

MAH MUT ÖMER

← Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .

DOKTORA TEZİ

← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

İSTANBUL-2017

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(DOKTORA TEZİ)

**AŞIRI HARABİYETE UĞRAMIŞ KANAL TEDAVİSİ
GÖRMÜŞ DİŞLERDE GELENEKSEL YÖNTEMLE
HAZIRLANAN VE GÜNCEL YÖNTEMLERLE
ZİRKONYUM DİOKSİT İÇERİKLİ HAZIRLANAN ; SABİT
PROTEZLERLE RESTORE EDİLMİŞ FARKLI MİL-
ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

MAHMUT ÖMER

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLÜMSER EVLİOĞLU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2017



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

(DOKTORA TEZİ)

**AŞIRI HARABİYETE UĞRAMIŞ KANAL TEDAVİSİ
GÖRMÜŞ DİŞLERDE GELENEKSEL YÖNTEMLE
HAZIRLANAN VE GÜNCEL YÖNTEMLERLE
ZİRKONYUM DİOKSİT İÇERİKLİ HAZIRLANAN ; SABİT
PROTEZLERLE RESTORE EDİLMİŞ FARKLI MİL-
ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

MAHMUT ÖMER

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLÜMSER EVLİOĞLU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2017

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi,Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Mahmut Ömer tarafından Prof.Dr.Gülümser Evlioğlu'nun danışmanlığında hazırlanan" Aşırı Harabiyete Uğramış Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerde Geleneksel Yöntemlerle Hazırlanan ve Güncel Yöntemlerle Zirkonyum Dioksit İçerikli Hazırlanan;Sabit Protezlerle Restore Edilmiş Farklı Mil-Çekirdek Sistemlerinin Karşılaştırılması." başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 25/12/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof.Dr.Zühtü Haluk Keskin
İ.Ü Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D



Jüri-Danışman

Prof.Dr.Gülümser Evlioğlu
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D



Jüri

Doç.Dr.Meltem Özdemir Karataş
İ.Ü Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D



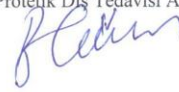
Jüri

Prof.Dr.Erman Tuncer
Aydın Üni. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D



Jüri

Yr.Doç.Dr.Bahar Gürpınar
Okan Üni. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Mahmut Ömer



İTHAF

Anneme, babama, eşime ve çocuklarıma ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez hazırlama sürecinde bilgi, deneyimi ve sabrıyla bana yardım edip destek veren değerli hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu'na**,

Doktora eğitimine kabul edildiğim günden itibaren eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında gösterdiği destek ve bilimsel bakış açısı için ilk danışman hocam Değerli **Prof. Dr. Erman Tuncer'e**,

Doktora eğitim sürecinde bana göstermiş olduğu hoşgörü ve desteği için, Sayın **Prof. Dr. Haluk Keskin** ve **Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhling'e**,

Bilimsel katkı ve yönlendirmeleri için tez çalışma sürecimde fikirlerini ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın **Doç. Dr. Meltem Özdemir Karataş**, Sayın **Doç. Dr. Erkan Sancaklı**, Sayın **Doç. Dr. Ali Balık**, Sayın **Yrd. Doç. Dr. Bahar Gürpınar** ve Sayın **Yrd. Doç. Dr. Demet Çağıl Ayvalıoğlu'na**,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamalarını yürüttüğüm, Seferdent dış laboratuvarı, Sirona Türkiye ve ekibine yardımları için,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Doktora eğitimim süresince bilimsel, mesleki ve sosyal paylaşımlar da bulunduğum süre içerisinde doktora eğitimini tamamlayarak ayrılmış olan ve şuan aktif olarak doktora, uzmanlık eğitimlerine devam eden arkadaşlarıma,

Kendileriyle geçirdiğim keyif dolu 7 yıl için, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline, doktora sürem boyunca yardımları için, doktor ve diş hekimi arkadaşlarıma,

Bana tez çalışmamı hazırlama aşamasında destek olan değerli arkadaşlarıma,

Sevgili anne, babam, eşim ve aileme her an gösterdikleri koşulsuz sevgi ve desteklerinden dolayı, sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN.....	V
İTHAF	VI
TEŞEKKÜR.....	VII
İÇİNDEKİLER.....	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XII
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	XIII
ÖZET	XIV
ABSTRACT	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	16
2. GENEL BİLGİLER.....	18
2.1. Kanal tedavisi görmüş dişlerin özellikleri.....	18
2.1.1. Madde kaybına bağlı değişiklikler	18
2.1.2. Mekaniksel değişiklikler	18
2.1.3. Estetik değişiklikler.....	19
2.2. Kanal tedavili dişlerin tedavi işlemleri.....	19
2.3. Mil-Çekirdek sistemindeki değişkenler.....	20
2.3.1. Kanal formu ve kesiti	20
2.3.2. Kökün uzunluğu ve genişliği.....	21
2.3.3. Kalan diş dokusunun miktarı.....	21
2.4. Mil-Çekirdek sistemlerinde mile ait kriterler	22
2.4.1. Mil boyu	22
2.4.2. Milin çapı.....	22
2.4.3. Elastiklik Modülü	23
2.4.4. Mil Tasarımı	24
2.4.5. Estetik özellikler.....	25
2.4.6. Sökülebilirlik	25
2.5. Hazırlama yöntemlerine göre mil-çekirdek sistemleri	25
2.5.1. Kişiyeye özel hazırlanan mil-çekirdek sistemleri	26
2.5.1.1. Döküm ile hazırlanan mil-çekirdek sistemleri.....	26
2.5.1.2. Kopya yöntemi ile hazırlanan mil-çekirdek sistemleri.....	27
2.5.1.3. Bilgisayar destekli üretim ile elde edilen mil-çekirdek sistemleri.....	27

2.5.2. Prefabrik mil sistemleri	29
2.6. Yapıldıkları materyale göre mil sistemleri	29
2.6.1. Metal esaslı mil sistemleri	29
2.6.2. Fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri.....	30
2.6.2.1. Karbon fiber ile güçlendirilmiş mil sistemi	30
2.6.2.2. Cam fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri	31
2.6.2.3. Kuartz fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri.....	31
2.6.2.4. Polietilen fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri	31
2.6.3. Seramik mil çekirdek sistemleri	32
2.6.3.1. Cam seramik mil-çekirdek sistemleri	32
2.6.3.2. Alüminyum oksit esaslı seramik mil-çekirdek sistemleri.....	32
2.6.4. Zirkonyum dioksit esaslı mil-çekirdek sistemleri	33
2.7. Mil-çekirdek sisteminin simantasyonu.....	34
2.8. Mil-çekirdek sistemlerinde başarısızlıklar	36
2.8.1. Mil-çekirdek sistemlerinde tutuculuk kaybı.....	36
2.8.2. Kök kırıkları	37
2.8.3. Mil-çekirdek sistemlerinde kırık veya deformasyon oluşması.....	38
2.8.4. Estetiğe bağlı komplikasyonlar	39
2.9. Bilgisayar destekli üretim sistemlerinde kullanılan güncel materyaller	39
2.9.1. Cam seramik bloklar.....	39
2.9.1.1. Bilgisayar Destekli Feldspatik seramik bloklar.....	39
2.9.1.2. Lössit ile güçlendirilmiş seramik bloklar	39
2.9.1.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik bloklar	40
2.9.2. Zirkonyum dioksit esaslı bloklar	43
2.9.2.1. Monolitik zirkonyum bloklar.....	45
2.9.3. Cam infiltre oksit seramik blok sistemleri.....	46
2.9.4. Alüminyum oksit esaslı bloklar	47
2.9.5. Nanoseramik ve hibrit bloklar	48
2.9.6. Polimer esaslı bloklar	49
2.9.7. Metal esaslı bloklar.....	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM	51
3.1. Deney örneklerinin hazırlanması.....	51
3.1.1. Dişlerin hazırlanması.....	51

3.1.2	Diş köklerinin ve kök kanallarının hazırlanması.....	52
3.1.3.	Kök kanallarının doldurulması	52
3.1.4.	Mil yuvasının hazırlanması	53
3.2.	Deney gruplarının oluşturulması	53
3.3.	Mil-Çekirdek sistemleri için kök kanallarının hazırlanması	55
3.3.1.	Kök kanallarının açılı silindirik formda hazırlanması.....	55
3.4.	Mil-Çekirdek maketlerinin hazırlanması.....	56
3.5.	Bilgisayar destekli üretim ile mil-çekirdek sistemlerinin hazırlanması	57
3.5.1.	Mil-çekirdek maketlerin taranması.....	57
3.5.2.	Mil-çekirdek sistemlerinin üretilmesi.....	65
3.5.2.1.	Nikel Krom alaşımdan mil çekirdek sistemlerinin üretilmesi	67
3.5.2.2.	Zirkonyum dioksit esaslı bloklardan mil çekirdek sistemlerinin üretimi	68
3.5.2.3.	Kısa sinterli Zirkonyum dioksit esaslı bloklardan mil çekirdek sistemlerinin üretilmesi	69
3.6.	Mil-çekirdek sistemlerinin simantasyonu	70
3.6.1.	Mil-çekirdek sistemlerinin kök kanalına simantasyonu	70
3.7.	Dişlerin akrilik bloklara gömülmesi.....	71
3.8.	Deney örneklerinin kırılma dayanım değerlerinin belirlenmesi.....	72
4.	BULGULAR	76
4.1.	Deney gruplarında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi	76
4.1.1.	Nikel-Krom grubuna ait kırılma dayanım değerleri.....	80
4.1.2.	Vita inceram YZ grubuna ait kırılma dayanım değerleri	80
4.1.3.	Zirkonyum dioksit kısa sinterli grubuna ait kırılma dayanım değerleri	82
5.	TARTIŞMA	86
KAYNAKLAR.....	95	
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	112	
ÖZGEÇMİŞ	113	

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2-1:Cam seramik bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların web sitesinden alınmıştır)	42
Tablo 2-2: Zirkonyum dioksit blokların üretim şekillerine göre firma bilgileri	44
Tablo 2-3: Monolitik zirkonya bloklara ait firma bilgileri.....	45
Tablo 2-4:Cam infiltre oksit seramik bloklar firma web sitesinden alınmıştır	46
Tablo 2-5: Alüminyum oksit esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır)	47
Tablo 2-6: Polimer esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır.).....	49
Tablo 2-7: Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır).....	50
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller	54
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar.....	55
Tablo 4-1 : Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ve standart sapmaları.....	77
Tablo 4-2: Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi	78
Tablo 4-3: Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ve standart sapmaları.....	79
Tablo 4-4: A grubuna ait kırılma dayanım değerleri.....	80
Tablo 4-5: B grubuna ait kırılma dayanım değerleri.....	80
Tablo 4-6: A ve B Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi.....	81
Tablo 4-7: C grubuna ait kırılma dayanım değerleri.....	82
Tablo 4-8: A ve C Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi.....	83
Tablo 4-9: B ve C Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi	84
Grafik 4.1: Deney grupları arasındaki kırılma dayanım değerleri (Newton).....	78
Grafik 4.2: Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ortalamaları.....	79
Grafik 4.3: A ve B deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri.....	81
Grafik 4.4: A ve C deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri.....	82
Grafik 4.5: B ve C deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dijital olarak mil-çekirdek dizaynı yapan sistem (inlab,germany).	28
Şekil 2-2: Cosmopost (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemine ait örnek mi seti ve preslenebilir seramik ingotlar (görsel internetten alınmıştır.).....	33
Şekil 2-3: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok örnekleri (görsel internetten alınmıştır.)	40
Şekil 2-4: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik blok örnekleri (görsel internetten alınmıştır)	41
Şekil 2-5: Cam infiltre oksit seramik blok örnekleri (görsel internetten alınmıştır.).....	46
Şekil 2-6: 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic blok örnekleri (görseller internetten alınmıştır.)	48
Şekil 3-1: Seçilen örnek üst kanin dişin vestibül yüzeyden	51
Şekil 3-2: Seçilen örnek üst kanin dişin proksimal yüzeyden.....	52
Şekil 3-3: Açılı silindirik formda kök kanalı hazırlık frezleri.....	55
Şekil 3-4: Açılı silindirik formda kök kanalı hazırlığında ön hazırlık frezinin kullanılması... ..	55
Şekil 3-5: Açılı silindirik formda kök kanalı hazırlığında #3 no'lu frezin kullanılması.....	56
Şekil 3-6: Mil-çekirdek maketlerinin hazırlanmasında kullanılan otopolimerizan akrilik reçine(görsel internetten alınmıştır.)	56
Şekil 3-7: Mil-çekirdek maketlerinin tarama sırasındaki görüntüsü	57
Şekil 3-8: Mil-çekirdek maketlerinin tarama sırasındaki görüntüsü.....	58
Şekil 3-9: Hazırlanan mil-çekirdek sisteminin üç boyutlu sanal modelinin görüntüsü	65
Şekil 3-10: Hazırlanan mil-çekirdek sisteminin üç boyutlu sanal modelinin görüntüsü	66
Şekil 3-11: Mil-çekirdek sistemlerinin üretiminde kullanılan bilgisayar destekli aşındırma ünitesi (Dentsply Sirona Türkiye Merkezi).....	66
Şekil 3-12: Nikel-krom mil-çekirdek sisteminin ve kök kanalına adapte edilmiş şeklinin görüntüsü.....	67
Şekil 3-13: Zirkonyum dioksit esaslı blok örneği	68
Şekil 3-14: Zirkonyum dioksit içerikli bloktan üretilen mil-çekirdek sisteminin ve kök kanalına adapte edilmiş şeklinin görüntüsü	68
Şekil 3-15: Incoris tzi c disk.....	69
Şekil 3-16: inCoris Tzi bloktan üretilen silindirik formdaki mil-çekirdek sistemi	69
Şekil 3-17: Örneklerin siniantasyonunda kullanılan adeziv reçine siman	70
Şekil 3-18: Kök kanallarına uyumlu uç.....	71
Şekil 3-19: Örneklerin akrilik bloktaki görüntüsü	72
Şekil 3-20: Üniwersal test cihazı görüntüsü (Devotrans, D.V.T, istanbul, Türkiye).....	73
Şekil 3-21: Baskı kuvvetinin 135° açı ile palatinal yüzeyde hazırlanan çentik üzerinden deney örneğine uygulanması	74
Şekil 3-22: Test cihazının ölçüm bölmesi	74
Şekil 3-23: Test cihazının ekran görüntüsü.....	75

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Al_2O_3 : Aliminyum Oksit

Co-Cr: Kobalt Krom alaşımı

EDTA: Ethylenediamine tetraacetic acid

GPa: Gigapaskal

$Li_2Si_2O_5$: Lityum disilikat

mm: Milimetre

μm : Mikrometre

MPa: Megapaskal

NaOCl: Sodyumhipoklorid

N: Newton

Ni-Cr: Nikel Krom alaşımı

ZrO_2 : Zirkonyum Dioksit

Zr: Zirkonyum

ÖZET

Ömer M. (2017) Aşırı harabiyete uğramış kanal tedavisi görmüş dişlerde geleneksel yöntemlerle ve güncel yöntemlerle zirkonyum dioksit içerikli hazırlanan; sabit protezlerle restore edilmiş farklı mil-çekirdek sistemlerinin karşılaştırılması İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü protetik diş tedavisi ABD Doktora Tezi İstanbul,

Bu çalışmanın amacı; aşırı harabiyete uğramış dişlerin geleneksel ve güncel yöntemlerle hazırlanmış mil-çekirdek sistemlerinin dişler üzerinde oluşturmuş olduğu etkilerin karşılaştırılmasıdır.

Bu karşılaştırılmanın yapılabilmesi için; 60 adet üst kanin dişi mine- sement sınırından kesilerek ayrıldı. Kanal tedavisi yapıldıktan sonra 3 farklı grup oluşturuldu.(n=20)

Birinci grupta geleneksel yöntemle hazırlanmış olan nikel krom alaşımlarından oluşan mil-çekirdek sistemleri hazırlandı. İkinci grupta reçine akriliğinden hazırlanan mil-çekirdek maketleri bilgisayar destekli tarama ünitesi tarafından taranarak iki saatlik sinter programı ile zirkonyum oksit bloklarından mil-çekirdek sistemleri hazırlandı. Üçüncü grupta ise reçine akriliğinden hazırlanan mil-çekirdek maketleri bilgisayar destekli tarama ünitesi tarafından taranarak 30 dakikalık sinter programı ile monolitik zirkonyum bloklarından mil-çekirdek sistemleri hazırlanmıştır.

Hazırlanmış olan mil- çekirdek sistemleri hazır olan diş köklerine reçine esaslı siman ile simante edilmiştir. Örnekler: akrilik kalıpları gömülmüştür. Örnekler universal test cihazında 1mm/dk hız ile 135 derece açı ile dişlerin uzun aksenlerine basma kuvveti uygulanmıştır. Başarısızlık olduğu anda değerler kaydedilmiştir. Kırılma değerleri tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testleri ile analiz edilmiştir.

Materyalin tipine göre gruplar arasındaki başarısızlık değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bu sonuca dayanarak kısa sürede hazırlanmış olan materyaller uzun sürede hazırlanmış olan materyallere karşı bir alternatif olacağı düşünülebilir.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of using multiple materials constructed with traditional and updated methods for the preparation of post-core system used in endodontically treated teeth and the effect of the types of the post-core system on the success rate of the prosthesis

60 maxillary canines were detached from the crown part at the cemento-enamel junction level, teeth were divided into 3 main groups (n=20) group 1 the post and core systems were prepared with traditional casting technique group 2 the resin pattern models were scanned with cad/cam scanners and the post-core were constructed from zirconium dioxide for 2 hrs sintering time and group 3 the resin pattern models were scanned with cad/cam scanners the post-core systems were constructed from monolithic zirconium for a short 30 mins sintering time.

The constructed post-core systems were cemented to the prepared roots by resin based luting cements, the specimens were embedded in acrylic resin models, all of the specimens were loaded at 135 degree angle to the long axis of the teeth with a universal test machine at a crosshead speed of 1mm/min until failure took place, 'the data were collected and analyzed with ANOVA one way followed by Tukey HSD tests. regarding the material type the failure rate between the groups was significant ($p < 0.001$)' it is concluded that the materials that were constructed with a very short time could take the place of the materials that were prepared with a very long time because they all show similar values of strength fracture rates.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Aşırı doku kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin bütünlüğünü korumak amacıyla gerek kanal tedavilerinde, gerekse protetik diş tedavilerinde yaşanan gelişmeler sonucu yeni yöntemler geliştirilmiştir. Kök kanalları için geliştirilen tedavi seçeneklerinin ortaya çıkması sonucu dişlerin ana fonksiyonu ve estetiğini geri kazandırmak bir çok araştırmacının hedefi olmuştur. Bu gelişmeler geleneksel kişiye özel döküm mil çekirdek sistemi, tek seanslık tedaviler, prefabrik mil sistemleri ve son yıllarda geliştirilen bilgisayar destekli üretime kadar farklılık göstermektedir. Mil yapımının temel amacı aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin kural kısmını geri kazandırmaktır. Mil çekirdek sistemleri dişin kanal tedavisi sonrası uzun vadede prognozunu olumlu etkilemektedir. Uygun mil çekirdek sisteminin kullanımı, kanalın içinde gerek ağız sıvılarının gerekse mikro-organizmaların kolonizasyonuna karşı bir bariyer oluşturmaktadır (16, 192,210).

