elastik modülü kırılma direncini etkilemektedir (130, 269, 277).

Çalışmamızda endokron üretiminde farklı içeriklere sahip 3 materyal kullanılmıştır. Bunlardan biri monolitik zirkonyumdur. (KATANA UTML Zirconia, Kuraray Noritake INC. Okayama, Japonya)

Dartora ve ark. (278) çalışmalarında monolitik zirkonyum, lősitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum disilikat endokronları karşılaştırmış, en yüksek kırılma dayanımı ortalamasını monolitik zirkonyum (6333 N) göstermiştir. Çalışmamızda da monolitik zirkonyum en yüksek kırılma dayanımı ortalaması (2496,5±189,1N) göstermiştir. Değerlerde oluşan bu farklılığın sebebi kullanılan monolitik zirkonyum blokların markalarındaki ve/veya çalışmada kullanılan test cihazlarının parametrelerindeki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Ertürk ve ark. çalışmalarında monolitik zirkonyum endokronların kırılma dayanımını 610.54 ± 214.04 N olarak bulmuştur (279). Çalışmamız ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımı ortalama değerindeki farklılığın sebepleri; Ertürk ve ark. çekilmiş santral diş ile çalışmış olmaları, preparasyon derinliğinin bizim çalışmamızdan az olması, kullanılan monolitik zirkonyum blokların markalarının farklı olması ve/veya kullandıkları kırılma test cihazında kuvvetin dişin uzun eksenine 45° açıyla yönlendirilmesi olabilir.

Elashmawy ve ark.'nın (280) monolitik zirkonyum, Vita Enamic ve veneerlenmiş PEEK endokronların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek kırılma dayanımını monolitik zirkonyum endokronlar (1810.20 ± 119.56 N) en düşük kırılma dayanımını ise veneerlenmiş PEEK endokronlar (502.60 ± 11.53 N) göstermiştir. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çalışmamızda da benzer şekilde monolitik zirkonyum endokronlar

(2496,5±189,1N) veneerlenmiş PEEK endokronlardan (1728.2 ± 139.26 N) yüksek kırılma dayanımı göstermiştir ve istatistiksel olarak bu farklılık anlamlı bulunmuştur. Değerler arasındaki farklılık Elashmawy ve ark'nın çalışmalarında yaşlandırma işlemi için kullanıldıkları çiğneme simülatörünün siklus sayısı ve frekans değerinin (600.000 siklus, 6 Hz) çalışmamızda uyguladığımızdan (120.000 siklus, 1.86 Hz) yüksek olmasından kaynaklanabilir. Ancak bu çalışma istatistiksel olarak çalışmamızı desteklemektedir.

Çalışmamızda kullanılan bir diğer materyal nano hibrit seramiktir (Cerasmart, GC Corp., Tokyo, Japonya).Yüksek bükülme dayanımına sahip olan Cerasmart restorasyonların marjinal uyumları da tatmin edicidir. Materyal içeriğindeki partiküller küçüktür ve homojen dağılım göstermektedir. Lauvahutanon ve ark. çalışmalarında; materyalin çiğneme kuvvetlerini absorbe etme özelliği olduğunu bildirmektedirler (158). Literatürde Cerasmart kullanılarak yapılan birçok endokron çalışması yer almaktadır.

Al-shibri ve ark.(281) yaptıkları çalışmada Cerasmart endokronların kırılma dayanımını 1522.64 ± 352.52 N, Kasis ve ark. (282) ise 1300.53 N, Taha ve ark. (283) 1508.5 ± 421.7 N olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda da Cerasmart endokronların kırılma dayanımı bu değerlere yakın (1248.8 ± 107.61 N) bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan bir diğer materyal ise PEEK (JUVORA, Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancastershire, İngiltere) dir. Endokronlar monolitik restorasyonlar olarak tanımlanmış olsa da literatürde bazı çalışmalarda PEEK coping üzerine veneerlenerek hazırlanmış endokron restorasyonlar yer almaktadır.

Özcan(284) , Zoidis ve ark.(240), Elashmawy ve ark. (280) , Tammam ve ark. (242), Beleidy ve ark. (243) çalışmalarında poliarileterketon ailesinin üyesi olan PEEK veya PEKK copingleri veneerlenmesiyle hazırlanan endokronlar kullanmışlardır.

Bizim çalışmamızda da PEEK coping üzerine kompozit veneerlenerek hazırlanan endokronlar kullanılmıştır. Çalışmamızda modifiye PEEK endokronların kırılma dayanımı 1728.2 ± 139.26 N bulunmuştur.