Kanal tedavisinde ve protetik diş tedavilerde meydana gelen gelişmelere ve kullanıma sunulan materyallere bağlı olarak aşırı harabiyete uğramış dişler uzun süre kullanılabilir (74). Çürük veya tedavi işlemlerine bağlı madde kaybına uğramış dişlerde sabit protezler gerekli ise, çekirdek tutuculuğunu sağlayarak dişin daha dirençli hale gelebilmesi için mil-çekirdek sistemleri uygulanmaktadır (61). Aşırı harabiyete uğramış dişin tedavisinde kanal tedavisi kadar protetik planlamanın da önemi vardır. Protetik tedavinin başarılı olabilmesi için biyomekanik, periodontal ve oklüzyon kriterlerine uyarak istenilen sonuca ulaşmak mümkündür (42).

Mil-çekirdek sistemlerinin sertlik değerleri farklıdır. Sert olanlar gelen kuvvetlere karşı direnç gösterebilmektedir. Bu direncin sonucu dişin dentin tabakasında elastiklik modül değerlerini geçerek köke iletilen kuvvet artmaktadır (45,55,202). Dentinin elastiklik modül değerlerine yakınlık gösteren mil-çekirdek sistemlerini kullanmak dişin kırılma direncini arttırmaktadır. Elastik modülü dentine yakın olan mil-çekirdek sistemlerindeki oluşan kırık tipleri tamir edilebilen türden olurken elastiklik modülleri yüksek olan mil-çekirdek sistemlerinin oluşturduğu kırık tipleri ise tamir edilemeyen türdendir (6). Restoratif materyallere ilave edilen fiber yapısı, stresin daha geniş alana yayılması ve meteryalin direncini arttırmaktadır. Stresin dağılması materyale avantaj kazandırmaktadır (26,27,83,195). Başarılı sonuçlara ulaşabilmek için, restoratif materyalin dişin dentinine benzer özellikler göstermesi gerekir. Aynı zamanda diş dokusuna iletilen stresin azalarak eşit bir şekilde dağıtılması sağlanmalıdır (81).

Farklı materyal ve farklı tasarım özelliklerine sahip olan bir çok mil-çekirdek sistemleri mevcuttur. Kişiyeye özel sabit protezler için gerekli olan mekanik, biyolojik ve estetik kriterleri göz önünde bulundurarak tedavi planlamaları yapılmaktadır (74). Başarıya ulaşabilmek için dişin formuna ve yapısına uyumlu sistemler seçmek ve dişten az madde kaldırarak en dirençli formunu hazırlamak gerekmektedir (231). Kişiyeye özel hazırlanan mil-çekirdek sistemlerini, hazırlanacak olan dişe fazla düzenleme yapmadan kök kanalına uyumlandırmak gerekir (91,94,105,106).

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinde yaşanan gelişmelere bağlı olarak, fiziksel ve estetik özelliklere sahip bloklar üretilmektedir. (30,71)

Bu in-vitro doktora tez çalışmasının amacı, aşırı derecede harabiyeti uğramış kanal tedavili dişlerin tek parça mil-çekirdek sistemleri ile restorasyonunda, farklı yöntemlerle hazırlanan materyaller kullanarak diş dokusunun üzerinde oluşturduğu etkileri değerlendirmektir. Çalışmamızda dişlerin kırılma dayanımlarının test edilmesi ve sonuçlarının istatistiksel olarak yorumlanması amaçlanmıştır. Elde edilen sonuçların klinik başarıyı artırması hedeflenmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

Çeşitli nedenlerle madde kaybına uğramış dişlerin sabit protezler ile tedavi edilmesi diş hekimlerinin hedefi olmuştur. Diş kökünün protetik tedavilerde destek olarak kullanımı geçmişten bugüne kadar kullanılmıştır. 1700 lü yıllarda kanalların içine ahşap miller destek olarak kullanılmıştır. Zamanla çevredeki nem sonucu ahşap da genleşme yaşanarak milin tutuculuğu olumsuz yönde etkilenmiştir. Bu da kökde dikey yönde kırılmalara neden olmuştur. 1869 yılında Black, metal kuronları, altın kaplı olan kök kanallarının içine metal vidalarla tutturmuştur. Richmond 1878 yılında kanal içine tüpler yerleştirerek kuronları tutturmuştur. Daha sonra tek parça mil kuron restorasyonları klinikte kullanılmıştır. Nitekim pratik olmadığı için bu sistem yaygınlığını yitirmiştir. Dezavantajı ise uygun giriş yolu gereksinimi, uzun köprüler de dayanak olarak kullanım zorluğu olduğundan bağımsız kuron ve mil çekirdek sistemleri geliştirilmiştir (28).

2.1. Kanal tedavisi görmüş dişlerin özellikleri

Literatürde kanal tedavisinin dişleri zayıflattığı ve kırılma eğilimini arttırdığı yönünde çeşitli araştırmalar mevcuttur (201,217).

Kanal tedavisi görmüş dişlerin çürük ve tedavi işlemlerinin yanı sıra kanal tedavisi işlemleri sonucu diş dokusunda madde kaybı yaşanmaktadır. Madde kaybı; gerek kuron gerekse kanal içi olmak üzere dişin genelinde görülmektedir. Bunun sonucu diş yapısında hem zayıflama hem kırılma eğiliminin artışı araştırmacılar tarafından bildirilmektedir (201, 217).

Kanal tedavisi görmüş dişlerdeki değişiklikler madde kaybı, fiziksel ve estetik değişikliklerdir (18,47).

2.1.1. Madde kaybına bağlı değişiklikler

Kanal tedavisi geçirmiş dişlerin çürüğe ve tedavi işlemlerine bağlı dişin anatomik yapısında madde kaybı sonucu dişin kırılma eğilimi artmaktadır (202).

Yapılan çalışmalarda kanal tedavisi sonrası dişlerin elastiklik modülünün kanal tedavisine bağlı işlemlerden etkilenmediği bildirilmiştir (145,168).

Kırılma eğiliminin temel nedenlerinin kanal tedavisi işlemi, çürük, tedavi ve travma sonucu işte görülen madde kaybına bağlı olduğu bildirilmiştir (47,217).

2.1.2. Mekaniksel değişiklikler

Canlı dişler ile nekroze olan dişlerin arasında farklılıklar görülmektedir. Nekroze dişlerin kollajen bağlarındaki olgunlaşmamış çarpaz bağların varlığı bu dişlerdeki kırılma eğiliminde artış ve dirençte azalmaya sebep olduğu bildirilmiştir (216,243).

Yapılan bir çok çalışmada, kanal tedavisi görmüş dişlerin dentini, canlı pulpaya sahip dişlerin dentinine göre farklılıklar göstermektedir.

Sedgley ve ark. duyu kaybına bağı olarak pulpa da koruyucu dentinin oluşmaması sonucu dayanıklılıkta azalma olduğunu söylemişler ve kanal tedavisi görmüş dişlerin dentinini canlı dişlerdeki eşleriyle karşılaştırmışlardır. Bilimsel verilere dayalı canlı dentinin nekroze olan dişlerdeki dentinine göre daha sert olduğunu ancak, kanal tedavili dişlerin daha kırılman olduğunu gösteren bulguların olmadığını bildirmişlerdir (217).

Huang; canlı ve nekroze dişlerin dentinlerini hidrasyon işlemlerine tabi tutarak, özelliklerini karşılaştırmışlar ve dihidrasyon sonucu biyomekanik ve fiziksel özelliklerinde anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır (110).

Kanal tedavisi işlemleri sırasında uygulanan kimyasal sıvılar, dentinin organik bileşenlerini etkileyerek dişin direncini ve elastiklik modülünü sertlik değerlerini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (114,217).

Kanal tedavili dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı göstermiş olduğu direnç kanal tedavisi sırasında uygulanan tedavi işlemlerine, kimyasal sıvılara maruz kalarak dişin yapısal özelliklerinde olumsuz yönde değişiklikler yaşanmakta olup kırılma direncin de azalmalar görülmektedir (98,112,227).

2.1.3. Estetik değişiklikler

Kanal tedavisi sonrası oluşan değişimler sonucu dişte artık canlı doku oluşması ve dişteki kaybolan dolaşım sonucu diş yapısında hem renklenme hem de ışık geçirgenliğinde farklılıklar görülmektedir. Kanal tedavisi yapılırken hem yöntem hem de materyal açısından uygun seçimler yapılması gerekmektedir (98).

2.2. Kanal tedavili dişlerin tedavi işlemleri

Kanal tedavisi yapılırken kanal tedavisi uygulanacak olan dişlerde madde kaybının miktarı, dişin ağız içindeki pozisyonu, oklüzyonla var olan ilişkisi, dişin morfolojisi, fonksiyonu ve estetik beklentileri göz önünde bulundurularak tedaviyi planlamak gerekmektedir (47, 216).

Kanal tedavisi görmüş dişlerde tedavi başarısını etkileyen etmenlerin arasında; dişin ağız içindeki konumu, maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin miktarı, yanal kuvvetlere karşı göstermiş olduğu direcin miktarıda yer almaktadır (22). Yanal kuvvetler, kanal tedavisi görmüş dişlerin üzerinde daha büyük yıkıcı etkiler üretmektedir. Ön dişlere gelen çiğneme kuvvetleri, dişin uzun aksları boyunca değil, eğimli bir şekilde dişlere iletilmektedir. Böylelikle ön dişler arka dişlere nazaran daha fazla yanal kuvvetler altında kalmaktadır (206).

Sonuç olarak protetik açıdan kanal tedavili ön dişlere, arka dişlerden daha fazla mil-çekirdek sistemleri uygulanmaktadır (63). Arka dişler çiğneme kaslarına yakın olduklarından daha fazla dikey ve yanal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Arka dişler kanal tedavisi geçirdikten sonra mümkün olduğu kadar maksimum yüzey kapsıyacak şekilde protetik tedaviler tercih edilmektedir. Aşırı çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel alışkanlıkları olmayan hastalarda arka dişlerde mil-çekirdek sistemi tavsiye edilebilmektedir (43, 47, 80).

Kanal tedavisi görmüş dişler sabit veya hareketli protezlerde dayanak olarak kullanılabilir. Bu durumda dişlere gelen yüklere bağlı olarak stres birikimi yaşanmaktadır. Kaldıraç etkisi sonucu bu dişlerde tedavi başarısızlığı yaşanabilmektedir (245).

Aşırı harabiyete uğramış dişlerin tedavisinde mil-çekirdek sistemleri çok uygun bir tedavi seçeneğidir. Özellikle tek parça halinde olan mil-çekirdek sistemlerinde çekirdek yapısına gerekli tutuculuk ve desteği sağlamak amacı ile mil yapısı tutuculuğunu sağlayacak olan etmenler ve formu önem taşımaktadır. Son yıllarda protetik diş tedavisi ve madde bilgisinde yaşanan gelişmeler sonucu sabit protezler alanında çok büyük ilerleme gösterecek adımlar atılmıştır (63, 74).

Mil-çekirdek sistemlerinin seçimi yapılırken her olgu bireysel olarak değerlendirmeye tabi tutulmalıdır. Dişte mümkün olduğu kadar çok az madde kaldırılarak hazırlık yapılmalıdır, dişin nekroze olmasının yanısıra kanal tedavisi işlemleri sırasında oluşan madde kaybı sonucu dişin biyomekanik özelliklerinde önemli olumsuzluklar görülebilmektedir (105, 210).

2.3. Mil-Çekirdek sistemindeki değişkenler

Mil-çekirdek sistemleri hazırlanırken dikkat edilmesi gereken hususlar mevcuttur: Dişin morfolojisi, kanal boyu, kanal çapı, kanal formu, kanal kesiti, kanalı çevreleyen dentin miktarı ve dişten hazırlık işlemleri sonrası geriye kalan doku miktarında dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir.

2.3.1. Kanal formu ve kesiti

Kanal form ve kesiti mezio-distal ve bukko-lingual genişlik morfolojik açılarından değerlendirilmektedir (185). Mil çekirdek sistemini değerlendirirken önce kanalın kesitine dikkat edilmelidir. Bir çok araştırmacı tarafından bu durum değerlendirirken oval kesitli kanalların tedavisi zor olmuştur, nedeni ise hem yetersiz madde kaldırılması hemde az şekillendirilmesidir. Tedavide kullanılan aletlerin yuvarlak kesiti oval kanalların sadece bir kısmını aşındırarak şekillendirilmiş alanların dışında boşluklar bırakılmaktadır (48,92, 256).

Mil-çekirdek sisteminin, kanalın formuna ve kesidine uyumlu bir şekilde hazırlanması gerekmektedir (231). Uyumlu olmanın avantajı ise hem fazla diş dokusu uzaklaştırmayacak hem de dişde madde kaybına bağlı direncin azalmaması açısından faydalıdır, öte yandan uyumlu bir mil-çekirdek sisteminin kullanılması siman tabakasının kalın olmamasını sağlamaktadır (63). Yapılan çalışmalarda, siman tabakasının ince olması, mil sisteminin tutuculuğu yüksek olacağı bildirilmiştir (93, 208).

Kök kanalının kesiti ve formu kişiye özel hazırlanan veya prefabrik mil-çekirdek sistemlerinin seçiminde çok önemli bir etken olmuştur (74,228). Kanal kesitinin oval olması, yuvarlak olan prefabrik mil sistemleri ile uyumsuzluk sağlamaktadır, bunun nedeni; bu tür yuvarlak kesitli millerin oval kanallara adaptasyonu konusunda ki uyumsuzluktan kaynaklanmaktadır. Temas etmekte olan alanların sınırlı olması siman tabakasını daha kalın kılmaktadır, buda tutuculuğu olumsuz yönde etkilemektedir (247). Öte yandan geniş çaplı

kanallarda prefabrik miller kullanıldığında dişin kanalını çevreleyen dentin miktarında azalmalar olup dişin yapısal olarak zayıflamasına yol açmaktadır. Kalan dişte perforasyon riski de artmaktadır. Böyle endikasyonlu hastalarda kişiye özel hazırlanan mil-çekirdek sistemleri daha konservatif olmaktadır (74,194). Aşırı geniş olan kanallara veya kesiti yuvarlak olmayan kanallarda alternatif bir tedavide prefabrik mil uygulandıktan sonra var olan boşluklara küçük miller yerleştirmektir (92,155). Bu tedavi seçeneği hem kanala maksimum yüzey uyumu sağlar hem de siman tabakasının kalınlığını azaltır. Fiber millerin kullanımının, mil-çekirdek sistemlerinin kırılma direncini arttırdığı çalışmalarda bildirilmiştir (19).

2.3.2. Kökün uzunluğu ve genişliği

Mil-çekirdek sistemleri hazırlanırken bir diğer önemli husus kökün boyu ve genişliğidir. Kökün boyunun artması yapılacak olan mil tutuculuğunda önemli bir etken oluşturmaktadır, kök boyunun artması milin tutuculuğunda artışa neden olur (40,42, 74).

Öte yandan kısa boylu kökler de mil-çekirdek sistemlerinin hazırlanması için gerekli olan minimum tutuculuk kriterlerini sağlamayarak, yapılacak olan tedaviyi olumsuz yönde etkiler. Bu durumlarda boy etkeninin önüne geçmek için daha tutucu olan adeziv reçine esaslı siman sistemleri kullanılması tavsiye edilir (74,139,185). Uygulanacak olan mil-çekirdek sisteminin mil kısmını apikal dişi çevreleyen kemik seviyesinin apikalında olması gerekmektedir. Aksi takdirde oklüzal kuvvetlerinin karşısında stres birikimine neden olup mil-çekirdek sistemlerini olumsuz yönde etkilemektedir (221).

Bir diğer etken ise kökün kanal çapıdır. Tedavi sonrası kanal çapındaki artış mil hazırlama aşamasında kökün farklı bölmelerinde perforasyona neden olmaktadır. Kökün konik formda olması konik mil sistemi kullanım zorunluluğu getirir bu tür durumlar değerlendirilirken radyografik görüntülemelerden faydalanmaktadır (74, 85,161, 216).

2.3.3. Kalan diş dokusunun miktarı

Kanal tedavisi uygulanmış dişlerde ki tedavi sonrası kalan madde miktarı yapılacak olan sabit restorasyonun hem tutuculuğu açısından hem desteği açısından önem taşımaktadır (45). Yapılan bir çalışmada kanal tedavisi sonrası dişlerin dayanıklılığının üç yüzlü kavite hazırlıklarında %60, tek yüzlü kavite hazırlıklarında %20 ve kanal tedavili işlemlerine bağlı olarak %5 oranlarında etkilendiği bildirilmiştir (202).

Aşırı madde kaybına uğramış dişlerde mil-çekirdek sistemleri yapılırken dişten geriye kalan kısımda ferrule oluşturmak yapılacak olan sabit protezin tutuculuğunda ve desteğinde önemli rol oynamaktadır.

Ferrule; kuron restorasyonu için hazırlanan dişin kole bölgesinde yer alan ve dikey yönde hazırlanan diş dokusu bandı olarak tanımlanmaktadır. Ferrule hazırlığı yapılırken kalan diş dokusundan faydalanarak yapılacak olan sabit protezin dikey ve yanal kuvvetlere karşı direncini arttırmak hedeflenir (119, 232).

Ferrule yüksekliği terimi, sabit protez için gerekli olan diş yüzeyinde kole kısmındaki diş eti seviyesinden uzanan çekirdek kısmının başlangıç seviyesine kadar olan yüksekliktir. Yapılan çalışmalarda bu yüksekliğin 2.0mm olması sabit protezin desteklemesi açısından ideal olduğu bildirilmiştir (17, 116,148, 232,).

Restorasyonu yapılacak olan dişin yapısında ferrule için yeterli yükseklik bulunmuyorsa kuron boyunun ya ortodontik ya da cerrahi olarak uzatılması gerekmektedir.

Bu işlem yapılırken kuron kök oranındaki gerekli olan optimum değerlerin bozulmamasına özen gösterilmelidir (84).

Yapılan çalışmalarda ferrulenin duvarlarının paralel veya paralele yakın olduğu durumlarda etkili olduğu saptanmıştır (232, 238).

2.4. Mil-Çekirdek sistemlerinde mile ait kriterler

2.4.1. Mil boyu

Tutuculuk, dikey yönde gelen kuvvete karşı gösterilen dirençtir. Milin uzunluğu mil çekirdek sistemlerinde milin tutuculuğunu etkilemektedir. Milin boyu arttıkça mil-çekirdek sisteminin tutuculuğuda artmaktadır (26, 171, 252). Milin uzunluğu kökün morfolojisi ve uzunluğuna göre değişkenlik gösterebilir. Kökün uzun olması milin uzun olması anlamına gelmektedir. Bu durumda milin üzerine gelen devrilme kuvvetlerine karşı rotasyon merkezi apikala doğru kaydığından devrilme kuvvetinin azaldığı görülmektedir (63,72). Mil boyunun artması ile birlikte mil çapında yapılacak olan azalma tedaviyi olumlu yönde etkilemektedir (40, 161, 233).

Milin boyu gereğinden fazla arttırılırsa kanal tedavisi görmüş olan dişler için gerekli olan apikal daralma kriterine uyum sağlamayarak kanal tedavisini olumsuz yönde etkilemektedir. Diğer taraftan eğimli olan köklerde perforasyon olasılığı yükselmektedir, yapılan birçok çalışmada kökün apeks kısmında en az 3 mm gutta bırakılması tavsiye edilmektedir (42, 43, 88,220).

Mil uzunluğu belirlenirken dikkat edilmesi gereken kriterler şunlardır (42).

- Milin uzunluğu en az kuron kısmının uzunluğuna eşit olmalıdır.
- Milin uzunluğu kök uzunluğunun 1/2' ile 2/3'si arasında olmalıdır.
- Mil, boyu kökün kemikle çevrelenmiş bölümünün en az yarısı kadar olmalıdır.

Mil uzuluğu, kuron boyunun eşit veya daha kısa olduğu durumlarda, rotasyon merkezi daha kural kısmına kaydırılarak, stresin çekirdek kısmı ile mine-sement birleşme bölümünde birikerek, mil-çekirdek sisteminin tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir (10, 40, 182).

2.4.2. Milin çapı

Mil çapı değerlendirilmesi yapılırken, dişin morfolojik özelliklerine dikkat edilmelidir. Aşırı madde kaybına uğrayan kök kısımlarında perforasyon oluşma olasılığı bulunmaktadır (6, 107, 177).

Mil çapı ile ilgili yapılan çalışmalarda mil çapının tutuculuk üzerinde etkisi araştırılmıştır. Bazı çalışmalarda mil çapının artışı, tutuculuğu olumlu yönde etkilediği bildirilirken (217), öte yandan farklı çapların ve tutuculuğun değerlendirildiği çalışmalarda farklı çapların tutuculuk üzerinde çok anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (22).

Mattison, mil çapındaki artış sonucu oluşan strese bağlı dişte kırılma direncinin zaldığını bildirmiştir (158).

Yapılan çalışmaların bir kısmında mil çapını çevreleyen kök dentin çapının 1/3 kadar olması bildirilirken, farklı çalışmalarda en az 1mm çevreleyen sağlam dentin bulunması gerektiği bildirilmiştir (60, 74).

2.4.3. Elastiklik Modülü

Elastiklik modülü; materyalde belirli bir deformasyon oluşturmak için gereken kuvvetin miktarını ifade etmektedir. Materyalin bükülmeye ve şekil değiştirmeye karşı direncinin önemli bir belirleyicisidir. Protetik tedavilerde yapılan işlemlerde kullanılan materyallerin elastiklik modülleri değerlendirilirken dişe ait olan değerlerinin bilinmesi tedavinin başarılı olması açısından önem arz etmektedir (45, 91, 198).

Dentinin elastiklik modülü yapılan çalışmalarda 10-30 GPa arası olarak belirtilmektedir, minenin elastiklik modülü ise 80 GPa olarak bilinmektedir (128, 142).

Mil-çekirdek sistemleri farklı sertlik değerlerine sahip bileşenlerden oluşmaktadır. Daha sert olan mil çekirdek sistemlerinin kök kısmına ilettiği stres miktarı artarken, sertlik değerleri dentine yakın olan mil-çekirdek sistemlerin ilettiği stres miktarı daha az olmaktadır (27, 72, 190).

Mil-çekirdek uygulamalarında kullanılan materyallerin elastiklik modülleri,

- Titanyumun 190 GPa,
- Altın alaşımların 90 GPa,
- Cam fiberlerin elastiklik modülü 20-40 GPa,
- Kuartz fiberlerin elastiklik modülü ise 18-47 GPa.
- Kompozit materyallerin elastiklik modüllerinin ise 5-25 GPa (190) olduğu bildirilmiştir.

Günümüzde maddeler bilgisinde ki gelişmeler var olan çalışmalar sonucu dentinin elastiklik modülüne yakın ve estetik materyaller elde edilmiştir; bunlardan fiber, kompozit esaslı, seramik, cam seramik, hibrit ve zirkonyum gibi bir çok materyaller bulunmaktadır (15,21,134). Dentinin elastiklik modülüne yakın elastiklik modülüne sahip materyallerin ilettiği stresler daha dengeli bir şekilde dağıtmaktadır(45, 55, 81).

Fiber mil sistemlerinin elastiklik modülü 50 GPa civarında olduğundan, kök kısmına daha dengeli stres dağılmasına neden olmaktadır. Bunun sonucu dişte kırılma riski azalmaktadır (6, 27,183).

2.4.4. Mil Tasarımı

Mil-çekirdek sistemlerinin üretime başlaması ile birlikte farklı tasarımlar sunulmuştur. Bunlardan paralel kenarlı, konik ve konik sonlanan mil sistemleri mevcuttur (50, 206). Daha sonra farklı kök formlarını göz önünde bulundurarak farklı koniklik derecelerine sahip sistemler üretilmeye başlamıştır (17, 91).

Prefabrik mil sistemlerinde, sisteme uygun hazırlık frezleri bulunmaktadır. Bu frezler kullanılarak, kök kanalındaki milin yerleştirildiği bölümü hazır hale getirilmektedir. Stres dağılımının homojen olmaması sistemin başarısızlığına sebep olur. Dişlerin morfolojik özelliklerinin bilinmesinin yanı sıra radyolojik değerlendirmeyi doğru yapmak Gerekmetedir(17, 51, 61, 72, 74).

Uzun ve yeterli dentin miktarına sahip olan dişlerde paralel kenarlı mil sistemleri kullanılmaktadır. Bu durumda hem stresin eşit dağılması sağlanır hem de kökün kırılma direnci artırılır. Kök formu konik ve geniş olmayan dişlerde paralel kenarlı mil sistemleri dentin yapısını zayıflatarak kök kırıklarına neden olmaktadır (18, 239).

Temas da olan yüzey alanı tutuculuk açısından çok önemli bir etkidir. Paralel kenarlı mil sistemleri konik sistemlere göre daha fazla temas eden yüzey alanları bulundurmaktadır (107, 112).

Konik tasarımda olan mil sistemleri kök formuna uygun olmasına rağmen gerek apikal gerekse kural bölgelede stres birikimine neden olurlar (60,74). Paralel kenarlı konik sonlu olan sistemle her iki sistemin avantajını sağlayacak düşüncesiyle üretime sunulmuştur. Fakat apeksin daralan kısmı o bölgede kaldıraç etkisi göstermektedir (50).

Yapılan çalışmalarda, paralel kenarlı sistemlerinin kök de eşit stres dağılımı oluşturken, konik sistemlerinin apikal ve kural bölgelede yüksek stres birikimine neden olduğu bildirilmiştir (45,50, 128, 130).

Stres dağılım sonucu elde edilen bilgiler (52, 205, 236, 237):

- 1) Dentin dokusu mümkün olduğu kadar korunmalıdır.
- 2) Stres birikimi apikal ve kural bölgelede oluşmaktadır.
- 3) Milin uzunluğu arttıkça kökde oluşan stres miktarı azalmaktadır.
- 4) Paralel kenarlı mil sistemi daha eşit stres dağıtmaktadır.
- 5) Konik mil sistemlerinde daha çok stres bölgeleri oluşmaktadır.
- 6) Siman için kaçış yolu bulunmayan mil sistemlerinde oluşan higroskopik basınç sonucu stres miktarı artmaktadır.

Mil sistemlerinde önemli olan bir diğer husus ise yüzey yapısıdır; Düz ve çentikli olmak üzere iki ana kategoride değerlendirilmektedir (39, 237).

Yüzey özelliklerine bağlı olarak tutunma kabiliyetine göre pasif ve aktif olarak tutuculuk özelliklerine sahiplerdir. Aktif miller yivleri sayesinde dentine mekaniksel bir şekilde tutunurlar, bu bir avantaj olarak

görülsede aslında yivlerin olduğu kısımlarda kökte stres birikimine neden olup kök kırılmalarına sebep olmaktadır (42). Pasif miller ise kanal duvarına siman aracılığıyla tutunmaktadırlar (72, 179).

Aktif mil sistemleri tutuculuk açısından daha üstün olmalarına rağmen pasif sistemlerde stres birikimi daha az olmaktadır (175).

Bir diğer husus ise bükülme direncidir; aktif mil sistemleri, pasif mil sistemlerine göre daha fazla bükülme direncine sahiptir, bu da aktif millerin desimantasyonu açısından pasif mil sistemlerine göre daha az yaşanmaktadır (74, 233, 236).

2.4.5. Estetik özellikler

Metal alaşımlardan hazırlanmış olan mil sistemleri yıllarca yaygın bir şekilde kullanılmıştır, bunun en önemli etkeni ise yüksek sertlik değerleri olmuştur. Yapılan metal mil-çekirdek sistemlerinin üstüne gelecek olan metal alt yapıya sahip olmayan sabit protezler yapıldığında metalin yansıması sonucu estetik sorunlar yaşanmaktadır. Soy olmayan metal alaşımlardan yapılan mil-çekirdek sistemlerinde korozyonlar yaşanmaktadır. Bu korozyonlara bağlı olarak diş eti bölgelerinde kökten yansıyan renklemeler ortaya çıkmaktadır. Metalin bu tür olumsuzluklarından dolayı estetik mil sistemleri sunulmuştur (43, 74, 134).

2.4.6. Sökülebilirlik

Mil-çekirdek sistemlerinin kanal tedavisine uygulandıktan sonra yaşanabilecek olumsuz durumlara karşı, kök dokusunda hasar oluşturmadan kolay bir şekilde sökülebilmelidir. Metal alaşımlı mil-çekirdek sistemleri ile zirkonyum esaslı mil sistemlerinin sökülebilmesi için çevredeki diş dokusunun uzaklaştırılması gerekir. Bu işlem akabinde madde kaybına bağlı diş yapısında zayıflama yaşanmaktadır (82, 146, 154).

Titanyum esaslı mil sistemleri düşük kırılma direncine sahip olduklarından ultrasonik uçlardan faydalanarak daha kolay çıkarılabilmelidir (216).

Fiber esaslı mil sistemlerinin kanaldan uzaklaştırılması diğer sistemlere göre daha kolay olmaktadır. Bu işlemler için tasarlanmış frezler ve solüsyonlardan faydalanılmaktadır (63, 82). Yapılan çalışmalarda fiber esaslı mil sistemlerinin daha kolay sökülebile özelliğine sahip oldukları bildirilmektedir (6, 51, 183).

2.5. Hazırlama yöntemlerine göre mil-çekirdek sistemleri

Hazırlama yöntemlerine göre mil-çekirdek sistemleri iki ana katagoride değerlendirilmektedir. Tek parça halinde olan mil çekirdek sistemleri kişiye özel olarak hazırlanmaktadır. Mil sistemi ayrı olup çekirdek sistemi mil üzerine hazırlanan prefabrik sistemi bulunmaktadır. Her olgu ayrı bir şekilde değerlendirilip duruma göre iki sistemden birini tercih etmek gerekmektedir.

2.5.1. Kişiyeye özel hazırlanan mil-çekirdek sistemleri

Olguya özel hazırlanan mil-çekirdek sistemleri, mil sistemi uygulanacak olan diş fazla aşındırmalar yapılmadan kanalın şekline uygun olarak hazırlanan mil sistemleridir.

Endikasyonları;

- Oval kesitlere sahip kanallarda (62, 256)
- Yetersiz kuron diş dokusu olan durumlarda (74, 77)
- Dar kök kanalına sahip olan dişlerde (85)
- Düzensiz kanal şekline sahip olan dişlerde (94, 183)
- Mil ile çekirdek arasında açıldırmaq gerektiği durumlarda(174)

Olguya özel hazırlanan mil-çekirdek sistemlerinde mil kanal boşluğunda aşırı madde kaybına uğratmadan hazırlanır aynı zamanda mil ile çekirdek sisteminin aynı materyalden tek parça halinde hazırlandığından mil ile çekirdek sistemi arasında yaşanan bağlantı sorunlarının önüne geçilmiştir(89). Millerin kanal içinde dönmesinin önüne geçmek için tutuculuğu destekleyen oluklardan faydalanmaktadır (43, 104, 261).

Kanalın şekli ve kesiti prefabrik ve olguya özel mil-çekirdek sistemleri arasında tercih yapılırken önemli bir etkidir. Geniş ve düzenli olmayan kanallar hazırlanırken prefabrik mil sistemi seçilirse yuva hazırlama sırasında az genişletme yapılırsa siman kalınlığı artacaktır, fazla hazırlık işlemleri yapılırsa o durumda kök yapısında zayıflama yaşanmaktadır buda kök kırıklarında kırılma riskinin artması demektir (74, 92).

Alt kesici dişlerin kanalları dar olduğunda kişiyeye özel mil sistemlerin hazırlaması daha uygundur (85).

Aşırı eğimli olan dişlerde açıldırmaq gerektiği durumlarda yine kişiyeye özel mil çekirdek sistemlerinin bükülme dirençlerinin prefabrik mil-çekirdek sistemlerine göre daha yüksek olduğundan bu duruma olanak sağlamaktadır (174, 179).

Kişiyeye özel mil-çekirdek sistemleri iki şekilde hazırlanmaktadır ya döküm yöntemiyle yada kopya yöntemiyle bilgisayar ve kopyalama cihazlarından faydalanarak bloklardan hazırlanmaktadır.

2.5.1.1. Döküm ile hazırlanan mil-çekirdek sistemleri

Döküm ile hazırlanacak olan mil-çekirdekler metal alaşımlardan veya dökülebilen seramikten direk veya indirek yöntemle hazırlanırlar.

Direk yöntemde hazırlanan mil-çekirdek sistemleri modelaj reçine akriliğiyle hazırlanan maketlerden döküm sistemine alınır, indirek hazırlama yönteminde kanal tedavili dişin kanal, diş ve komşu dişlerin ölçüsü

alınır modelaj ile laboratuvarında maket hazırlanıp döküme alınmaktadır(115, 132, 134).

Döküm mil-çekirdek sistemlerinde isteğe bağlı olarak soy veya soy olmayan alaşımlar kullanılabilir (10,174). Soy olan alaşımların ısıl genleşme katsayılarının mineye yakın olduğundan oklüzal kuvvetlere karşı uygun kırılma direnci göstermektedir (42).

Soy olmayan alaşımlardan hazırlanan mil-çekirdek sistemlerinin kırılma direnci olduğundan gelen oklüzal kuvvetleri dentine aktararak kökte kırılmalara neden olmaktadır (69,156,192). Metallerde yaşanan renklenme sorunlarına karşı seramik sistemleri geliştirilmiştir (51, 261).

2.5.1.2. Kopya yöntemi ile hazırlanan mil-çekirdek sistemleri

Olguya özel hazırlanan tek parça mil-çekirdek sistemlerinin üretimi kopya- aşındırma yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmektedir(102,240,263). Kopya-aşındırma tekniğinde kullanılan sistem basit bir kopya cihazıdır. İki bölümden oluşan cihazın bir tarafında kopyalama bölmesi, diğer tarafında ise aşındırma bölmesi bulunur. Kopyalama bölümünde aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar reçine esaslı malzemeden hazırlanmış mil-çekirdek maketinin yüzeyinde dolaştırıldığında, freze bölümündeki özel aşındırma frezleri sisteme ait hazır bloklardan aşındırma işlemini gerçekleştirir (218).

2.5.1.3. Bilgisayar destekli üretim ile elde edilen mil-çekirdek sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design) ve üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), gibi teknolojiler son yıllarda gelişmektedir.

Bilgisayar yardımı ile üretimin kontrolü üzerine elde edilen başarılı sonuçlar, diş hekimliği alanındaki restorasyonların da bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikrinin ortaya atılmasına neden olmuştur ve bilgisayar destekli dental tasarım geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi özelliklere sahip materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur (162).

CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım); bilgisayar sistemlerini kullanarak tasarım yapılması anlamına gelmektedir. Bu şekilde üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (117).

CAM (Computer Aided Manufacturing -Bilgisayar Destekli Üretim); veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılması anlamına gelmektedir (117).

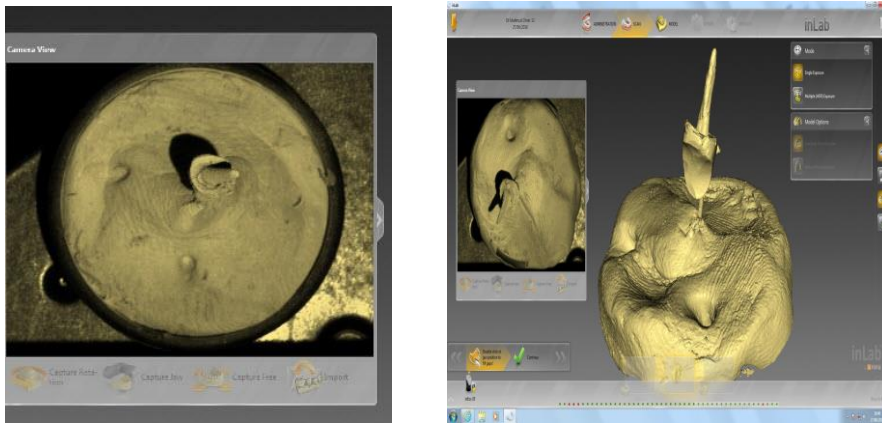
Günümüzde kullanılan birçok sistemde genellikle su soğutması altında, zirkonyum, seramik, nanoseramik, kompozit ve metal blokların, çeşitli boy ve şekillerdeki özel frezler ile aşındırılması sonucunda restorasyonlar elde edilir. Sisteme ait bilgisayar yazılım programı, restorasyonun üretilmesi için, sanal modelin, mum yada reçine maketin bloktan üretimine uygun hareket yolları belirler, frezler bilgisayar yazılımından gelen

komuta uygun olarak hareket eder ve mevcut bloklardan istenilen restorasyon oluşturulur (30).

Bilinen CAD/CAM yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda, hızlı prototip üretim teknikleri protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur (Williams & Bibb, 2006). Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) veya Seçici Lazer Eritme (SLM) yöntemleri olarak alt dallara ayrılan bu teknoloji kısaca lazer sinterleme olarak adlandırılmaktadır. Lazer ışınından doğan ısı sonucu birbirine bağlanarak ortaya çıkmaktadır. Hızlı prototip üretim teknikleri bloktan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD/CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır (137).

Olguya özel olarak hazırlanan mil-çekirdek sistemi uygulamalarında, direk ya da indirek yöntemler kullanılarak bilgisayar destekli üretim tekniği ile farklı materyallerden tek parça mil-çekirdek restorasyonları elde edilebilmektedir. Mil-çekirdek sisteminin indirek teknikle üretilmesinde ki aşamalar; mil boşluğunun hazırlanması, bireysel mil-çekirdek maketin taranmasından sonra hazır bloklardan taranarak aşındırma yapılarak üretildiği gibi yeni geliştirilen ağız içi tarama cihazları sayesinde direk olarak mil boşluğunun ölçüsü dijital ortamda alınabilmektedir.

Kişiyeye özel mil-çekirdek sistemlerinin tasarımını yapan bir kaç firmanın yazılımları bulunmaktadır bunlardan, 3 Shape firmasının direk mil-çekirdek dizaynı yapabilen bir sistemdir. Direkt olarak bu sistemde kök kanalı içine milin yerleştirilme derinliğini ve yerleştirme açısını belirleyen iki farklı çapta özel olarak üretilmiş Scan Posts™ adı verilen parçalar vardır. Bu parçalar kök kanalına yerleştirilerek sistemin ağız içi tarayıcısı ile dijital ölçü alınır. Bu aşamadan sonra, öncelikle final restorasyonun dizaynı yapılır. Son olarak çekirdek yapının dizaynı yapılır ve mil-çekirdek -kuron restorasyonları arasındaki siman tabakası kalınlık değerleri belirlenir. Tarama ünitesinden alınan veriler ile hazır bloklardan aşındırma işlemi ya da selektif lazer sinterleme yöntemi ile restorasyonun üretimi y (78).



Şekil 2-1: Dijital olarak mil-çekirdek dizaynı yapan sistem (inlab,germany).

2.5.2. Prefabrik mil sistemleri

Bu sistemde mil sistemlerine uygun hazırlama frezleri bulunmaktadır. Uygulanacak olan mil sisteminin boyu ve çapına uygun rehber hazırlama frezler ile kanal boşluğu şekillendirilip mil sistemleri uygulanmaktadır. Materyale göre metal, fiber, seramik ve bir çok farklı materyaller bulunmaktadır. Kullanım kolaylığı açısından hekimler tarafından tercih edilmektedir (43, 134).

Hazırlama frezler mil boyu ve çaplarına uygun olduğu için siman aralığı minimum seviyede tutulmaktadır bu da tutuculuğu olumlu yönde etkilemektedir.