Beleidy ve ark. (243) çalışmalarında PEEK materyalinden farklı veneerleneme teknikleri kullanılarak üretilen kron restorasyonlarının kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Crea.lign kompozit ile veneerlenmiş PEEK kronların kırılma dayanımı 1674 ± 224.48 N bulunmuştur.Bu değerler bizim çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Preis ve ark. (285) çeşitli CAD / CAM materyallerin üretilen implant destekli ve diş destekli molar kronları karşılaştırdıkları çalışmalarında PEEK materyalinin veneerlenmesiyle elde edilen diş destekli molar kron restorasyonun ortalama kırılma dayanımı değerini 746.7 N olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda ise bu değer yaklaşık 1728.2 ± 139.26 N dır. Değerlerin çalışmamızdan farklı olmasının sebepleri; farklı markalarda PEEK materyalinin kullanılmasından ve /veya restorasyon tasarımıındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Alhawari ve ark. (286) çalışmalarında PEEK endokron ve post-core restorasyonları karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında PEEK endokronların kırılma dayanımı değerini 1031.0 ± 209.72 N olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda PEEK endokron için bu değer 1728.2 ± 139.26 N şeklindedir. Oluşan farklılık, Alhawari

ve ark.'nın premolar dişler üzerinde çalışmalarından ve/veya sadece termal siklus uygulayarak yaşlandırma işlemi gerçekleştirmelerinden olabilir.

Ghajhouj ve ark. çalışmalarında PEEK endokronların kırılma dayanımını 3026 ± 270 N olarak belirtmişlerdir (184). Oluşan farklılığın sebebi; Ghajhouj ve ark.'nın PEEK materyalini veneerlemeden kullanmaları olabilir.

Amelya ve ark. (287) yaptıkları çalışmalarında, monolitik zirkonyum (2468.82 ± 186.29 N) sabit bölümlü protez restorasyonun kırılma dayanımını modifiye PEEK (1069.54 ± 67.94 N) restorasyonlardan anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da monolitik zirkonyum endokronların kırılma dayanımı ($2496,5 \pm 189,1$ N) modifiye PEEK endokronlardan (1728.2 ± 139.26 N) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Amelya ve ark.'nın çalışmaları istatistiksel olarak çalışmamızı desteklemektedir.

Özcan (284) yaptığı çalışmada çekilmiş premolar dişlere uygulanan IPS e.max CAD endokron ve PEKK coping 'in IPS e.max CAD ile veneerlenmesiyle oluşan modifiye PEKK endokronların kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmada modifiye PEKK endokronların kırılma dayanımı değeri 1831.37 ± 240.69 N olup, istatistiksel olarak anlamlı derecede IPS e.max CAD endokrondan yüksek bulunmuştur Bizim çalışmamızda ise modifiye PEEK endokronların kırılma dayanımı 1728.2 ± 139.26 N şeklinde olup Özcan'ın çalışmasına yakın değerlerdir.

Tartuk ve ark. (288) yaptıkları çalışmada monolitik zirkonyum, hibrit seramik, PEEK kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Monolitik zirkonyum grubun kırılma dayanımı değeri (3292 ± 192 N), PEEK (2214 ± 236 N) ve hibrit seramik'den (2325 ± 264 N) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ancak PEEK ve hibrit seramik arasında ise anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir.

Monolitik zirkonyum, nanohibrit seramik ve modifiye PEEK endokronların kırılma dayanımını incelediğimiz çalışmamızda ise; tüm gruplar arasında anlamlı düzeyde farklılık tespit edilmiş olup en yüksek kırılma dayanımı değerini monolitik zirkonyum endokronlar ($2496,5 \pm 189,1$ N) gösterirken, en düşük değeri nanohibrit seramikler ($1248,8 \pm 107,61$ N) göstermiştir. Oluşan farklılığın sebebi Tartuk ve ark.'nın kron restorasyonlar üzerinde çalışmaları, kullanılan blok markalarındaki farklılık ve/veya PEEK'i veneerlemeden kullanmaları olabilir.

Elashmawy ve ark.'nın (280) çalışmalarında monolitik zirkonyum, Vita Enamic, veneerlenmiş PEEK endokronların kırılma tiplerini değerlendirmişlerdir. Veneerlenmiş PEEK endokronların tamamında restore edilebilir kırıklar meydana gelmiştir. Monolitik zirkonyum endokronların % 80'inde restore edilemez kırıklar meydana gelmiştir. Başarısızlık tipleri açısından çalışmamız ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda modifiye PEEK endokron grubunun tamamında sadece restorasyon ile sınırlı, restore edilebilir kırıklar meydana gelmiştir. Nano hibrit seramik grubunun %70'inde sadece restorasyonda kırık gözlemlenirken, %30'unda küçük bir diş parçasının dahil olduğu restorasyon kırığı meydana gelmiştir. Nano hibrit grubun da tamamında restore edilebilir kırıklar meydana gelmiştir. Monolitik zirkonyum endokron grubunun %50'sinde ise mine – sement sınırının altına uzanan restore edilemez kırıklar meydana gelmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastik modülü birbirinden farklıdır. Dentinin elastik modülünden yüksek materyal seçiminde, restorasyon diş yapısından rijit hale gelebilir. Ancak dentinin elastik modülüne yakın olan bir materyal restorasyon için seçilirse, restorasyon biyomekanik olarak diş yapısına

benzer davranışlar sergiler. Sonuç olarak, materyallerin mekanik özellikleri endokron performansı üzerinde etkilidir (10).