Öte yandan kök kanal boy ve çapı prefabrik mil sistemlerin boy ve çapına uygun olmadığı durumlarda kök ya aşırı madde kaybına uğrar bu da perforasyon olasılığını artırmaktadır ya da çok az madde kaldırarak daha kalın siman tabakası bırakılmaktadır bu da yapılacak olan mil-çekirdek sistemini olumsuz etkilemektedir(42, 231, 233). Kök kanalına uyumlu olmayan mil sistemleri kök boyunca eşit olmayan stres dağılımına neden olmaktadır (174, 179).

2.6. Yapıldıkları materyale göre mil sistemleri

Diş hekimliğinde olduğu gibi biyolojik, mekanik ve estetik gereksinimleri karşılayacak materyal seçimi mil-çekirdek sistemlerinin materyalleri için gereklidir. Farklı materyaller farklı özelliklere sahip bir çok mil çekirdek sistemleri bulunmaktadır.

Mil-çekirdek sistemleri materyale göre 4 kategoride değerlendirilmektedir:

1. Metal esaslı mil sistemleri
2. Fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri
3. Zirkonyum esaslı mil sistemleri
4. Seramik mil sistemleri

2.6.1. Metal esaslı mil sistemleri

Altın kaplı veya alaşımları, saf titanyum ve titanyum alaşımları, krom kobalt, nikel krom alaşımları, paslanmaz çelik ve soy ve soy olmayan alaşımlardan hazırlanan mil sistemleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (42, 43, 216).

Metal mil-çekirdek sistemlerinin fiziksel özellikleri daha iyi olmasına rağmen, dentinin elastiklik modülü ile metal mil sistemlerinin elastiklik modülü arasındaki farklılık, kök boyunca eşit olmayan kuvvet dağılımına neden olarak stres birikimine neden olduğu bildirilmiştir (6, 105, 210).

Kıymetsiz metal alaşımlarından elde edilen mil sistemlerinde meydana gelen

korozyon sonucu, mil yapısının zayıfladığı, tutuculuk kaybı, veya korozyon ürünlerinin birikimine bağlı olarak kökte kırılmalar görülmektedir. Ayrıca korozyon artıklarının yumuşak ve sert dokularda birikmesi sonucu mavi-gri renklerin oluşmasına neden olmaktadır özellikle yüksek gülme hattına sahip olan bireylerde bu durum sorun oluşturmaktadır (216).

Soy olmayan alaşımlardan hazırlanan mil sisteminin de nikel karşı oluşabilecek alerjik durumlarda soy metal alaşımları kullanılması tavsiye edilir (42, 43,63).

2.6.2. Fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri

Fiber ile güçlendirilmiş polimer materyalleri, güncel meteryaller arasında yer almaktadır (26, 27, 200). Polimer matrikse fiber ilave edilerek, sertlik, dayanıklılık, yorulma direnci ve kırılma direnci gibi mekanik özelliklerde artış meydana gelmiştir(154). Fiber miller stresin daha geniş bir alana yayılmasını sağlamaktadır (26, 195).

Fiberi polimerin içine ilave edilmesi, polimer materyallerin fiziksel özelliklerini olumlu yönde etkilemiştir. Reçinenin fibere ilavesinin faydası ise polimer ve matriks arasındaki boşluğun bağ ile doldurması için yapılmıştır (26).

Fiberin matriks içindeki oryantasyonu kullanım alanlarını yaygınlaştırmaktadır. Paralel fiberler, örgü tipi fiberler ve dokuma fiberler olmak üzere 3 ana kategoride değerlendirilmektedir (31,120).

Tek yönlü fiberler, paralel gelen kuvvetlere karşı koyarken dik bir şekilde gelen yüklere karşı yetersiz direnç göstermektedirler. Örgü yada dokuma şeklindeki fiberler, tek yönlü fiberlere göre daha fazla esneme özelliğine sahiptirler (38).

Fiber ile güçlendirilmiş mil-çekirdek sistemleri 4 grupta incelenmektedir:

- 1- Karbon ile güçlendirilmiş fiber mil sistemi
- 2- Cam ile güçlendirilmiş fiber mil sistemi
- 3- Kuartz ile güçlendirilmiş fiber mil sistemi
- 4- Polietilen ile güçlendirilmiş fiber mil sistemi

2.6.2.1. Karbon fiber ile güçlendirilmiş mil sistemi

İlk olarak 1990 yılların başında Duret ve arkadaşları tarafından değerlendirilen bu sistem dentine yakın olan fiziksel özelliklerinden dolayı kullanılması tavsiye edilmiştir (26,127, 142, 156).

Karbon fiberlerin baskı dayanımı 440 MPa, makaslama dayanımı 170MPa, elastiklik modülü ise ortalama 17 GPa'dır. Bu değerler doğrultusunda dişte daha az stres birikimine neden olmaktadır(121). Metal sistemlere göre daha az kök kırıkları görülmektedir(138, 193). Gelen kuvvetlere karşı karbon fiber mil sistemleri

bir tampon görevi göreyerek dış gelen stres miktarını azaltmaktadır (77, 193, 198).

Renkleri siyah olduğundan hem dişeti bölgesinde hem de 2 mm lik kalınlıktan daha az olan tam seramik restorasyonların altında kullanılması estetik sorunlara neden olmaktadır (26,86, 199).

2.6.2.2. Cam fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri

Reçine matriks içine gömülen cam fiberlerden oluşurlar. Cam fiberin yapısında % 55 SiO₂, % 22 CaO, % 15 Al₂O₃, % 6 B₂O₃ ve az oranda metal oksitler bulunur. Elastiklik modülü 68-73 GPa'dır (86, 251).

Dentine yakın bükülme dirençleri bulunmaktadır buda stresin daha geniş alana yayılmasına olanak sağlamaktadır, reçine esaslı simanlara güçlü bir şekilde bağlanırlar (75). Beyaz, translusent veya opak olmak üzere 3 ayrı renk seçenekleri bulunmaktadır. Tam seramik sistemlerin kullanılmaları uygundur (14, 26, 246).

2.6.2.3. Kuartz fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri

Silikanın kristalize formu olan kuartz, düşük termal genişleme kat sayısına sahip aktif olmayan materyaldir (142). Kuartz fiber mil sistemleri, epoksi matriks içerisine gömülü olan kuartz fiber liflerinden oluşurlar. Mikro gözenek yüzey özelliğine sahiptirler. Birim alanına düşen fiber liflerin sayısının fazla olmasına bağlı, cam fiber millere göre daha yüksek çekme direnci, zirkonyuma göre daha yüksek kırılma direnci göstermektedir (26,193). Diğer fiberler gibi dentine yakın elastiklik modülüne sahip olduğundan gelen yüklerin restorasyonun ara yüzünde stres birikmesine neden olmadan eşit bir şekilde dağılmasını sağlamaktadır (135).

Kuartz fiber mil sistemlerinde çekme direnci, bükülme kuvveti, yüzey özellikleri, ışık geçirgenliği ve radyoopak özellikleri açısından diğer fiber sistemlere göre daha üstündürler. Kanalından uzaklaştırmak gerektiği durumlarda işleme uygun frezler bulunmaktadır(7, 21,135). Reçine simanlara daha iyi tutunurlar aynı zamanda ışık geçirgenlik özelliklerine sahiptirler (3, 135).

2.6.2.4. Polietilen fiber ile güçlendirilmiş mil sistemleri

Polietilen fiberler, etilenin polimeridirler dayanıklılık açısından üstün ,estetik ve biyolojik olarak uyumlu olduğundan çok yaygın bir kullanım alanına sahiptirler, yüksek ısıya maruz kaldıklarında yapısal olarak bozulmalar yaşandığından ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılması tavsiye edilmez. Aynı zamanda hidrofobik olması nedeniyle yetersiz ıslanabilirlik özelliğine sahip başka materyaller ile olumsuz bir şekilde bağlanmaktadır.(181).

Mil-çekirdek sistemleri, periodontal splintleme işleminde, adeziv köprü protezlerinin yapımında, overdenture protezlerin güçlendirilmesinde ve kırılan protezlerin tamiri gibi alanlarda kullanılmaktadırlar (183).

Örgü şerit şeklindeki olan bu materyal, ısı ile polimerize olmayan kompozit reçine ile birlikte

kullanılmaktadır (206). Endodontik fulvar yardımıyla apekse doğru sıkıştırılır. Yeterli seviyede uyum sağlandıktan sonra, kavite giriş bölgesinde yaklaşık 4 mm'lik örgü şerit taşması bırakılır. Taşan kısımlar reçine esaslı çekirdek restorasyonlar kullanılarak çekirdek oluşturulur. Polietilen fiberleri, yumuşak kıvamı sayesinde kök kanalı ve giriş kavitesinde adapte edilirken, sağlam diş yapısından fazla madde kaldırılması gerekmemektedir. Andırkat alanlarına bağlandığı için polimerize olduktan sonra daha tutucu olduğu ve rotasyon yapmadığı bildirilmiştir (79). Nem ile temas eden polietilen fiberlerin yapısında bozulma görülmektedir (143).

2.6.3. Seramik mil çekirdek sistemleri

Estetik beklentileri karşıladığı için seramik mil sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmıştır.

Seramik mil-çekirdek sistemleri üstün fiziksel özellikleri ve estetik özelliklerinden dolayı kullanımı yaygınlaşmıştır(134). Seramik materyalinin bükülme direnci ve kırılma dayanımları yüksektir. Biyolojik olarak uyumlu ve korozyona neden olmazlar (42, 200).

Estetik özelliklerinin gelişmiş olmasına karşın, elastiklik modülü dentinden daha yüksektir. Bu durumda gelen kuvvetlerin diş dokusuna iletilip kök kırıklarına neden olmaktadır. Seramik sistemlerinin, stresleri diş dokusuna ilettiğinden, doku kaybı olduğu durumlarda kullanımları tavsiye edilmez(200).

Rosentritt ve ark., yaptıkları çalışmada, seramik mil sistemlerinde mil kırıklarının sıkça meydana geldiğini bildirmişlerdir. Kırık oluşumu başarısızlık olarak görülse de, diş dokusunda meydana gelebilecek bir kırık yerine, kırığın mil bölümünde meydana gelmesi avantaj olarak değerlendirmişlerdir (207).

Seramik mil-çekirdek sistemleri prefabrik mil sistemleri kullanıldığı gibi, dökülebilir ve aşındırılabilir seramik bloklar kullanılarak da olguya özel mil-çekirdek restorasyonları üretilebilmektedir (122,134, 192).

2.6.3.1. Cam seramik mil-çekirdek sistemleri

1989 yılında Kwiatkowski ve Geller cam seramikleri mil olarak ilk kez klinik de uygulamışlardır. Kanal ölçüsü alınarak elde edilen model üzerinde laboratuvarında indirek olarak dökülebilir cam seramikten hazırlanır. Kırılma direnci düşük olduğundan mil-çekirdek materyali olarak kullanımları yaygın değildir(132). Kopya yöntemi ve bilgisayar destekli üretim sistemleriyle olguya özel cam seramik mil-çekirdek sistemlerinin hazırlanması mümkündür (118, 218).

2.6.3.2. Alüminyum oksit esaslı seramik mil-çekirdek sistemleri

1991'de Kern ve Knode tarafından cam infiltre edilmiş Al_2O_3 seramikten yapılan mil-çekirdek sistemi geliştirilmiştir (134, 200). Alüminyum oksitli mil-çekirdek sistemleri yüksek dayanım ve bükülme direncinin yüksek olmasından dolayı kullanımı tavsiye edilmektedir. Olguya özel olarak hazırlanan kopya aşındırma ve bilgisayar destekli üretim sistemlerde alüminyum oksit bloklarından hazırlanmaktadır.

2.6.4. Zirkonyum dioksit esaslı mil-çekirdek sistemleri

Christel ve arkadaşları tarafından 1980'lerin sonlarında zirkonyum oksit esaslı mil sistemleri geliştirilmiştir(31). 1994 yılında Kouyatas ve Kern, 1995 yılında Sandhaus ve Pasche, prefabrik zirkonyum oksit esaslı seramiklerin prefabrik mil yapımında kullanmışlardır(211). 1997'de Ivoclar firması (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), zirkonyum oksit miller üzerine direkt olarak ısıyla preslenen bir seramik çekirdek materyalini (IPS Empress Cosmo Ingot, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirmiş (134), 1998'de lösit ile güçlendirilmiş zirkonyum oksit mil-çekirdek sistemlerini geliştirmiştir (200) (Şekil2-2).



Şekil 2-2: Cosmopost (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemine ait örnek mi seti ve preslenebilir seramik ingotlar (görsel interetten alınmıştır.)

Biyolojik olarak uyumlu olması ve tam seramik sistemlerle kullanıldığında estetik uyum sağlamaktadır(31, 134). Soy olmayan metal alaşımlarda görülen korozyonu tam seramik sistemlerde görülmemektedir (261).

Zirkonyum esaslı seramik mil sistemleri titanyum ve altın alaşımlardan hazırlanan mil-çekirdek sistemlerine yakın kırılma direncine sahiptirler. Zirkonyum esaslı seramik mil sistemlerinin elastiklik modülü 200 GPa'dır. Bu nedenle mil sistemine gelen kuvvetler direk köke iletmektedir. Zirkonyum esaslı mil-çekirdek sistemleri ile restore edilen dişlerde oluşan kırıklar restore edilmeyecek türdendir (6).

Zirkonyum esaslı seramik prefabrik mil sistemleri reçine esaslı siman ve kompozit çekirdek materyalleri ile kullanılmaktadır. Ancak kompozit ve zirkonyum arasında kimyasal bağlantının yeterli derecede sağlanamaması ve sadece makro düzeyde tutuculuk sağlanabilmesi zirkonyum esaslı mil sistemleri için farklı kimyasal yapıda çekirdek materyali üretilmesine neden olmuştur(234). Prefabrik zirkonyum seramik mil

sistemlerinde, %3 mol Y_2O_3 ile stabilize edilen %97 mol tetragonal zirkonyum polikristallerinden (ZrO_2 -TZP) oluşmaktadır. Bu sistem içindeki çekirdek materyali ise % 15 oranında ZrO_2 içermektedir (39, 124, 192).

Zirkonyum mil sistemleri kompozit çekirdek ile birlikte kullanıldıklarında kompozit çekirdekte stres birikimine neden olurlar, çekirdek yapının büyük olması tavsiye edilmez.

In vitro çalışmalarda, zirkonyum esaslı mil-çekirdek sistemlerinin reçine siman ile bağlantısının yorgunluk kuvvetleri altında yeterli olmadığı ve ani stresler karşı koyamayacakları bildirilmiştir(63, 104). Alüminyum oksit partiküllerinin mil yüzeylerine kumlama yöntemi ile uygulanarak mikrotutucu alanlarının artması ve mil ile reçine siman arasındaki bağlanma kabiliyetini artırdığı bildirilmiştir (152, 254).

2.7. Mil-çekirdek sisteminin simantasyonu

Mil –çekirdek sistemlerinde kullanılan siman materyali, mil-çekirdeğin tutuculuğu, stabilitesi ve dengeli stres dağılımı açısından sistemin başarısını etkileyen önemli bir faktördür(87). Mil-çekirdek sistemlerinin bağlanabilme kapasitesinde milin üretildiği materyalde önemli bir etkidir(72,75,239). Döküm ve prefabrik metal miller geleneksel yöntemlerle simante edilmektedir. Metal alaşımlı miller cam iyonomer, çinko fosfat ve çinko polikarboksilat simanları ile simante edilmektedir (213).

Estetik gereksinimlerin artması ve adezyon teknolojisinde yaşanan gelişmeler sonucu reçine esaslı simanların kullanımı yaygınlaşmıştır. Reçine esaslı simanların dentine yakın biyomekanik özellikleri sahip ve diş dokusu ile bağlantı kurması özelliklerinden dolayı diş ile birlikte monoblok halinde bir kompleks oluşturmasından dolayı tercih edilmektedir(37,89, 183, 244). Yapılan çalışmalarda, kompleksteki bileşenlerin birbirine yakın fiziksel özellikler ve birbirlerine bağlanma özelliği sergilemesine bağlı bu tür simanların mil ile birlikte kökü güçlendirip desteklediğini belirtmişlerdir (42, 195).

Mil-çekirdek uygulamalarında başarılı olma kriterlerin bir tanesi ise kullanılan simanın stres iletme özelliğine sahip olmasıdır. Bağlantı kuvvetinin mil çekirdek,diş dokusu ve reçine siman arasında en az 20 MPa civarında olması bağlantıyı olumlu yönde etkilemektedir (74,77,186). Reçine simanın plastik deformasyon kabiliyeti, mikrosızıntı ve su emilim kabiliyeti de önem arz etmektedir (89, 152, 175). Kök dentinine bağlanmasının başarılı olabilmesi aynı zamanda mikrosızıntıların azaltılabilmesi için, reçine simanların kullanılırken kanal dolgusu ve pat artıklarının dentinden uzaklaştırılmasına dikkat edilmesi gerekir (42).

Fiber ile güçlendirilmiş, zirkonyum ve seramik mil-çekirdek sistemlerinin tutuculuk değerleri çalışmalarda incelenmiştir.

Yapılan çalışmalarda, zirkonyum esaslı mil sistemlerinde mikrotutuculuk bağlantı oluşturmaya karşın bu tür mil sistemlerinde adeziv simanın eşit bir şekilde dağılmadığı gösterilmiştir(122,154). Simante edilen millerin tutuculuk kaybının nedenleri tespit edilerek, mil ile reçine simanın bağlantıyı artırmaya yönelik çalışmalar yapılmıştır(124). Mil-çekirdek sistemlerine uygulanan yüzey işlemleri sayesinde bağlantı değerleri

araştırılmıştır.

Mil-çekirdek sistemlerine uygulanan yüzey işlemleri üç ayrı şekilde gerçekleşmektedir:

- 1) Mekaniksel işlemler : Alüminyum oksit, asit, frez uygulaması, lazer uygulaması ve plazma sprey uygulamaları ile pürüzlendirme sağlanmaktadır (59, 123).
- 2) Kimyasal işlemler: Primer ve silan ajanı ile yapılmaktadır (242).
- 3) Hem mekanik hem kimyasal uygulamalar : Cojet ve Rocatec uygulamaları; kumlama ve silan ile bağlanan bir materyal ile pürüzlendirme uygulamasıdır (123, 124).

Zirkonyum dioksit esaslı mil sistemlerinde tutuculuğu artırmak için Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılmaktadır bu da reçine siman ile zirkonyumu dioksit esaslı miller arasında bağlantının güçlendirdiğini çalışmalarca bildirilmiştir (210).

Hidroflorik asit dağlamalarında silika içeriği olmayan alüminyum ve zirkonyum esaslı seramikler ile reçine simanlar arasında oluşabilecek bağlantıyı güçlendirmede önemli bir yöntem olmadığı bildirilmiştir(124). Fiber miller üzerinde yapılan asit dağlama uygulamaları üzerinde yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Asit dağlamalarının cam esaslı fiber millerin yüzey işlemleri üzerinde olumlu etki olduğu, karbon ve kuartz fiber mil ile reçine siman bağlanmasında hidroflorik asitin etkisiz olduğu çalışmalarca bildirilmiştir (171, 173, 187, 209).

Dış hekimliğinde kullanılan silan ajanlar, kimyasal ve fiziksel birleştirici özelliğine sahip olması nedeniyle kompozit ile metal,seramik ve kompozit arasındaki bağlantı oluşturmada önemli bir etkidir. Ancak silika ile kaplama yöntemiyle beraber kullanılması önerilmektedir. Silan ajanları, porselen ile fiber millerin ıslanabilirlik özelliğini artırarak düşük viskozitedeki kompozit reçinelerin akışkanlıklarını da arttırmalar (33, 210).

Tribokimyasal silika kaplama işlemi zirkonyum simantasyonu öncesi yüzeye uygulanacak tutuculuğu artırmaya yönelik bir metottur. Bu yöntemde mekanik işlem uygulanarak kimyasal bağlanma sağlanmaktadır. Silik içeren alüminyum oksit kum tanalere yüzeye uygulanır ve silika zirkonyumun içine gömülerek silan bağlayıcı ajanlar için uygun bir zemin oluşturur.(12). Silika ile kaplama gerek klinik ortamında gerekse laboratuvar ortamında hazırlanmaktadır.(33, 57).

Reçine esaslı adeziv materyallerin kimyasal polimerize, ışıkla polimerize ve çift polimerize olan türleri bulunmaktadır. Mil-çekirdek sistemlerinde kanal içindeki olan bölümlerin simantasyonunda, derin bölgelerde ışıkla polimerizasyonun yetersiz olması nedeniyle çift polimerize olan reçine simanların kullanımı önerilmektedir (22).

Mil-çekirdek sistemlerin yapıştırılmasında kullanılacak olan simanın kalınlığı bir çok çalışmada araştırılmıştır. Araştırmacılar bu siman tabakasının kalınlığı mümkün olduğu kadar az olabileceğini bildirmişlerdir, siman tabakasının kalın olması mil tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir(48,93). Yapılan bir çalışmada 0,1-0,3 mm siman kalınlığında tutuculuk değerleri en yüksek olduğu bildirilmiştir. (54).

Simanın kanala uygulama şekli, sistemin başarısını etkilemektedir. Lentülo yardımıyla kanalın içine siman gönderilemesinin avantajları bulunmaktadır. En önemlisi siman hava kabarcığı bırakmadan kanalın içine dolmasıdır, öte yandan kanalın derin olan kısımlarında anaerobik ortamdan dolayı o bölgedeki polimerizasyonun daha erken olmasını sağlamaktadır bu durumdan ötürü bu tür çalışmalarda hızlı hareket etmek gerekmektedir. (4,54,203). Baz ve katalizörü otomatik karıştırma uçları yardımıyla siman karıştırılmaktadır. Bu tür uygulamalarda kök kanalı için özel tasarlanmış uçlar bulunmaktadır. Bu uçlar kanal içine yerleştirilip en alt seviyeden başlayarak yavaşça geriye çekilerek siman kanala gönderilir (72). Bu özel uçların kullanımı sonucu kanal içinde hava kabarcığı oluşmaz(255).

2.8. Mil-çekirdek sistemlerinde başarısızlıklar

Mil-çekirdek sistemlerinde görülen başarısızlıklar değerlendirilirken dış ve sisteme ait faktörler değerlendirilmelidir. Çeşitli invitro çalışmaların yanısıra invivo çalışmalar gerek prospektif gerekse retrospektif çalışmalar bulunmaktadır(72, 79, 216, 228).

Mil-çekirdek sistemlerinde görülen başarısızlıklar ise; mil-çekirdek sistemlerinde tutuculuk kaybı, kök kırıkları, mil sistemlerinde deformasyon, kırıklar ve estetik sorunlar olarak değerlendirilir. (51, 226).

2.8.1. Mil-çekirdek sistemlerinde tutuculuk kaybı

Mil-çekirdek sistemlerinde, simantasyon yapılırken milin tutuculuğu ve eşit bir şekilde stres dağıtım özelliklerine dikkat edilmelidir(81,183). Çalışmalarda simanın bağlanma özelliği, mil sisteminin materyali, milin yüzey yapısı ve oraya uygulanacak yüzey işlemlerinin tutuculuğu etkilediğini bildirilmiştir(9,100,124,152,153).

Klinik çalışmalarda ise simantasyon başarısızlığının en çok etkilendiği bölge ise mil ve siman arasındaki tutuculuk kaybı olduğu bildirilmiştir. (77, 54, 153, 170, 171).

Simanın mekaniksel dayanım özellikleri dışın kırılma direncini etkilemektedir, zayıf mekaniksel özelliklere sahip olan simanlarda mikro hareketlilik olduğundan bu durum simantasyonun başarısızlığına neden olmaktadır. (46, 235).

Mil-çekirdek sistemlerinin simantasyonunda reçine esaslı simanların kullanılması tedavinin başarısını artırmaktadır. Reçine esaslı simanlar gerek tutuculuğu gerekse mikro sızıntıyı azaltarak olumlu etkiler oluşturduğu bildirilmiştir(42,126, 185,203, 207, 216). Reçine siman kullanımı mil tasarımından daha önemli olduğunu aynı zamanda kısa milli sistemlerde tutuculuğu olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir(185, 186).

Mil-çekirdek sistemlerinde tutuculuğu etkileyen materyallerde önemli rol oynamaktadırlar. Fiber esaslı miller ve zirkonyum esaslı millerde yüzey işlemleri uygulanmaktadır (154, 261).

Çalışmalarda siman tabakasının kalınlığı mil sisteminin başarısını etkilemektedir. Yapılan bir çok

linik çalışmada siman tabaksının kalınlığı belli bir aralıktan sonra sistemin tutuculuk başarısını olumsuz yönde etkilemektedir(48, 77, 81). Literatürde mil sisteminin tutuculuğunu etkileyen siman aralığı ile ilgili farklı görüşler vardır (54, 93). D'arcangelo ve ark. yaptıkları bir çalışmada, simanın 0,3 mm den fazla bir kalınlığa sahip olduğu durumlarda fiber esaslı millerin tutuculuğunda azalmalar tespit etmişlerdir(54). Siman tabakası kalınlığının fazla olduğunda , simanın içinde hava kabarcığı ve boşluklar meydana gelme olasılığı artmaktadır. Simanın içinde koheziv başarısızlıklar saptanmıştır. İnce siman tabakalarında polimerizasyon büzülmesi daha da az olacaktır (93).

Simantasyon çok hassas bir işlem olup kanal içindeki tübüllerin oryantasyonunda kullanılan kanal materyaline kadar bağlanma hassasiyeti gösteren bir işlemdir (90, 138).

2.8.2. Kök kırıkları

Kırıkları etkileyen faktörler; mil çekirdek sisteminin elastiklik modülü, mil tasarımı, mil çapı, geriye kalan diş dokusu, kemik desteği ve tedavi işlemlerine bağlı oluşan olumsuzluklar(39, 51, 74). Çalışmalarda kök kırıklarının oranı % 3-10 arasında olduğu bildirilmiştir (46).

Yapılan çalışmalarda dentin ve mil-çekirdek materyallerinin arasında elastiklik modüllerinin farkının köke iletilen stresin miktarı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Sert olan mil sistemleri distorsiyona uğramadıklarından, lateral kuvvetler karşısında sertlik değerleri daha az olan dentine aktararak, kök kırığına neden olabilmektedir(27, 74, 134, 190, 197, 198). Kıymetsiz Metal prefabrik mil sistemlerinin sert yapıda olması, kıymetsiz metal alaşımlarından hazırlanan döküm mil-çekirdek sistemlerinde kök kırık risklerinin daha da artığı bildirilmektedir (46, 79, 103).

Sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmalarda, elastiklik modülü yüksek mil sistemlerinin kullanımı, kök kanalların duvarlarında stres birikimine bağlı elastiklik modülü aşıldığından kök kırıklarına neden olduğu bildirilmiştir(150, 183, 192, 245). Fiber millerin elastiklik modülleri 50 GPa civarında olmaktadır bu değer daha sert olan mil sistemlerine göre dentin değerlerine yakın olduğundan kök kırıklarına neden olmadığından kırık risklerini daha da azaltmaktadır(6, 16, 26).

Metal alaşımı millerin elastiklik modülü dentine göre 9 kat daha fazla seramik sistemlerinin elastiklik modülü 15 kat daha fazla olduklarından bu tür materyallerde stres birikimi daha fazla olup kök kırıklarına neden olmaktadır (142, 198, 237).

Elastiklik modülü diş dentinine yakın olduğunda daha eşit stres dağılımı oluşurken elastiklik modülü dentinden daha yüksek olan materyaller katastrofik kırıklara neden olmaktadır.(6, 31, 105).

Tasarım açısından da kırık olasılıkları değişkenlikler göstermektedir. Konik tip de olan mil sistemleri paralel millere göre daha fazla stres üretmektedirler, özellikle boyun bölgesinde kök kırığı oluşmasında mil sisteminin tasarımının da etkisi olduğunu gösteren

çeşitli çalışmalar mevcuttur. Konik tasarıma sahip mil sistemlerinde kök kırığına daha sık rastlandığı rapor

edilmiştir (55, 159).

Yiv tasarımına sahip olan millerde stres yivin bıçak kısmı ile dentin arasındaki bölgede birikmektedir. Bu da o bölgelerde kırılma risklerini arttırmaktadır(165, 237). Yiv sayısının artması stresi azaltmaktadır (61).

Uddanwadiker ve ark. yivli yüzeye sahip mil sistemlerinin stres birikimine neden olduğu ve kırılma direncinin azaldığını bildirmişlerdir (249).

Mil-çekirdek sistemleri için yapılan hazırlıklar sırasında kanal içinde minimum hazırlık yapılması tavsiye edilmektedir(183, 226, 231). Mil sistemlerindeki çapta artış olursa kök dentininde azalmalar oluşmaktadır(233). Mou ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada milin çapı kökün en dar bölgesinin çapına göre 1/4oranında olması gerektiğini bildirmişlerdir (177).

Mil uzunluğunu belirlemek için dikkat edilmesi gereken hususlar bulunmaktadır. Kuron-kök oran, kemik desteği ve simanda kullanılan yöntem mil boyu artıçça kanal boyunca daha eşit bir stres dağılımını sağlamaktadır(40). Reçine esaslı siman kullanımı ferrul hazırlığı kırılma üzerinde etkileri bulunmaktadır (116,185, 214).

Mil-çekirdek sistemleri yapılırken dikkat edilmesi gereken en önemli husus ise dişetin kuronalında kalan diş dokusunun miktarıdır. O bölgede oluşturulan ferrule yüksekliği de tedavinin başarısını etkilemektedir. Yapılan çalışmaların bir çoğunda 1,5-2 mm yüksekliğinde oluşturulan ferrule yüksekliği yapılacak olan mil-çekirdek sisteminin ve üstüne gelecek olan sabit protezin başarısını olumlu yönde etkilemektedir(148, 238). Bu değer altında kök kırık direncinde azalmalar görülmektedir (247).

Akkayan tarafından yapılan çalışmalarda, farklı ferrule yüksekliğinin (1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm) Etkileri araştırılmıştır, 2 mm yüksekliğinde ferrule oluşturulan örneklerde kırılma dirençlerinde kullanılan mil materyalinden bağımsız olarak tüm örneklerde belirgin düzeyde artmalar görülmüştür (7).

2.8.3. Mil-çekirdek sistemlerinde kırık veya deformasyon oluşması

Mil-çekirdek sistemlerinde oluşan deformasyon, materyalin fiziksel özelliklerinin yanısıra çapı ile alakalı olan bir durumdur. Miller deformasyona uğramasınlar diye diş dokusunu koruyacak kadar ince ve deformasyonu önleyecek kadar kalın olmalıdır (61).

Mekanik özellikleri zayıf olan mil sistemlerinin kırılma olasılıkları yüksektir. Titanyum millerin kırılma dirençleri düşük olduğundan dar çaplarda kırılma olasılıkları yüksektir (175). Fiber esaslı mil sistemlerde ise kırılma olasılığı daha düşüktür ve genellikle kuron seviyesinde görülmektedir (69).

Mil sistemlerine oluşan kırıklar kök kırıklarına nazaran daha çok tercih edilmektedir. Nedeni ise bu durumlarda fazla diş dokusu kaybolmadan geri dönüşümlü tedavi seçeneği olarak görülmektedir (146).

2.8.4. Estetiğe bağlı komplikasyonlar

Kıymetsiz metal alaşımlardan hazırlanan mil sistemleri estetik açıdan sorun oluşturmaktadır. Bunların başında tam seramik restorasyonların altında görülen koyu renkteki yansımalar, dişeti seviyesindeki bölgelerde gri veya koyu renklenmeler ve korozyon artıklarının birikmesi sonucu oluşan renklenmelerdir (43, 74,166). Karbon fiber sistemlerin siyah renk te olması yine estetik sorunlara neden olmaktadır. Bu durumda kompozit çekirdek altında yine yansımalara neden olmaktadır (175, 200).

2.9. Bilgisayar destekli üretim sistemlerinde kullanılan güncel materyaller

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim yapan sistemler için farklı firmalar tarafından geliştirilmiş blok materyaller bulunmaktadır. Bilgisayar destekli üretim sistemleri, diş hekimliğinde birçok materyallerin kullanımına olanak sağlamaktadır. Kullanılacak olan blok materyallerinin, üstün mekanik özellikler, düşük porözite ve azalmış artık stres özelliklerine sahip olmalıdır (49, 162).

2.9.1. Cam seramik bloklar

2.9.1.1. Bilgisayar Destekli Feldspatik seramik bloklar

İlk bilgisayar destekli seramik inley restorasyonları ince grenli feldspatik seramik kullanılarak 1985 yılında üretilmiştir. 1991 yılında mekanik özellikleri geliştirilmiş feldspatik seramik bloklar üretime sunulmuştur. Endüstriyel olarak üretilmesi ve vakum altında sinterlenmesi, laboratuvar ortamında sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlar. %60-64 oranında SiO₂ ve % 20-23 oranında Al₂O₃ içerir. Kırılma dayanımı glaze sonrası 160 MPa civarındadır. Elastiklik modülü ise 45-63 GPa'dır(49). Monokromatik özelliğe sahip olmasından translusent tabakalama sistemi ile hazırlanmış blokları bulunmaktadır. Bu da daha doğal renklere sahip olmasını sağlamaktadır (30).

2.9.1.2. Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar

1998 yılında ivoclar firması tarafından üretime sunulmuştur. Yapısal olarak ısı ile preslenebilir seramik EmpressTM Ivoclar-Vivadente benzerlik göstermektedir. Laboratuvar da hazırlanabilen lsit içeren seramik sistemleri bilgisayar destekli üretim ünitesinde kullanmak üzere olan bloklar halinde üretimleri yapılmıştır.Lösit yapısındaki cam tozları ısıl işleme tabi tutularak gren sınırlarında kristal odakları oluşturur. Yapı içerisinde % 40 oranında lsit kristali bulunmaktadır. Kırılma kuvveti 160 Mpa, Elastiklik modülü 62 GPa'dır. Lsitle güçlendirilmiş cam seramik blokların tercih edilmesinin nedeni ise ışık geirenliğ ve estetik özelliklerinin üstün olamasıdır (71) (şekil 2-3).



**Şekil 2-3: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok örnekleri
(görsel internetten alınmıştır.)**

2.9.1.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik bloklar

Cam matriks içinde gömülü %40 kısmen stabil olan lityum metasilikat kristalleri içermektedir. Kristalleşme öncesinde mavi renkte bulunurlar bu durumun adı mavi haldir. Bu halde kolay frezlenebilir durumdadır. Bu aşamada ağız içi kontrolleri yapılabilmektedir. Bu hal de kırılma dayanımı 150 MPa iken frezeleme sonrasında, fırında kristalleşme tamamlandıktan sonra dayanım 360 MPa kadar çıkabilmektedir. 840 °C' de vakumlu 20-25 dakika da yapılacak olan kristalleşme esnasında materyalde lityum disilikat kristalleri kontrollü bir şekilde büyümektedirler. Elastiklik modülü 95 GPa'dır (169). Seramik kristalleşme sonrasında, dış rengine yakın bir renk haline gelir. Ayrıca frezeleme işleminden önce % 0,2 boyutsal değişim hesaplamaları yapılması gerekmektedir (70).

Lityum disilikat esaslı seramiklerin %10 oranında zirkonyum ilavesi ile daha güçlü bloklar üretilmektedir. Lityum disilikat esaslı seramiklerin kristal büyüklüğü ortalama 1,5 µm civarındayken yeni güçlendirilmiş bloklarda 0,5 µm civarındadır. Bu vesile ile materyal daha homojen hale getirilir ve ışık geçirgenliği artırılmıştır (265).



Şekil 2-4: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik blok örnekleri (görsel internetten alınmıştır)

CAM SERAMİK BLOKLAR		
	Firma Bilgileri	
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar	- E.max CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Feldspatik seramik bloklar	- VITABLOCS Mark II - VITABLOCS Triluxe/ Forte - VITABLOCS Realife	Vita, Bad Sackingen, Almanya
	- Cerec Blocs - Cerec Blocs PC	Sirona, Bensheim, Almanya
Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat bloklar	- VITASuprinity	Vita, Bad Sackingen, Almanya
	- Celtra DUO	Dentsply Mailiefer, Ballaignes. İsviçre
	- Celtra CAD	Degudent, Hanau. Almanya
Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar	- IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
	-Paradigm C Blocks	3M Espe, Seefeld, Almanya

Tablo 2-1:Cam seramik bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların web sitesinden alınmıştır)

2.9.2. Zirkonyum dioksit esaslı bloklar

Zirkonyum dioksit esaslı bloklar, diş hekimliği alanında yüksek fiziksel özelliklere sahip olan en çok araştırmalara tabi tutulan materyaldir (58).

% 87-95 ZrO₂, % 4-6 Y₂O₃ ve başka oksitler içeren blok sistemidir. Kırılma direnci 1200 MPa kadar çıkan, elastiklik modülü ise 210 Gpa civarındadır. Bilgisayar destekli üretim sistemleri için uygun pek çok boyutlarda blok seçenekleri mevcuttur (49). 3 farklı grup şeklinde üretilmektedir:

Sinterlenmemiş (dry-pressed) zirkonyum dioksit blok sistemleri: Üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozu sinter işlemi uygulanmadan basınçsız preslenir. Oldukça yumuşak bir yapıya sahip oldukları için kolayca aşındırılabilirler. Frezlendikten sonra sinterlenirler (49,241).

Yarı sinterlenmiş (Non- HIP) zirkonyum dioksit blok sistemleri: Zirkonyum dioksit tozuna bağlayıcı ilave edilerek preslenir. Toz, ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550 °C ısıda ön sinter işlemi yapılır. Frezleme işlemi ham şeklinde yapılır . Sinterleme işleminde % 25 büzülme payı mevcuttur (97).

Tam sinterlenmiş (HIP) zirkonyum dioksit blok sistemleri: HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş blok sistemleri 1300 °C' de sinterlenir ve % 95 bir yoğunluk oranına sahip olur. yoğunluğunu arttırmak için 1400-1500 °C arasında argon gazı kullanılarak ısıtılır. Gri-siyah renk alan yapı oksitlenerek beyaz renge dönüşene kadar sinterlenir. İşlem bittiğinde bloklar % 99 yoğunluğa ulaşırlar. Sert olduğundan frezleme işlemi uzun sürmektedir (58).

Üretim şekli	Aşındırma sistemlerine ait firma bilgileri
<p align="center">Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar (Dry-pressed)</p>	<p>Cercon base, Cercon (DeguDent, Frankfurt, Almanya)</p> <p>Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)</p> <p>Hint-ELs Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)</p> <p>ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya)</p> <p>Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Grafelfingen, Almanya)</p>
<p align="center">Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar (non-HIP Bloklar)</p>	<p>In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya)</p> <p>ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya)</p> <p>Flint-ELs Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)</p> <p>DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre)</p> <p>LAVA All-Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Almanya)</p> <p>Cercon Smart Ceramics (DeguDent, Hanau, Almanya)</p> <p>Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)</p>
<p align="center">Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar (HIP Bloklar)</p>	<p>DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre)</p> <p>Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya)</p> <p>Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Kanada)</p> <p>Hint-ELs Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)</p> <p>HIP Zirkon. Etkon (Etkon, Grafelfingen, Almanya)</p>

Tablo 2-2: Zirkonyum dioksit blokların üretim şekillerine göre firma bilgileri (Tablo bilgileri firmaların web sitelerinden alınmıştır)

2.9.2.1. Monolitik zirkonyum bloklar

Hem şeffaf hem dayanıklı bir yapıya sahip olan zirkonyumlar olarak bilinmektedir, sinterlenmiş ve cam infiltrasyonu yapılmış olan blokların içinde bağlayıcılar bulunmamaktadır, bu bağlayıcıların bulunmaması sonucu optik özelliklerde artış görülmektedir. Poröziter bir yapıya sahip değildir alümina içeriği azaldığı için ışık geçirenliliği arttırılmıştır. Kırılma dayanımı 1500 MPa' ya kadar ulaşmaktadır (30).