Ghajghouj ve ark. (184) çalışmalarında endokron restorasyonlarda PEEK kullanımının PEEK'in dentin dokusuna yakın ve düşük elastik modülü sebebiyle dişte çatlak oluşma ihtimalini azalatacağını ve PEEK'in kırılma dayanımının da endokron restorasyon materyali olarak kullanılabilmesi için yeterli düzeyde olduğunu belirtmektedirler. Bu sonuç bizim çalışmamızı desteklemektedir. PEEK materyali dentin dokusuna yakın elastik modülü sayesinde stres kırıcı gibi davranarak okluzal stresi azaltmaktadır (289, 290). Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde modifiye PEEK endokronlarda diş yapılarının korunduğu ve örneklerin tamamında tamire edilebilir restorasyon kırığı meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu sonucun PEEK materyalinin dentin dokusuna yakın elastik modülüne sahip olduğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Monolitik zirkonyum, dentin dokusundan daha yüksek elastik modülüne ve bükülme dayanımına sahiptir (291). Dentin dokusu ve materyal arasındaki bu farklılık çalışmamızda monolitik zirkonyum endokronların %50'sinde gözlemlediğimiz mine – sement sınırının altına uzanan, restore edilemez kırıkların sebebi olabileceğini düşünmekteyiz.

Adeziv sisteminin tek tip olması çalışmamızın limitasyonları arasında sayılabilir. Adezyon başarısının restorasyon başarısını etkilediği unutulmamalıdır. Ayrıca modifiye PEEK endokronların intra oral kullanıma uygun olacak şekilde veneerlenmesi ve çalışmadaki diğer endokron gruplarının aksine monoblok yapıda hazırlanmaması, periodontal doku replikasyonun olmaması, tükürüğün modülatör etkisinin olmaması da çalışmamızın limitasyonları arasında sayılabilir.

İn vitro çalışmalar klinik koşullar standart alınarak gerçekleştirilir. Fakat in vitro çalışmalar in vivo çalışmalar kadar güvenilir değillerdir. Bu yüzden bu in vitro çalışmamız klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.



7.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir.

1. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen endokronların kırılma dayanımı testi bulguları doğrultusunda; Monolitik Zirkonyum Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalaması; Modifiye Peek Endokron ve Nanohibrit Seramik Endokron gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur.

2. Modifiye Peek Endokron grubunun kırılma dayanımı ortalaması; Nanohibrit Seramik Endokron grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur.

3. Çalışmamızdaki endokron gruplarının kırılma tipi analizleri değerlendirildiğinde PEEK grubunun tamamında sadece restorasyonda kırık meydana geldiği (Tip 1 Kırık), nanohibrit seramik endokron grubunun % 70'inde sadece restorasyonda kırık meydana geldiği (Tip 1 Kırık) ve % 30'da ise restorasyon ve küçük bir diş parçasının dahil olduğu Tip 2 Kırık, monolitik zirkonyum endokron grubunun % 50'sinde mine sement sınırının altında meydana gelen tamir edilemez kırık Tip 4 kırık meydana geldiği görülmüştür.

4. Çalışmamızda CAD/CAM teknolojisi üretilen endokron gruplarının kırılma dayanımı değerlerinin ağız içi çiğneme kuvvetlerinin ortalamasının çok üstünde olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum çalışmamızdaki endokron gruplarının hepsinin intra oral kuvvetlere karşı koyabileceğini göstermektedir. Sonuç olarak, endokron restorasyonlar aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin restorasyonlarında güvenli bir şekilde uygulanabilecek tedavi seçenekleridir.

5. Adeziv diş hekimliğimin ve CAD /CAM teknolojisinin gelişmesiyle beraber kullanımı artan endokron restorasyonlar ile ilgili in vitro çalışmalar in vivo çalışmalar ile desteklenmelidir.



8. KAYNAKLAR

1. Cohen S, Burns RC, Walton R, Torabenejad M. Pathways of the Pulp (1). Learning. 1998;30:10.
2. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. Journal of prosthodontic research. 2011;55(2):69-74.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. Journal of Prosthetic Dentistry. 1994;71(6):565-7.
4. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD. 1995;7(5):83-94.
5. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. Journal of Adhesive Dentistry. 1999;1:255-66.
6. 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. Journal of Dental Sciences. 2009;4(3):110-7.
7. 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. Journal of Dentistry. 2017;63:1-7.
8. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. Operative dentistry. 2015;40(2):201-10.
9. Ramírez-Sebastià 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. Clinical oral investigations. 2014;18(2):545-54.
10. Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. Journal of dentistry. 2016;52:8-14.
11. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. Journal of Prosthodontics. 2016;25(7):580-4.
12. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. Dental materials journal. 2015;34(1):7-12.
13. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? Journal of endodontics. 1992;18(7):332-5.
14. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. Journal of endodontics. 2004;30(5):289-301.
15. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. Journal of endodontics. 1990;16(12):566-9.
16. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. Journal of Prosthetic Dentistry. 1992;67(4):458-67.
17. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1972;34(4):661-70.