	Firma bilgileri
Monolitik Zirkonyum Bloklar	- Bruxzir Solid Zirconia (Glidewell, California, Amerika)
	-Ceramill zolid (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	- inCoris TZ1 (Sirona, Bensheim, Almanya)
	- Lava Plus High Translucency Zirconia (3M Espe, Seefeld, Almanya)

Tablo 2-3: Monolitik zirkonya bloklara ait firma bilgileri

2.9.3. Cam infiltre oksit seramik blok sistemleri

Cam infiltre oksit seramik bloklar da aşındırma işlemi yapıldıktan sonra düşük vizkoziteli lantan oksit ile infiltrasyon işlemi yapılmaktadır. Al₂O₃ kristalleri arasında boşlukları doldurarak direnç yaklaşık 20 kat artmaktadır. Aşındırmadan sonra 1520 °C sıcaklık altında sinterlenme işlemi yapılır (30).



Şekil 2-5: Cam infiltre oksit seramik blok örnekleri (görsel internetten alınmıştır)

Cam infiltre oksit seramik bloklar	Firma bilgileri
	- In Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen. Almanya)
	- In-ceram Zirconia (Vita. Bad Sackingen, Almanya)
	- In Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen. Almanya)

Tablo 2-4: Cam infiltre oksit seramik bloklar firma web sitesinden alınmıştır

2.9.4. Alüminyum oksit esaslı bloklar

% 100 Al₂O₃ (alüminyum trioksit) kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Bükülme dayanımı ortalama 610 MPa'dır. Elastiklik modülü ise 380 GPa'dır. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez (30).

Alüminyum oksit esaslı bloklar	Firma bilgileri
	- inCoris AL (Sirona, Bensheim, Almanya)
	- Vita I in-ceram AL for inLab (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
	- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Tablo 2-5: Alüminyum oksit esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır)

2.9.5. Nanoseramik ve hibrit bloklar

Son yıllarda lamina veneer restorasyonları estetik açıdan tam diş restorasyonlarına alternatif olarak görülmüştür. Feldspatik ve yüksek dansiteli seramik, kompozit reçine esaslı materyaller kullanılmaktadır. Kompozit reçinenin üretimi seramik sistemlere göre bir alternatif olmuştur. Günümüzde nanoteknoloji olarak bilinen diş hekimliğinde yeni gelişmelere neden olmuştur. Nanoseramik blok olarak adlandırılan 3M Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) blok şekline üretilmeye başlanmıştır.

%80 polimer matriks içine gömülü 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri içerir. Nanoseramik materyalinin elastiklik modülü 10-20 GPa civarındadır, dentine yakın elastiklik değerleri, cam infiltre seramiklere göre stresi daha fazla tolere ettiği belirtilmiştir. Kırılma direnci 204 Mpa dır; (131).

Bir diğer blok ise Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) seramik ve polimerden oluşan hibrit bloktur. Ağırlığının % 86 hacminin özelliklerinin %75'i seramik yapı oluşturur. İkili hem seramik ve kompozit materyallerinin özelliklerini bir arada olmasından ortaya çıkmıştır. Polimer yapısı polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramikte görülen çatlak ilerlemesi sorunu polimer sayesinde minimuma indirilmiştir (63, 265).



Şekil 2-6: 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic blok örnekleri (görseller internetten alınmıştır.)

Kolay aşındırılır sinter işlemine gerek yoktur ve çok renk seçeneklerine sahiptirler. Karşıt dişlerde seramiklere nazaren daha az aşındırma yaparlar, yüksek kırılma direnci glaze işlemi gerektirmez kolay bir şekilde cila uygulanır (131, 167). Bu materyaller seramik olarak bilinsede reçine esaslı olduğun için maddeler bilgisi açısından kompozit reçine olarak sınıflandırılmaktadır.

2.9.6. Polimer esaslı bloklar

Bilgisayar destekli sistemlerde, geçici restorasyon veya sabit protezler yapımında kullanılan polimer içerikli blok sistemleri ve mum modelaj yerine de kullanılabilen polimer esaslı bloklar bulunmaktadır (30).

	Firma Bilgileri
Polimer esaslı bloklar	-Telio CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
	- ZENO PMMA (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya)
	- CAD- Temp (Vita , Bad Sackingen, Almanya)
	- ArtBlock Temp (Merz Dental, Lütjenburg, Almanya)

Tablo 2-6: Polimer esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır.)

2.9.7. Metal esaslı bloklar

Bilgisayar destekli sistemlerde, metal ve metal alaşımlarından elde edilen bloklar bulunmaktadır. Krom-kobalt, titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilen blokların kullanılması ile geleneksel yöntemlerle hazırlanan döküm alaşımlarda karşılaşılan sorunların önüne geçmek için bu tür bloklar üretilmektedir (163).

Sinterlenen metal bloklar % 63,3 kobalt, % 28,5 krom içermektedir, elastiklik modülü 165 GPa'dır. Yarı sinterlenmiş metal bloklarda, aşındırma işlemi yapıldıktan sonra tekrar sinterleme işlemi yapılmaktadır. İşlem sırasında metalde büzülme görülmektedir. Büzülme payını telafi etmek için aşındırma sırasında restorasyon %110 oranında hazırlanır. (265).

Metal esaslı bloklar	Firma bilgileri
Krom-kobalt esaslı bloklar	Procera Cobalt Chromium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	Ceramill NP M (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	Kera-Disc (Eisenbacher, Main, Almanya)
Titanyum esaslı bloklar	Procera Titanium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	Ceramill Ti (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	Ceramil Ti Alloy (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	KeraTi5-Disc (Eisenbacher, Main. Almanya)
Sinterlenen Metal bloklar	InCoris CC block (Sirona, Bensheim, Almanya)
	Ceramill Sintron (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	Crypton blank (Degudent, Frankfurt, Almanya)

Tablo 2-7: Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri (tablo bilgileri firmaların internet sitelerinden alınmıştır)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Çene Yüz Protezi Birim Kliniğinde yapılmıştır. Çalışmamızda ileri derecede kuron harabiyetine uğramış kanal tedavili dişlerin tek parça nikel-krom, uzun ve kısa sinter programlarıyla hazırlanan yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit ve monolitik zirkonyum olmak üzere üç farklı mil çekirdek sistemi ile hazırlanan mil çekirdek sistemlerinin kullanılmasının diş dokusunun korunmasındaki rolü araştırılmıştır.

3.1. Deney örneklerinin hazırlanması

3.1.1. Dişlerin hazırlanması

Çalışmamızda, çürük, kırık, dolgu gibi madde kaybı olmayan, kanal tedavisi görmemiş, periodontal veya ortodontik endikasyon nedeniyle İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çene Yüz Cerrahisi Ana Bilim Dalı kliniğinde hasta onamı alınarak çekilmiş 60 adet üst kanin dişi kullanıldı (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Seçilen örnek üst kanin dişin vestibül yüzeyden görüntüsü



Şekil 3-2: Seçilen örnek üst kanin dişin proksimal yüzeyden görüntüsü

3.1.2 Diş köklerinin ve kök kanallarının hazırlanması

Çalışma için tüberkül tepesinden kök apeksine kadar birbirine yakın boydaki deney dişleri seçildi. Dişlerin çapları mine- sement bölgesinde dijital kumpas ile ölçüldü. Seçilen dişlerin kök yüzeylerindeki doku artıkları ultrasonik diş yüzeyi. temizleme cihazıyla temizlendi. Örnekler % 0.9 serum fizyolojik içerisinde kapalı kaplarla saklandı.

Pulpa dokusu tirnerf (Anteos, VDW GmbH, München, Almanya) kullanılarak kök kanalından uzaklaştırıldı. Dişlerin çalışma uzunluğunun belirlenmesinde endodontik kanal ölçer (Mini Endo Bloc, Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanıldı. Kanal genişletme işlemi standart #45 no'lu kanal eğesi boyuna kadar genişletildi apikal foramenin 1mm kuralında çalışma boyu belirlendi. Kanallar %5,25'lik NaOCl solüsyonu ile şekillendirme yapıldı ve sonrasında serum fizyolojik ile yıkandı. Daha sonra hava sprey ve paper point (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)kullanılarak kurulama yapıldı.

3.1.3. Kök kanallarının doldurulması

Kanal dolum aşamasında reçine esaslı kanal patı (AH 26,Dentsply, DeTrey, Konstanz, Almanya) kullanıldı. ve #30 numaralı lentülo (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)kullanılarak kanal içine gönderildi. Çalışma boyundaki master kon (Gutta-Percha Points, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kanal patına sürülerek kanal içine yerleştirilip lateral kondensasyon uygulandı. Kavite girişinden taşan gutta lar ısıtılmış endodontik fulvar ile kesildi.

3.1.4. Mil yuvasının hazırlanması

Kanal dolumundan 7 gün sonra mil yuvasının hazırlanmasına başlandı. Hazırlanacak olan mil-çekirdek sistemlerinin kanal içindeki mil uzunluğunun 9 mm olacak şekilde sabit tutulmasına karar verildi. Bu amaçla kök kanal dolgusu, kanal dolgu patınının sertleşmesi için, endodontik fulvar, gates glidden frezleeri ve peeso reamer frezleri kullanılarak kanaldan uzaklaştırıldı.

Kök kanal dolgu materyalı kanaldan uzaklaştırıldı , kanallar sodyum hipoklorit ile yıkandı daha sonra serum fizyolojik ile tekrar yıkandı.

3.2. Deney gruplarının oluşturulması

60 adet üst kanin dişi, her biri 20 örnek içeren 3 ana gruba (G1, G2,G3 n=20) ayrıldı. Bu örnekler, 3 farklı materyalden üretilecek mil- çekirdek sistemlerinin uygulanması amacıyla örnekler rastgele seçildi.

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3-1’de, çalışmamızda kullanılan cihazlar ise, Tablo 3-2’ de görülmektedir.

	Üretici Firma	Materyalin tipi	Materyal içeriği
Vita in ceram YZ Block	Vita, Bad Sackingen, Almanya	Zirkonyum dioksit esaslı blok	ZrO ₂ % 90 , Y ₂ O ₃ % 5 HfO ₂ % 3
Incoris tzi c disc	Sirona Dental systems , Bensheim, Almanya	Zirkonyum dioksit esaslı blok	ZrO ₂ HfO ₂ Y ₂ O ₃
Ni-Cr alloy	(Wiron 99, Bego, Bremen, Germany	Nikel-krom alaşım	Ni 65% Cr 22.5% Mo 9,5%
PANAVIA SA Cement Plus automix	Kuraray, Osaka, Japonya	Dual-cure adeziv reçine siman	MDP, BPEDMA, DMA, NaF Baryum, Boron, Silisyum
Pattern Resin LS	GC, American Inc., Amerika	Otopolimerizan akrilik reçine	Toz: PMMA, PEMA, 2-BPO Likit: MM A, 2-HEMA
Peeso reamer	Mani Inc.,TOCHICI, Japonya	Kök kanalı hazırlık frezleri	Paslanmaz çelik
Gates drill	Mani Inc.,TOCHICI, Japonya	Kök kanalı hazırlık frezleri	Paslanmaz çelik

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

Cihaz	Ürün ve üretici firma
3 Boyutlu tarama cihazı	inEos x5, sirona, almanya
Bilgisayar destekli aşındırma cihazı	inLAB MC X5, sirona, almanya
LED Işık kaynağı	Hilux LED 550, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye
Sinterleme Fırını	inFire HTC speed,sirona , Almanya
Universal Test Cihazı	Autograph, AG-IS, Shimadzu, Tokyo

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

3.3. Mil-Çekirdek sistemleri için kök kanallarının hazırlanması

*

Kök kanallarının hazırlanmasında, kök kanalı hazırlık frezleri kullanılarak 9 mm derinliğinde mil boşlukları hazırlandı.

3.3.1. Kök kanallarının açılı silindirik formda hazırlanması

Toplam 60 adet örnek için mil boşluklarının hazırlanmasında, öncelikle setin içinde bulunan ön hazırlık frezi üzerine 9 mm'de stoper yerleştirilerek kanal derinliği belirlendi. Anguldruva nın hızı 5 bin rpm ayarlandı. Gates glidden (Mani Inc.,TOCHICI, Japonya) 1 den 4 e kadar boyutları kullanıldı. 5 nolu Gates kanal girişini genişletmek amacıyla kullanıldı.(Şekil3-2,3-3,3-4).Kanal hazırlıklarının tamamlanmasını takiben kök kanalları 1 dakika boyunca %5,25'lik NaOCI solüsyonu ve sonrasında serum fizyolojik ile yıkandı paper point kullanılarak kanalların kurulanması tamamlandı.



Şekil 3-3: Açılı silindirik formda kök kanalı hazırlık frezleri



Şekil 3-5: Açılı silindirik formda kök kanalı hazırlığında #3 no'lu frezin kullanılması

3.4. Mil-Çekirdek maketlerinin hazırlanması

Kanal içinde hazırlanan yuvalara önce izolasyon materyali fırça ile uygulandı. Mil-çekirdek maketlerinin hazırlığının ilk aşamasında artık bırakmadan mum uçma tekniğine uygun otopolimerizan akrilik reçine (Pattern Resin LS, American Inc., Amerika) (Şekil 3-5) kullanılarak 14 mm uzunlukta miller hazırlandı. Kanal için modelaj akriliği şekillendirildikten sonra çekirdek kısmı yine modelaj akriliği ile oluşturuldu.



Şekil 3-6: Mil-çekirdek maketlerinin hazırlanmasında kullanılan otopolimerizan akrilik reçine(görsel internetten alınmıştır.)

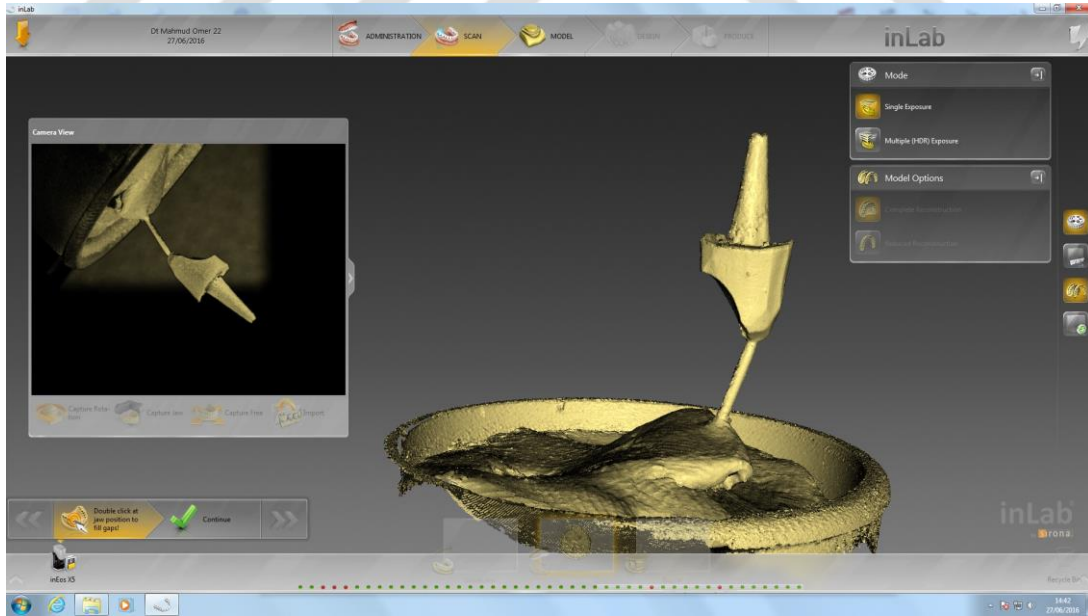
Çekirdek bölümü, dişin mine-sement bölgesinin çaplarına uyarak, kanin dişinin kesim yapılmış halini taklit edecek şekilde modelajı yapıldı. Kuron boyu 6mm olarak sabitlendi. Diğer örneklerde aynı şekilde mine - sement bölgelerindeki ölçülere uyarak hazırlandı.

3.5. Bilgisayar destekli üretim ile mil-çekirdek sistemlerinin hazırlanması

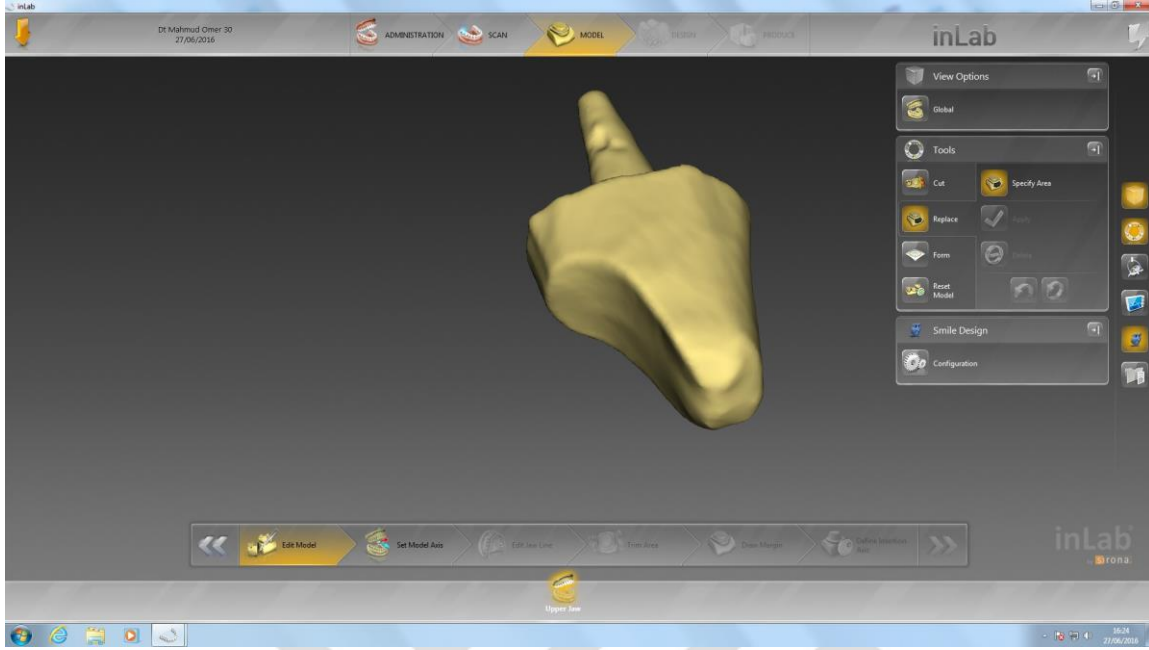
Her bir diş için ayrı ayrı hazırlanan maketler Dentsply Sirona Türkiye merkezinde, bilgisayar destekli sistemlerde taramak ve üretmek üzere hazırlandı (G2,G3 n=40). Bilgisayar destekli üretim yapan sistem ile farklı materyallerden mil-çekirdek yapıların üretilmesi amacıyla her biri 20 adet örnekten iki anagruha ayrıldı.

3.5.1. Mil-çekirdek maketlerin taranması

Bilgisayar destekli üretimin ilk aşamasında, örnekler tarama ünitesine (inEos x5, sirona, almanya) bağlı optik okuyucuya yerleştirildi. Optik okuyucunun hazırlanmış olduğumuz mil-çekirdek maketini net olarak taraması amacıyla titanyum dioksit içeren toz (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) mil-çekirdek maketin tüm yüzeylerine eşit kalınlıkta olacak şekilde püskürtüldü. G2 ve G3 deney gruplarına ait her bir örnek, işlem sırasına göre bu şekilde hazırlandı ve tarama ünitesine yerleştirildi. Her bir grup için yapılan tarama işlemi sonrasında tüm deney gruplarına ait tarama verileri grup isimlerine göre kaydedildi (Şekil 3-6, 3-7).



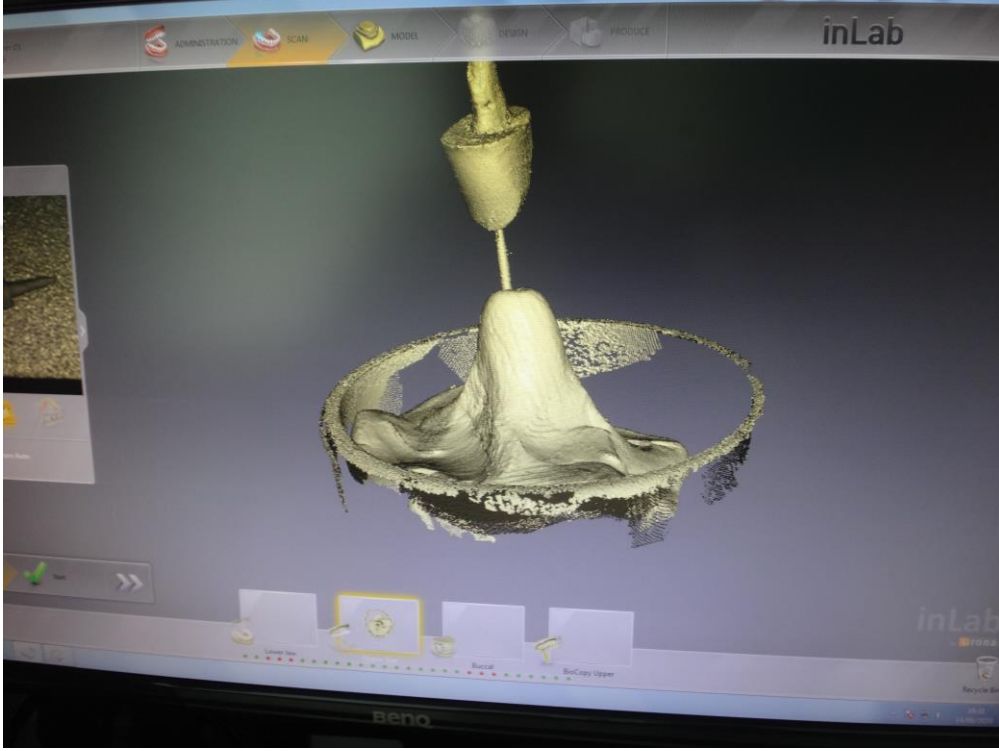
Şekil 3-7: Mil-çekirdek maketlerinin tarama sırasındaki görüntüsü



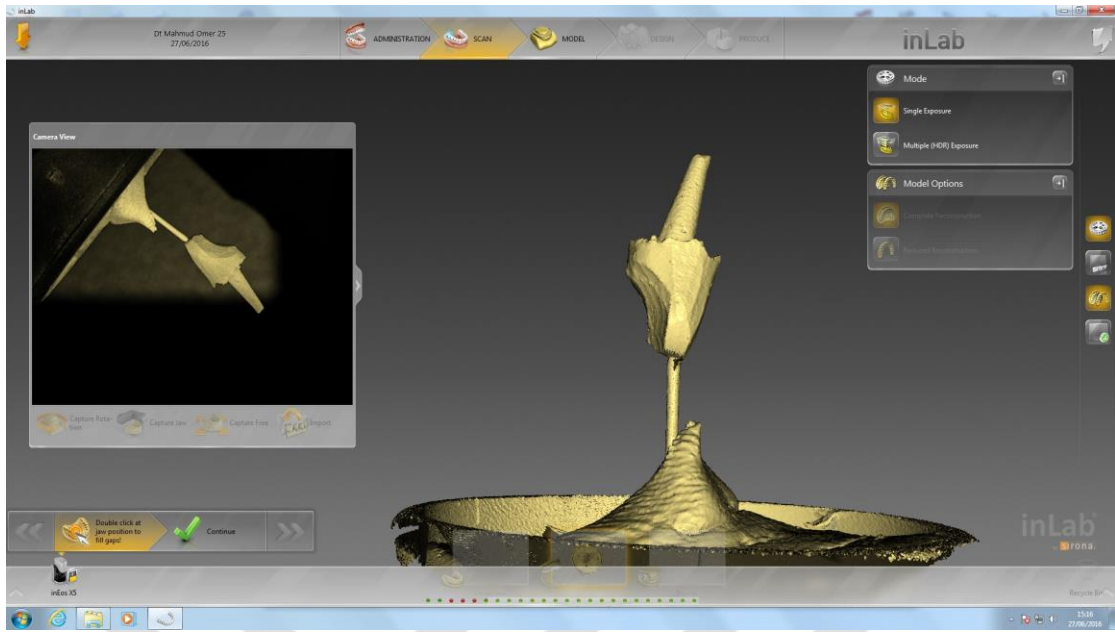
Şekil 3-8: Mil-çekirdek maketlerinin tarama sırasındaki görüntüsü

3.5.2. Mil-çekirdek sistemlerinin üretilmesi

Tarama sonrasında elde edilen veriler sayesinde yazılımda mil-çekirdek sistemlerinin üç boyutlu sanal modelleri oluşturuldu (Şekil 3-8, 3-9). Modellere ait veriler, mil-çekirdek sistemlerinin hazır bloklardan aşındırılması amacı ile freze ünitesine aktarıldı (Şekil 3-10).



Şekil 3-9: Hazırlanan mil-çekirdek sisteminin üç boyutlu sanal modelinin görüntüsü



Şekil 3-10: Hazırlanan mil-çekirdek sisteminin üç boyutlu sanal modelinin görüntüsü



Şekil 3-11: Mil-çekirdek sistemlerinin üretiminde kullanılan bilgisayar

3.5.2.1. Nikel Krom alaşımdan mil çekirdek sistemlerinin üretilmesi

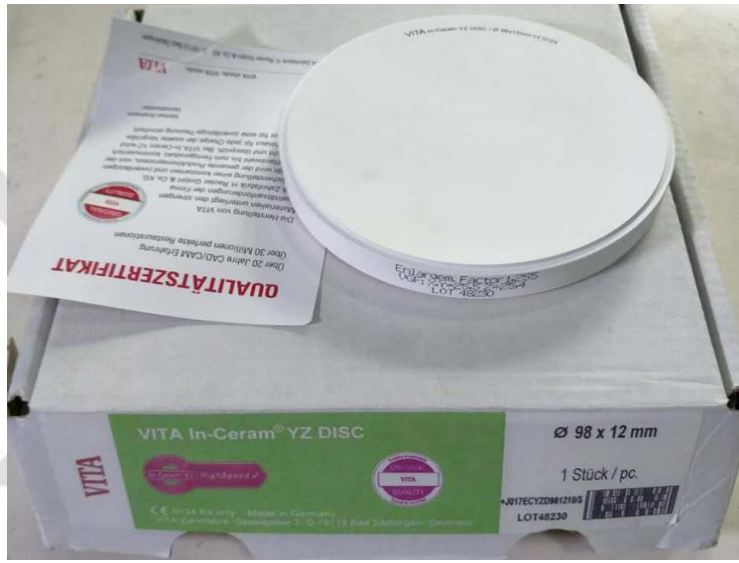
G1 grubundaki hazırlanmış karbonize olabilen mil çekirdek maketleri Sefer Dent Diş Laboratuvarında revetmana alındı. Döküm sonrası her mil çekirdek restorasyonu hazırlanmış olan deney dişlerinde yerleştirildi. Kendi gruplarındaki sıralamalarına göre tek tek denendi.



şekil 3-12: Nikel-krom mil-çekirdek sisteminin ve kök kanalına adapte edilmiş şeklinin görüntüsü

3.5.2.2. Zirkonyum dioksit esaslı bloklardan mil çekirdek sistemlerinin üretimi

G2 deney gruplarına ait örneklere mil çekirdek üretimi için, 98 mm çapında ve 20 mm kalınlığında disk şeklindeki zirkonyum dioksit içerikli blok (Vita In- Ceram YZ Disc, VitaZahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı (Şekil 3-12). Zirkonyum dioksit içerikli blokların frezeleme ünitesine(inLAB MC X5, sirona, almanya) yerleştirildi daha sonra tarama ünitesinden (inEos x5, sirona, almanya) alınan veriler aşındırma ünitesine aktarıldı. Mil-çekirdek sistemi üretimine başlamadan önce zirkonyum dioksit bloklara ait firmanın belirlemiş olduğu büzülme oranı da sisteme girildi. Daha sonra 1530 °C'de 2 saat sinterleme işlemi yapıldı. Sonunda G2 grupuna ait deney örnekleri 20 adet olmak üzere zirkonyum dioksit esaslı mil-çekirdek sistemlerinin örnekleri hazırlandı (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Zirkonyum dioksit esaslı blok örneği



Şekil 3-14: Zirkonyum dioksit içerikli bloktan üretilen mil-çekirdek sisteminin ve kök kanalına adapte edilmiş şeklinin görüntüsü

3.5.2.3. Kısa sinterli Zirkonyum dioksit esaslı bloklardan mil çekirdek sistemlerinin üretilmesi

G3 deney gruplarına ait örneklere mil-çekirdek sistemlerinin üretimi için kısa sinter program ile uyumlu zirkonyum disk (Incoris tzi c disc, Sirona Dental systems , Bensheim,Almanya) blokları kullanıldı(Şekil 3-14). Bloklar aşındırma ünitesine (inLAB MC X5, sirona, almanya) yerleştirildi.Sonra tarama ünitesinden alınan veriler aşındırma ünitesinin bilgisayarına aktarıldı. Mil-çekirdek sistemi üretimine başlamadan önce inCoris tzi c bloklara ait firma tarafından belirlenen bilgiler sisteme girildi. Frezeleme işlemini takiben mil-çekirdek sistemleri 1500 °C ile önceden ısıtılmış fırında (inFire HTC speed,sirona , Almanya) 30 dk süreyle sinterlendi. Sinterleme işlemi sonrasında örneklerin yüzeylerindeki artıklar temizlendi. G3 grubunda toplam 20 adet kısa sinterli inCoriz tzi c zirkonyum mil-çekirdek sistemi hazırlandı (Şekil 3-15).



Şekil 3-15: Incoris tzi c disk



Şekil 3-16: inCoris Tzi bloktan üretilen silindirik formdaki mil-çekirdek sistemi

3.6. Mil-çekirdek sistemlerinin simantasyonu

Üretilen mil-çekirdek sistemlerinin kök kanalına simantasyonu öncesinde, ideal simantasyon başarısının sağlanması amacıyla, kullanılan materyallerin özellikleri dikkate alınarak siman seçildi, Mil-çekirdek sistemlerinin simantasyonunda adeziv reçine siman (Panavia SA automix, Kuraray, Osaka, Japonya) kullanıldı (Şekil 3-16).

3.6.1. Mil-çekirdek sistemlerinin kök kanalına simantasyonu

Mil-çekirdek sistemlerinin yüzey temizleme işlemini takiben simantasyon işlemine geçildi. Mil-çekirdek sistemlerinin simantasyonunda reçine siman olan Panavia SA automix (Kuraray, Osaka, Japonya) kullanıldı. Artık maddelerden arındırılmış kök kanalları yıkanıp kurutulduktan sonra. Panavia SA automix mil simantasyonu için uygun olan uç (Şekil 3-17). yardımıyla kanalın içine gönderildi. Kanala gönderilmesini takiben mil-çekirdek sisteminin dişe bakan yüzeylerine de siman uygulanarak kök kanalına yerleştirildi.

Mil-çekirdek sisteminin kök kanalı içinde hazırlanan derinliğe yerleşmesi için parmak basıncı uygulanarak sabitlendi,taşan siman artıkları uzaklaştırıldı. ışın cihazıyla (Hilux LED 550, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) 40 saniye polimerizasyon işlemi yapıldı. Her örnek için işlem tekrarlandı.



Şekil 3-17: Örneklerin simantasyonunda kullanılan adeziv reçine siman



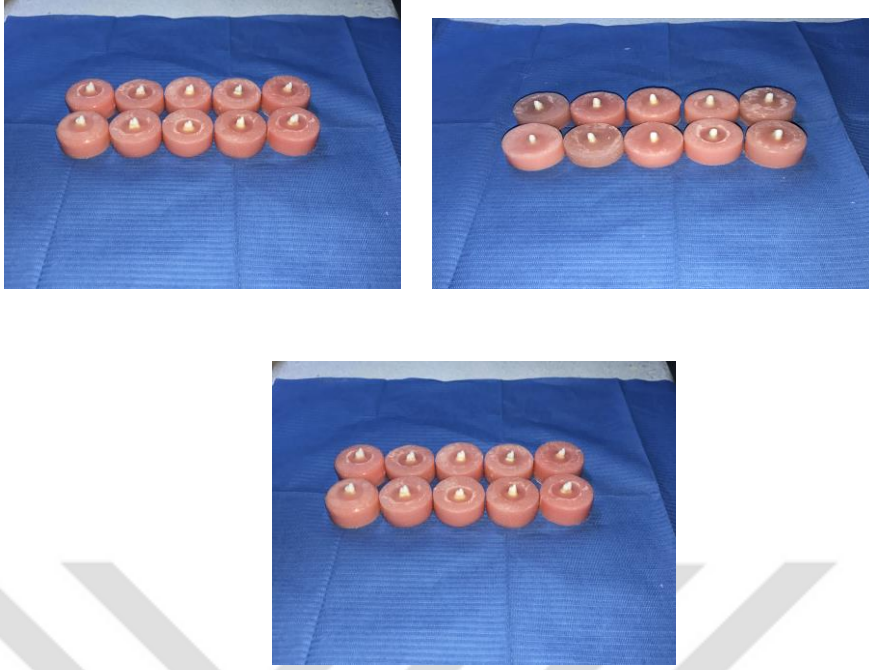
Şekil 3-18: Kök kanallarına uyumlu uç

3.7. Dişlerin akrilik bloklara gömülmesi

Mil-çekirdek sistemlerinin simante edildiği kökler, baskı dayanım testinin uygulanabilmesi amacıyla akrilik reçine bloklara gömüldü. Akrilik reçine blokların boyutlarının aynı olması amacıyla, iç çapı ve yüksekliği 2 cm olan halka şeklinde olan plastik kalıplar kullanıldı.

Örnek dişleri kalıpların tam ortasına yerleştirmek için sabitleyici kullanıldı. Her örnek kesici kenarından silikonla sabitleyicinin dikey çubuğuna tutturuldu. Üretici firmaya ait kullanım talimatına göre toz akrilik polimer (Paladent RR, Heraus Kulzer, Almanya) likit ile karıştırılarak, akışkan kıvamına geldikten sonra kalıplara yerleştirildi. Sabitleyicinin dikey çubuğu plastik kalıplara doğru hareket ettirildi, dişin bukkal mine sement sınırının 2 mm apikalinde işaretlenmiş bölgeyi rehber olarak akrilik içine yerleştirildi daha sonra bloklar kalıplardan ayrıldı.

Bu yöntem kullanılarak, akrilik reçine bloklara gömülmüş olan 60 adet örnek kırılma dayanım testi için hazır hale getirildi.



Şekil 3-19: Örneklerin akrilik bloktaki görüntüsü

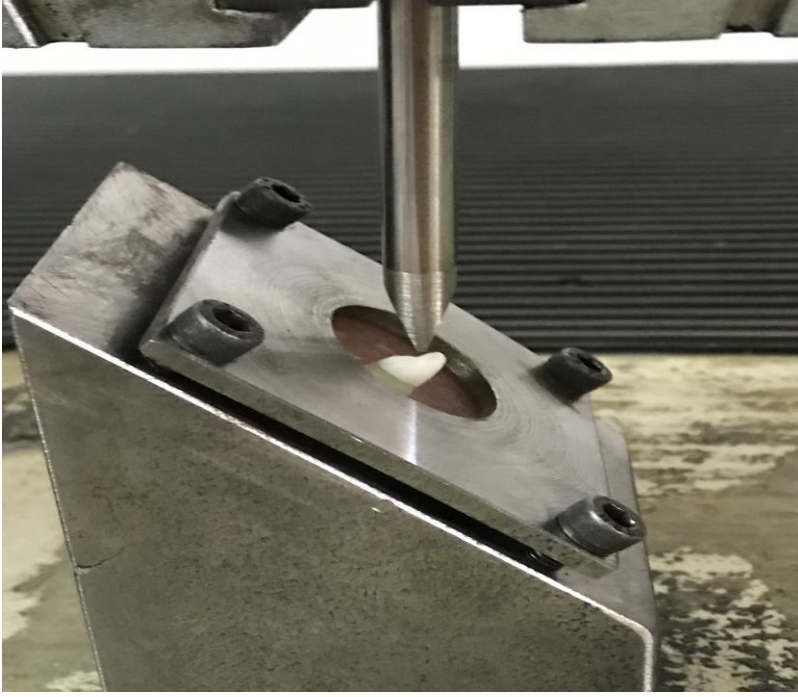
3.8. Deney örneklerinin kırılma dayanım değerlerinin belirlenmesi

Tüm örnekler için standart bir yükleme noktası oluşturmak amacıyla, çekirdek yapının palatinalinde, servikal kenardan 3 mm kesici kenara doğru ve uzun eksene dik bir şekilde 6mm geniş ve 1mm derinliğe sahip bir çentik oluşturuldu.

Deney örneklerinde kırılma direnci değerleri için Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesinde mevcut olan universal test cihazı kullanıldı (Devotrans, D.V.T, istanbul, Türkiye). (Şekil.3.19) Örneklerde kuvvet uygulayıcı uç ile 135° açığı oluşturmak amacıyla özel olarak bir düzenek hazırlanmıştır. (Şekil 3.20) Akrilik modellerin yerleştirildiği düzenek universal test cihazının tablasına yerleştirildi. Örneklerin çekirdek yapısının palatinalinde bulunan çentikte konumlandırılan kuvvet uygulayıcı uç tarafından 1 mm/dak hız ile başarısızlık oluşuncaya kadar basma kuvveti uygulandı. Ekranda görülen ani düşüşün kuvvet değerleri, Mil-çekirdek sisteminde başarısızlığa neden olan kırılma direnci değerleri olarak kaydedildi.