18. Bodecker CF, Lefkowitz W. Concerning the " vitality" of the calcified dental tissues. *Journal of Dental Research*. 1937;16(6):463-78.
19. Bodecker CF. Tooth condition, a factor in experimental isotope absorption. *Journal of Dental Research*. 1943;22(4):281-5.
20. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*. 1989;15(11):512-6.
21. Carter J, Sorensen S, Johnson R, Teitelbaum R, Levine M. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *Journal of biomechanics*. 1983;16(10):841-8.
22. Rivera E, Yamauchi M, Chandler G, Bergenholtz G, editors. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *Journal of Endodontics*; 1988: Williams & Wilkins 351 West Camden St, Baltimore, MD 21201-2436.
23. Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2001;27(1):1-6.
24. Marending M, Paque F, Fischer J, Zehnder M. Impact of irrigant sequence on mechanical properties of human root dentin. *Journal of Endodontics*. 2007;33(11):1325-8.
25. 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. *International endodontic journal*. 2001;34(2):113-9.
26. Sim T, Knowles J, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *International Endodontic Journal*. 2001;34(2):120-32.
27. Di Renzo M, Ellis T, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces:: II. Deproteination. *Biomaterials*. 2001;22(8):793-7.
28. Bradley RM. *Essentials of oral physiology*: Mosby Inc; 1995.
29. Miles TS, Nauntofte B, Svensson P. *Clinical oral physiology*: Quintessence Copenhagen; 2004.
30. Paphangkorakit J, Osborn J. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology*. 2000;45(12):1033-41.
31. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(4):246.
32. Oliveira FdC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 1987;115(1):57-60.
33. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*. 2000;13(Spec No):9B-13B.
34. Peroz I, Blankenstein F, Lange K-P, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence international*. 2005;36(9).
35. Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(6):617-23.

36. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
37. Leinfelder KF. Current developments in dentin bonding systems: major progress found in today's products. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(5):40-2.
38. Hansen E. In vivo cuspal fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dental Materials*. 1988;4(4):169-73.
39. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Dental Traumatology*. 1990;6(2):49-55.
40. Plasmans P, Visseren L, Vrijhoef M, Käyser A. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *Journal of endodontics*. 1986;12(9):382-7.
41. Soares PV, Santos-Filho PCF, Gomide HA, Araujo CA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars.: Part II: Strain measurement and stress distribution. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(2):114-22.
42. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *International Dental Journal*. 1998;48(1):3-16.
43. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131(3):375-83.
44. Yap A, Ng S, Siow K. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Operative dentistry*. 2001;26(3):260-6.
45. ElAyouti A, Serry M, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cuspal coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *International Endodontic Journal*. 2011;44(6):543-9.
46. Mondelli RFL, Ishikiriama SK, Oliveira Filho Od, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cuspal coverage. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17(3):161-5.
47. Belli S, Cobankara FK, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;79(1):35-41.
48. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*. 2008;24(2):214-9.
49. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics-e-book: Elsevier Health Sciences; 2015.
50. Trabert KC, Cooney J. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dental Clinics of North America*. 1984;28(4):923-51.
51. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3).
52. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dental Clinics of North America*. 2002;46(2):367-84.
53. Burns SCRC. Pathways of the Pulp. 8 ed. 2002.

54. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part III. Tooth preparation considerations. *Journal of Prosthodontics*. 1995;4(2):122-8.
55. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984;51(6):780-4.
56. Caputo A, Standlee J. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Quintessence Publication Co. Inc Chigaco. 1987.
57. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler: Nobel Tıp Kitabevleri; 2006.
58. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1993;70(1):11-6.
59. Stewardson DA. Non-metal post systems. *Dental update*. 2001;28(7):326-36.
60. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(1):5-9.
61. Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: characteristics and clinical applications. Roma: Ed Masson. 2002;12(4):1-5.
62. de Amorim Demarchi MG, Sato EFL. Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts. *Journal of endodontics*. 2002;28(4):328-9.
63. Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Australian dental journal*. 1993;38(1):39-45.
64. Chapman K, Worley J, Von Fraunhofer J. Retention of prefabricated posts by cements and resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(5):649-52.
65. Akkayan B, Caniklioglu B. Resistance to fracture of crowned teeth restored with different post systems. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1998;6(1):13-8.
66. Halpern B. Restoration of endodontically treated teeth. A conservative approach. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(2):293-303.
67. Musikant BL, Deutsch AS. A new prefabricated post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984;52(5):631-4.
68. Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(6):702-5.
69. Bearden L, Cooke F. Growth inhibition of cultured fibroblasts by cobalt and nickel. *Journal of biomedical materials research*. 1980;14(3):289-309.
70. Duret B. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1). *Chir Dent Fr*. 1990;60:131-41.
71. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials*. 1994;10(4):236-40.
72. Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(1):45-50.

73. Dean JP, Jeanson BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *Journal of Endodontics*. 1998;24(12):807-10.
74. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):438-45.
75. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *Journal of endodontics*. 2001;27(12):758-61.
76. Purton D, Payne J. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence International*. 1996;27(2).
77. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(5):611-9.
78. Dikbas I, Tanalp J, Ozel E, Koksall T, Ersoy M. Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(7):62-9.
79. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *British dental journal*. 1988;164(4):109-13.
80. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *International Journal of Prosthodontics*. 1990;3(4).
81. Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. 1995;7(5):33-42; quiz 4.
82. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence international*. 1999;30(6).
83. Ivoclar A. Scientific documentation. *Cosmopost/IPS Empress Cosmo Ingot*, Schaan, Liechtenstein. 1998.
84. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dental materials journal*. 2010;1005080008-.
85. Meyenberg KH, LÜTHY H, SCHÄRER P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1995;7(2):73-80.
86. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian dental journal*. 2011;56:77-83.
87. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18(6):527-36.
88. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Operative Dentistry*. 2004;29(1):60-8.
89. Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, Wohlwend A, Schärer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1998;18(6).
90. Hsu YB, Nicholls JJ, Phillips KM, Libman WJ. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).

91. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics 2001.
92. Ricketts D, Tait C, Higgins A. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *British Dental Journal*. 2005;198(9):533-41.
93. Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(2):161-2.
94. Streacker AB, Geissberger M. The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(6):486-7.
95. Akgunor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;99(5):388-99.
96. Zhou T, Zhang X, Wang X. Fracture resistance of teeth restored with one-piece computer aided design and manufacture zirconia posts and cores: an in vitro study. *Beijing da xue xue bao Yi xue ban= Journal of Peking University Health Sciences*. 2014;46(1):81-5.
97. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence international*. 2008; 39(2).
98. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(3).
99. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence International*. 2008;39(2).
100. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative dentistry*. 2012;37(2):130-6.
101. de Kuijper M, Gresnigt M, van den Houten M, Haumahu D, Schepke U, Cune M. Fracture strength of various types of direct and indirect restorations in the functional repair of endodontically treated molars. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde*. 2020; 127(4): 245-53.
102. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent*. 2013;8(2):156-79.
103. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc*. 2013;79:d140.
104. Tsai Y-L, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(1).
105. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(4).
106. Dogui H, Abdelmalek F, Amor A, Douki N. Endocrown: an alternative approach for restoring endodontically treated molars with large coronal destruction. *Case reports in dentistry*. 2018;2018.
107. Debbabi I, Nouria Z, Saafi J, Harzallah B, Cherif M. ENDOCROWN®: A Reliable Alternative to Restorate RCT Molar. Two Case Reports *Adv Dent & Oral Health*. 2018;9(5):555774.
108. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Operative dentistry*. 2017;42(3):327-34.

109. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(1):e237-e42.
110. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics*. 2005;18(3).
111. Gaintantzopoulou M, El-Damanhoury H. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative dentistry*. 2016;41(6):607-16.
112. Gulec L, Ulusoy N. Effect of endocrown restorations with different CAD/CAM materials: 3D finite element and weibull analyses. *BioMed research international*. 2017;2017.
113. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(3):293-7.
114. Carlos RB, Thomas Nainan M, Pradhan S, Sharma R, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *Case reports in dentistry*. 2013;2013.
115. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26(7):507-13.
116. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
117. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, Spiekermann H. Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7:25-45.
118. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(6):389-94.
119. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*. 2008;32(2):58-72.
120. Gurpinar B, Tak O. Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020.
121. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
122. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*. 1995;26(11).
123. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016;26(3):524-33.
124. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
125. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621-44.

126. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
127. Isgrò G, Sachs A. Evolution of dental ceramic from the platinum foil to CAD-CAM technologies. *International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS)*. 2015;12-20.
128. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
129. Mclean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;119:251-67.
130. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(4).
131. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(1):61-6.
132. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):134-43.
133. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(1):13-8.
134. Noort R. *Introduction to Dental Material*. Edisi 4. Toronto: Elsevier Mosby; 2013.
135. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
136. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
137. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences*. 2018;6(9):1742.
138. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*. 2010;3(6):3700-13.
139. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
140. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(3).
141. Guess PC, Stappert C, Strub JR. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e. max Press-and Cerec ProCAD-partial coverage crowns. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2006;116(5):493-500.
142. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8:239-.
143. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(1).

144. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*. 2014;33(1):79-85.
145. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*. 2008;24(8):1107-13.
146. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*. 2007;86(2):142-6.
147. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
148. Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*. 2015;8(8):4978-91.
149. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;108(4):223-30.
150. Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent*. 2017;65(1):48-52.
151. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2015;1(2-4):86-92.
152. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(2):308. e1-. e7.
153. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2014;35(3):161-6; quiz 8.
154. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *The journal of advanced prosthodontics*. 2013;5(2):161.
155. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*. 2014;30(10):1195-203.
156. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2011;22(11):2429-35.
157. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
158. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*. 2014;33(5):705-10.
159. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*. 2014;93(1):62-7.
160. www.gcamerica.com. [
161. Coldea A. Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials: University of Otago; 2014.
162. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Oezcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-

ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*. 2012;31(3):377-83.

163. Kalayci E, Avinç O, YAVAŞ A. Polieter eter keton (peek) lifleri. *Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*. 2017;38(2).
164. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*. 2000;31:D22-D7.
165. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H. Effects of different pH-values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials*. 2015;8(8):4751-67.
166. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*. 2018;8(2):84-92.
167. Tekin S, Değer Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Nigerian journal of clinical practice*. 2019;22(9):1252.
168. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The role of polyether ether Ketone (Peek) in dentistry—A Review. *Journal of medicine and life*. 2019;12(1):5.
169. Mark HF, Kroschwitz JI. *Encyclopedia of polymer science and engineering* 1985.
170. Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;64:173-86.
171. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(6):743-9.
172. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry journal*. 2017;5(4):35.
173. AL-Rabab'ah M, Hamadneh Wa, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(4):365-72.
174. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants*. 2015;5(1):39.
175. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*. 2016;53(3):394-8.
176. Siewert B, Parra M. A new group of materials in dentistry PEEK als Gerüstmaterial bei 12-gliedrigen implantatgetragenen Brücken (A new group of materials in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges). *Z Zahnärztl Implantol*. 2013;29:148.
177. Schwitalla A, Abou-Emara M, Lackmann J, Spintig T, Müller W, editors. *The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis*. 2nd International PEEK Meeting, Washington, DC; 2015.
178. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*. 2012;28(3):273-8.
179. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(7):1209-16.

180. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta materialia*. 2007;55(18):6365-71.
181. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *European journal of oral sciences*. 2008;116(4):381-6.
182. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19-23.
183. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical implant dentistry and related research*. 2018;20(5):692-702.
184. Ghajghouj O, Taşar-Faruk S. Evaluation of fracture resistance and microleakage of endocrowns with different intracoronal depths and restorative materials luted with various resin cements. *Materials*. 2019;12(16):2528.
185. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*. 2013;32(3):441-8.
186. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations*. 2014;18(1):163-70.
187. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014;16(4):383-92.
188. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials*. 2010;26(6):553-9.
189. Searle O, Pfeiffer R. Victrex® poly (ethersulfone)(PES) and Victrex® poly (etheretherketone)(PEEK). *Polymer Engineering & Science*. 1985;25(8):474-6.
190. Kruse A, Krüger G, Baalmann A, Hennemann O-D. Surface pretreatment of plastics for adhesive bonding. *Journal of adhesion science and technology*. 1995;9(12):1611-21.
191. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical oral investigations*. 2015;19(3):739-44.
192. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental materials journal*. 2016;35(4):668-74.
193. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1489-97.
194. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:86-96.
195. Bulut AC, Atsü SS. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;26(1).

196. Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of dental research*. 1994;73(9):1546-53.
197. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials*. 2009;25(4):494-9.
198. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(2):17-24.
199. Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American journal of dentistry*. 2007;20(4):250.
200. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
201. Feller RL. Accelerated aging: photochemical and thermal aspects: Getty Publications; 1995.
202. Rafael CF, Cesar PF, Fredel M, de Souza Magini R, Liebermann A, Volpato CAM. Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(2):276-81.
203. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*. 2010;26(8):807-20.
204. Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Özyurt matbacılık. 2014:210-4.
205. O'Brien W. Dental materials and their selection—3 rd edition Quintessence Publishing Co. Carol Stream. 2002.
206. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.
207. Quinn GD. Weibull strength scaling for standardized rectangular flexure specimens. *Journal of the American Ceramic Society*. 2003;86(3):508-10.
208. Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. *Dental Materials*. 1995;11(2):147-51.
209. Shetty DK, Rosenfield AR, McGuire P, Bansal GK, Duckworth WH. Biaxial flexure tests for ceramics. *Am Ceram Soc Bull*;(United States). 1980;59(12).
210. Fabris D, Souza JC, Silva FS, Fredel M, Mesquita-Guimarães J, Zhang Y, et al. The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. *Ceramics international*. 2016;42(9):11025-31.
211. Burke F. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International*. 1995;26(4).
212. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974;18(2):269-96.
213. Torabinejad M, White SN. Endodontic treatment options after unsuccessful initial root canal treatment: alternatives to single-tooth implants. *The Journal of the American Dental Association*. 2016;147(3):214-20.
214. Gillen BM, Looney SW, Gu L-S, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):895-902.

215. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(6):565-7.
216. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *Journal of Endodontics*. 2007;33(5):603-6.
217. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;123(3):411-8. e9.
218. Otto T, Mörmann WH. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):147-61.
219. Sevimli G, Cengiz S, Oruc MS. Endocrowns. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2015;49(2):57.
220. 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. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2002;10(1):15-22.
221. Erol F, Altier M, Dalkiliç E, Yıldırım G. Fracture Resistance and Failure Modes of Lithium Disilicate or Composite Endocrowns. 2018.
222. Sağlam G, Cengiz S, Karacaer O. Marginal adaptation and fracture resistance of feldspathic and polymer-infiltrated ceramic network CAD/CAM endocrowns for maxillary premolars. *Niger J Clin Pract*. 2020;23(1):1-6.
223. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dental Materials*. 2016;32(12):e338-e50.
224. Moore P. Cerec Doctors Publications. Charlotte, NC, Dentsply Sirona. 2013.
225. Magne P, Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative dentistry*. 2014;39(6):595-602.
226. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(4):264-73.
227. Lin ZX, Pan ZX, Ye QQ, Zheng ZQ, Lin J. Effect of occlusal thickness design on the fracture resistance of endocrowns restored with lithium disilicate ceramic and zirconia. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi= Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi= West China Journal of Stomatology*. 2020;38(6):647-51.
228. Sağlam G, Cengiz S, Karacaer Ö. Marginal adaptation and fracture strength of endocrowns manufactured with different restorative materials: SEM and mechanical evaluation. *Microscopy Research and Technique*. 2021;84(2):284-90.
229. Ghoul WE, Salameh Z. Marginal and Internal Adaptation of Lithium Disilicate Endocrowns Fabricated By Heat-Pressable and Subtractive Techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2020.
230. Falahchai M, Hemmati YB, Asli HN, Emadi I. Marginal gap of monolithic zirconia endocrowns fabricated by using digital scanning and conventional impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(2):325. e1-. e5.
231. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international*. 2005;36(2).

232. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
233. Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *Journal of dentistry*. 2009;37(9):731-6.
234. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(8):641-52.
235. Zou Y, Bai J, Xiang J. Clinical performance of CAD/CAM-fabricated monolithic zirconia endocrowns on molars with extensive coronal loss of substance. *Int J Comput Dent*. 2018;21(3):225-32.
236. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(4):265-73.
237. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 2012;28(1):3-12.
238. Abd El Haliem NN, Elguindy J, Zaki AA. A one-year clinical evaluation of IPS E. max press versus CERASMART endocrowns in anterior endodontically treated teeth: a randomised clinical. *Brazilian Dental Science*. 2021;24(3).
239. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech*. 2013;39(3):2-10.
240. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(3):335-9.
241. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(5):666-73.
242. Tammam R. Clinical evaluation of monolithic Zirconia (5Y), Lithium Disilicate and modified PEEK CAD-CAM endocrown materials, 3-year clinical prospective study. *Egyptian Dental Journal*. 2021;67(1-January (Fixed Prosthodontics, Removable Prosthodontics and Dental Materials)):635-50.
243. Beleidy M, Ziada A. Marginal Accuracy and Fracture Resistance of Posterior Crowns Fabricated from CAD/CAM PEEK Cores Veneered with HIPC or Nanohybrid Conventional Composite. *Egyptian Dental Journal*. 2020;66(4-October (Fixed Prosthodontics, Removable Prosthodontics and Dental Materials)):2541-52.
244. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, De Paiva Gonçalves SE, Lia Mondelli RF, Pereira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *Journal of Prosthodontics*. 2007;16(3):172-8.
245. Burke F. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *Journal of dentistry*. 1999;27(3):169-73.
246. Karntiang P, Leevailoj C. Effect of resin cement thickness and ceramic thickness on fracture resistance of enamel-bonded ceramic. *Chulalongkorn University Dental Journal*. 2014;37(2):161-70.
247. Marocho SMS, MACEDO LGS, VALANDRO LF, BOTTINO MA. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dental materials journal*. 2011;30(3):323-9.

248. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, Meyer J-M. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental Materials*. 1994;10(3):172-7.
249. Rojpaibool T, Leevailoj C. Fracture resistance of lithium disilicate ceramics bonded to enamel or dentin using different resin cement types and film thicknesses. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(2):141-9.
250. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(4).
251. 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. *American journal of dentistry*. 2011;24(2):115-8.
252. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *Journal of Dental Research*. 2005;84(7):659-62.
253. Rueggeberg F, Craig R. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of dental research*. 1988;67(6):932-7.
254. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):942-8.
255. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *Journal of dental research*. 2008;87(7):666-70.
256. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: A review. *Curr Res Dent*. 2012;3(1):7-17.
257. Dörfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *European journal of oral sciences*. 2000;108(4):346-51.
258. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*. 2005;26(14):2043-52.
259. Orhan A, FT Ö. Sık kullanılan bağlanma dayanım test metotları: Derleme çalışması. *J Dental Sci-Special Topics*. 2011;2:31-40.
260. AKIN GE, HERGÜNER SİSO Ş, AKIN H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;22(2):125-31.
261. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
262. Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*. 2006;22(2):166-75.
263. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dental Materials*. 1994;10(4):269-74.
264. Fontijn-Tekamp F, Slagter A, Van Der Bilt A, Van'T Hof M, Witter D, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of dental research*. 2000;79(7):1519-24.

265. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*. 2012;28(4):449-56.
266. Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(11):840-9.
267. BULUT AC, ATSÜ SS. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016;26(1).
268. Heintze S. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*. 2006;22(8):712-34.
269. Scherrer S, De Rijk W. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(5).
270. Scherrer S, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{IC}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental Materials*. 1999;15(5):342-8.
271. El Ghouli W, Özcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(4):378-87.
272. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(4):436-40.
273. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of prosthodontic research*. 2012;56(1):19-24.
274. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *International Journal of Prosthodontics*. 1989;2(4).
275. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993;51(5):323-31.
276. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences*. 2009;117(3):312-8.
277. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(4):388-95.
278. Dartora NR, Moris ICM, Poole SF, Bacchi A, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT, et al. Mechanical behavior of endocrowns fabricated with different CAD-CAM ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(1):117-25.
279. Kanat-Ertürk B, Sarıdağ S, Kösele E, Helvacioğlu-Yiğit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental materials journal*. 2018;37(2):256-65.
280. Elashmawy Y, Elshahawy W, Seddik M, Aboushelib M. Influence of fatigue loading on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with endocrowns. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021:JPOR_2019_485.
281. Al-Shibri S, Elguindy J. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Lithium Disilicate Crowns Retained. *J Dent*. 2017;7:464.

282. Kassis C, Khoury P, Mehanna CZ, Baba NZ, Bou Chebel F, Daou M, et al. Effect of Inlays, Onlays and Endocrown Cavity Design Preparation on Fracture Resistance and Fracture Mode of Endodontically Treated Teeth: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*. 2021.
283. Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30(4):319-28.
284. Özcan M. Assessment of Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Premolar Teeth Restored with Novel Endocrown System. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2021;29:1-16.
285. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental Materials*. 2017;33(4):427-33.
286. Alhawari MAR, Al-Zordk WAE-G, Abo-Madina MM. Fracture Resistance of Endodontically Treated teeth: Effect of CAD-CAM Post-core and Endocrown materials. *IOSR J Dent Med Sci*. 2019;18:65-8.
287. Amelya A, Kim JE, Woo CW, Otgonbold J, Lee KW, Kim J-E, et al. Load-Bearing Capacity of Posterior CAD/CAM Implant-Supported Fixed Partial Dentures Fabricated with Different Esthetic Materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2019;32(2).
288. Tartuk BK, Ayna E, Başaran EG. Comparison of The Load-Bearing Capacities of Monolithic PEEK, Zirconia and Hybrid Ceramic Molar Crowns. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2019;20(1):45.
289. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(3).
290. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):680-2.
291. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*. 2018;97(2):140-7.

9. EKLER

Evrak Tarih ve Sayısı: 16.09.2021-3819



T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARARLARI

Oturum Tarihi
16.09.2021

Oturum Saati
14:00

Oturum Sayısı
2021/09-09

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 16.09.2021 tarihinde saat 14:00'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzalan bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Dt. Gülsüm Sena ATEŞ

"Cad/Cam Sistemi ile Üretilen PEEK, Nanohibrit Seramik, Monolitik Zirkonyum Endokronların Kırılma Dayanımların Karşılaştırılması (Comparison of Fracture Strength of PEEK, Nanohybrid Ceramic, Monolithic Zirconium Endochrons Manufactured With Cad/Cam System)" başlıklı çalışma 06/02/2020 tarihinde 2020/03-06 nolu kararla tarafımızca onaylanmıştır.

Sorumlu araştırmacının 17.08.2021 tarih ve 73726 sayılı dilekçesinde belirtildiği üzere; Çalışma başlığının "Cad/Cam Sistemi ile Üretilen Modifiye PEEK, Nanohibrit Seramik, Monolitik Zirkonyum Endokronların Kırılma Dayanımların Karşılaştırılması" şeklinde değiştirilmesi isteğinin uygun olduğuna oy birliğiyle karar verilmiştir.

Araştırmanın tüm süreçlerinde kurum ve kuruluşlardan gereken izinlerin alınmasından araştırmacı/lar sorumludur.)

Kurul Üyeleri:

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Engin ŞAHNA, Prof. Dr. Demet ÇİÇEK (Bulunmadı), Prof. Dr. Erdal TAŞKIN, Prof. Dr. Seval YILMAZ, Doç. Dr. Nevzat GÖZEL, Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR, Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK, Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK (Bulunmadı)

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Engin ŞAHNA

Prof. Dr. Erdal TAŞKIN

Prof. Dr. Seval YILMAZ

Doç. Dr. Nevzat GÖZEL

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR

Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.



T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARARLARI

Oturum Tarihi
06/02/2020

Oturum Saati
13:30

Oturum Sayısı
2020/03-06

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 06/02/2020 tarihinde saat 13:30'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzaları bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Dt. Gülsüm Sena ATEŞ

"Cad/Cam Sistemi ile Üretilen PEEK, Nanohibrit Seramik, Monolitik Zirkonyum Endokronların Kırılma Dayanımların Karşılaştırılması (Comparison of Fracture Strength of PEEK, Nanohybrid Ceramic, Monolithic Zirconium Endochrons Manufactured With Cad/Cam System)" konulu tez çalışması kurumumuzda görüşülmüş olup; çalışmanın etik kurallara uygun olduğuna oybirliğiyle karar verilmiştir.

Kurul Üyeleri:

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Demet ÇİÇEK, Prof. Dr. Engin ŞAHNA (Bulunmadı), Prof. Dr. Erdal TAŞKIN (Bulunmadı), Doç. Dr. Nevzat GÖZEL, Doç. Dr. Funda GÜLCÜ BULMUŞ (Bulunmadı), Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR, Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK, Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK

E-İmzalıdır
Prof. Dr. Mustafa KAPLAN
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Demet ÇİÇEK

Doç. Dr. Nevzat GÖZEL

Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK

Dr. Öğr. Üyesi ADEM GÖK