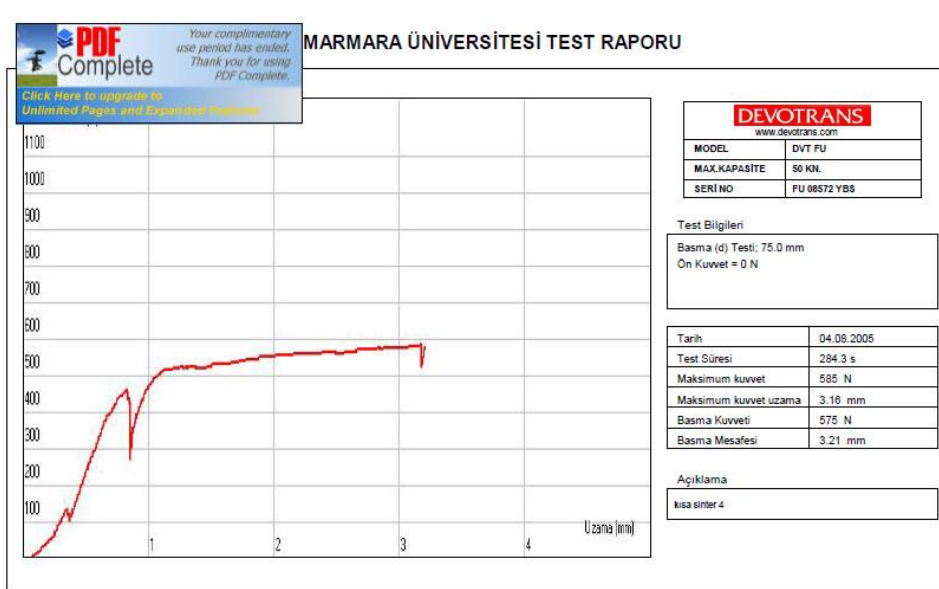
Şekil 3-20: Üniversal test cihazı görüntüsü (Devotrans, D.V.T, İstanbul, Türkiye)



Şekil 3-21: Baskı kuvvetinin 135° açı ile palatinal yüzeyde hazırlanan çentik üzerinden deney örneğine uygulanması



**Şekil 3-22: Test cihazının ölçüm bölümü
(Devotrans, D.V.T, İstanbul, Türkiye)**



Şekil 3-23: Test cihazının ekran görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. Deney gruplarında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi

Çalışmamızda üç farklı materyalden (nikel krom, kısa sinterli Zirkonyum dioksit, In-ceram zirkonyum) üretilen mil-çekirdek sistemleri ile restore edilen örneklerin baskı kuvvetleri sonucunda oluşan kırılma dayanım değerleri belirlendi ve Newton cinsinden kaydedildi.

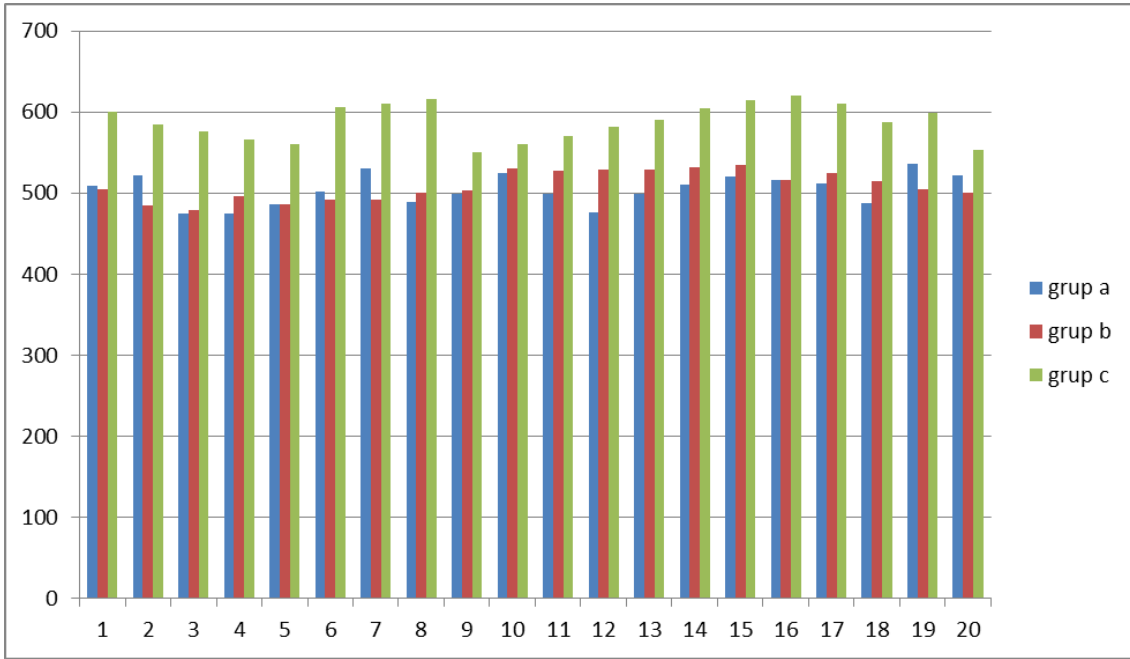
Çalışmadaki parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Niceliksel verilerin ve parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analiz (ANOVA) testleri kullanıldı. Farklılığa neden olan grubun tespitinde post-hoc Tukey HDS testi, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında ise Student's t testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.001$ düzeyinde değerlendirildi. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistik paket programı SPSS (SPSS for Windows 15.0, Chicago, IL, USA) kullanıldı.

Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ve standart sapmaları

GRUPLAR	A	B	C
KIRILMA DİRENÇLERİ (NEWTON)	509,15	504,23	600,52
	521,25	485,25	585,32
	474,56	479,14	575,89
	475,24	496,32	565,78
	485,69	485,64	560,21
	502,47	492,31	605,52
	529,81	491,86	610,98
	489,36	500,87	615,32
	498,62	503,65	550,89
	524,67	530,33	560,31
	498,31	527,25	570,89
	476,82	529,36	582,32
	499,22	529,14	590,21
	510,63	531,23	604,25
	520,87	534,16	614,25
	515,63	516,75	620,78
	512,23	524,96	610,24
	487,25	514,46	587,21
	535,96	504,21	599,36
	521,46	500,89	552,58
STANDART SAPMA	18,66654254	17,80072603	22,40526026
ORTALAMA	504,46	509,1005	588,1415

Tablo 4-1 : Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ve standart sapmaları

A: Nikel-Krom
 B: Vita inceram YZ
 C: Zirkonyum dioksit kısa sinterli



Grafik 4.1: Deney grupları arasındaki kırılma dayanım değerleri (Newton)

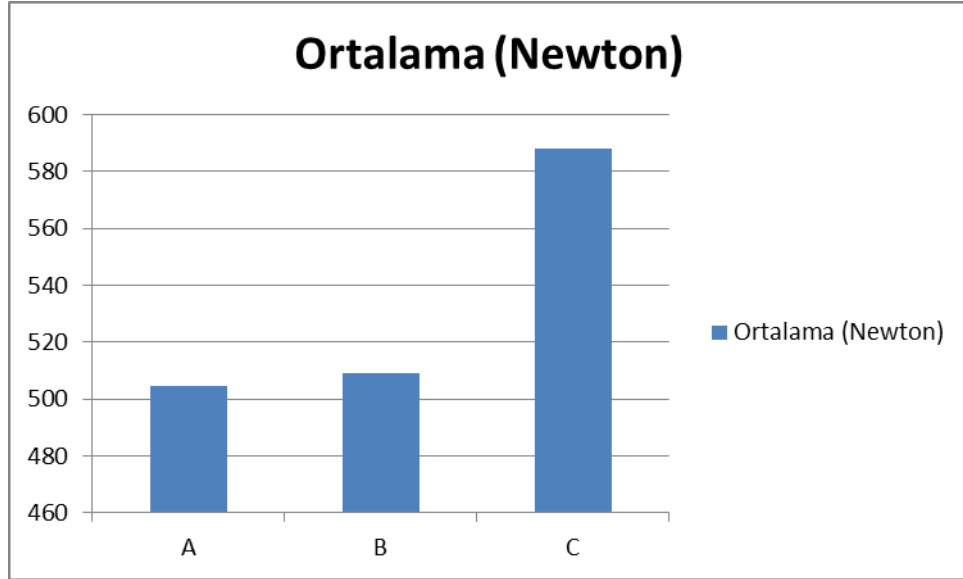
Yapılan tek yönlü varyans (1-way ANOVA) analizi sonucunda, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Anova: Tek Etken						
ÖZET						
Gruplar	Say	Toplam	Ortalama	Varyans		
grup a	20	10089,2	504,46	348,4398		
grup b	20	10182,01	509,1005	316,8658		
grup c	20	11762,83	588,1415	501,9957		
ANOVA						
Varyans Kaynağı	SS	df	MS	F	P-değeri	F ölçütü
Gruplar Arasında	88477,38	2	44238,69	113,6948	1,28E-20	3,158843
Gruplar içinde	22178,73	57	389,1004			
Toplam	110656,1	59				

Tablo 4-2: Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi

	ORTALAMA	SS
A	504,46	18,66
B	509,10	17,80
C	588,14	22,40

Tablo 4-3: Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ve standart sapmaları



Grafik 4.2: Deney gruplarına ait kırılma dayanım değerleri ortalamaları

4.1.1. Nikel-Krom grubuna ait kırılma dayanım değerleri

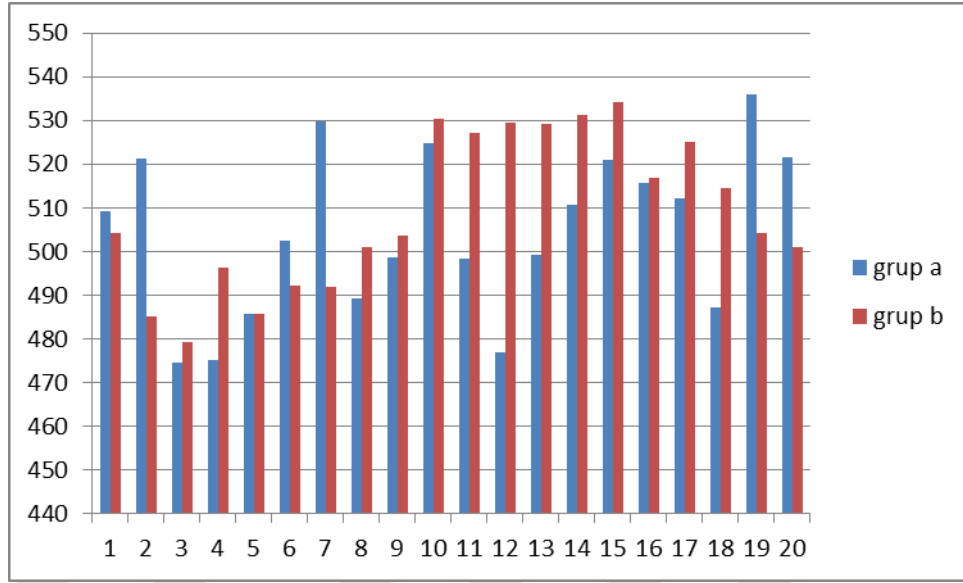
	Ortalama	SS
Newton	504,46	18,66

Tablo 4-4: A grubuna ait kırılma dayanım değerleri

4.1.2. Vita inceram YZ grubuna ait kırılma dayanım değerleri

	Ortalama	SS
Newton	509,10	17,80

Tablo 4-5: B grubuna ait kırılma dayanım değerleri



Grafik 4.3 : A ve B deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri

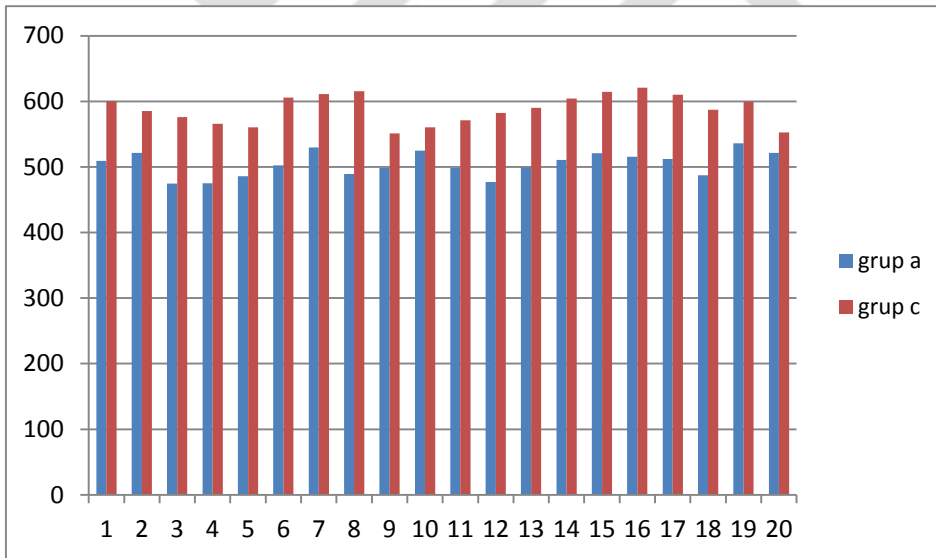
Anova: Tek Etken						
ÖZET						
Gruplar	Say	Toplam	Ortalama	Varyans		
grup a	20	10089,2	504,46	348,4398		
grup b	20	10182,01	509,1005	316,8658		
ANOVA						
Varyans Kaynağı	SS	df	MS	F	P-değeri	F ölçütü
Gruplar Arasında	215,3424	1	215,3424	0,647349	0,426068	4,098172
Gruplar İçinde	12640,81	38	332,6528			
Toplam	12856,15	39				

Tablo 4-6: A ve B Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi

4.1.3. Zirkonyum dioksit kısa sinterli grubuna ait kırılma dayanım değerleri

	Ortalama	SS
Newton	588,14	22,40

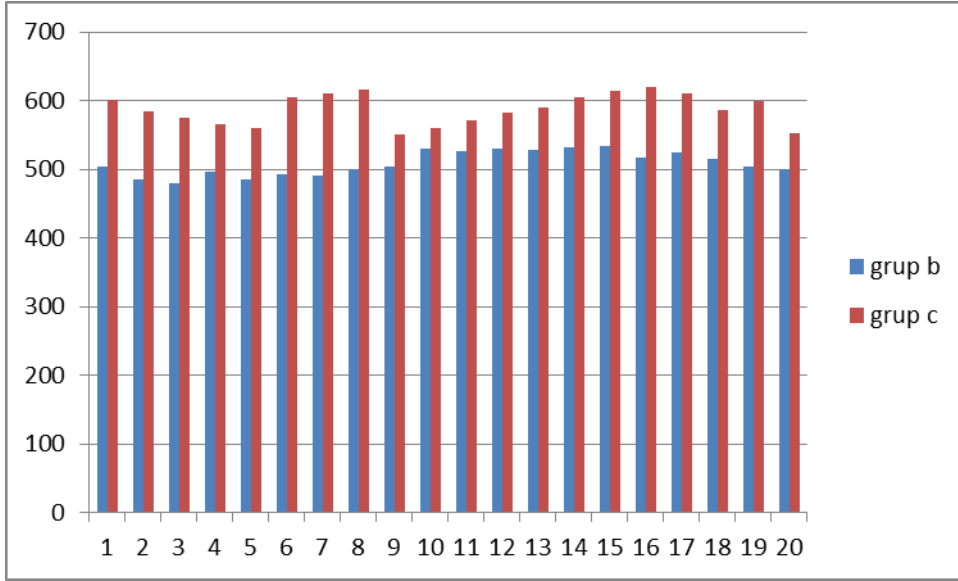
Tablo 4-7: C grubuna ait kırılma dayanım değerleri



Grafik 4.4: A ve C deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri

Anova: Tek Etken						
ÖZET						
<i>Gruplar</i>	<i>Say</i>	<i>Toplam</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Varyans</i>		
grup a	20	10089,2	504,46	348,4398		
grup c	20	11762,83	588,1415	501,9957		
ANOVA						
<i>Varyans Kaynağı</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-değeri</i>	<i>F ölçütü</i>
Gruplar Arasında	70025,93	1	70025,93	164,6825	2,18E-15	4,098172
Gruplar İçinde	16158,27	38	425,2177			
Toplam	86184,21	39				

Tablo 4-8: A ve C Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi



Grafik 4.5: B ve C deney grupları arasında kırılma dayanım değerleri

Anova: Tek Etken						
ÖZET						
Gruplar	Say	Toplam	Ortalama	Varyans		
grup b	20	10182,01	509,1005	316,8658		
grup c	20	11762,83	588,1415	501,9957		
ANOVA						
Varyans Kaynağı	SS	df	MS	F	P-değeri	F ölçütü
Gruplar Arasında	62474,8	1	62474,8	152,5894	7,06E-15	4,098172
Gruplar İçinde	15558,37	38	409,4308			
Toplam	78033,17	39				

Tablo 4-9: B ve C Deney gruplarına ait Anova: Tek Etken analizi

Zirkonyum dioksit esaslı mil-çekirdek sistemleri ile restore edilen C grubuna ait kırılma dayanım değerleri Student's t testi ile değerlendirildiğinde, açılı silindirik tasarımdan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksek olduğu gözlenmiştir (Tablo 4-1).

- Kullanılan materyal ve sinterleme parametrelerine göre kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur..($p < 0.001$).



5. TARTIŞMA

Kanal tedavisi görmüş dişler çoğu zaman aşırı madde kaybına uğramış dişler olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu dişlerin tedavisinde fonksiyon ve estetiği geri kazandırmak için değişik tedavi seçenekleri mevcuttur. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan tedavi seçeneği ise mil-çekirdek uygulamalarıdır.

Bu tür tedaviler yapılırken değerlendirilmesi gereken bir çok faktör bulunmaktadır. Geriye kalan sağlıklı diş dokusu miktarı , mil sisteminin geometrik yapısı, mil sisteminin yapıldığı materyal ve tedavi yöntemleri gibi etkenler önemlidir. (74, 126, 216). Bu tür sistemlerin tutuculuk, stabilite ve kolay hazırlanabilme kriterlerine sahip olması ve ekonomik olması önem taşır.

İn-vitro doktora tez çalışmamızda amacımız güncel yöntemlerle hazırlanan mil-çekirdek sistemlerinin, son zamanlarda yaygın bir şekilde kullanılan bilgisayar destekli tasarım ve üretim ünitelerinde hazırlanan iki farklı güncel materyal kullanılarak ve iki farklı zaman diliminde hazırlanan mil-sistemlerinin klinik ortamda ne gibi avantajlar kazandırdığını ortaya çıkarmaktır. Bu amaçla, metal alaşımlı mil, prefabrik fiber mil ve kompozit çekirdek sistemlerine alternatif olarak estetik ve hızlı bir şekilde hazırlanan zirkonyum mil-çekirdek sistemleri ile restore edilen üst kanin dişlerinin kırılma dayanım testi sonucunda başarısızlık oluşturan değerlerin belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu doğrultuda elastiklik modülü yüksek olan materyaller kullanarak kırılma dirençleri üzerindeki etkileri değerlendirmeyi hedefledik.

Mil-çekirdek sistemleri üzerinde yapılan çalışmalarda genellikle çekilmiş insan dişleri kullanılmaktadır. İnsan dişlerinde çok geniş bir varyasyon mevcuttur (182,183). Aynı zamanda dentinin yapısı , dentinin katman sayıları, geniş ve dar kanalların varlığı, nem oranına bağlı çok geniş bir standart sapma aralığına sahip sonuçlar elde edilmektedir (223). Bazı araştırmacılar bu varyasyonların sonucu etkilediğini düşünerek yapay dişleri kullanmayı tercih etmektedirler(29,168). Yapay dişler doğal dişlere materyal ve boyut açısından standart bir hal alabilmelerine karşın, dişe yakın bir elastiklik modülü yakalamak çok zor olmaktadır. (240,246).

Mil-çekirdek sistemleri ile ilgili yapılan in-vitro çalışmalarda genellikle santral kesiciler ve kanin dişlerinin kullanıldığı gözlenmiştir (7, 210, 254). Üst kanin dişi ön ve arka dişler arasında bir geçiş dişi olmasından, en uzun ve en geniş kök yüzey alanına sahip olması ayrı bir avantaj olarak görülmektedir. Aynı zamanda kanin rehberliği oklüzyon tiplerinde aşırı yüklere maruz kalan bir diştir.

Tez çalışmamızda boyutsal değişkenleri birbirine yakın olduğundan aynı zamanda geniş bir kanal boşluğuna sahip olduğundan kanin dişleri tercih edilmiştir.

Kök kanal morfolojisinin yuvarlak kesit göstermediği durumlarda prefabrik mil ile kanal duvarları arasında kalan boşluk miktarı fazla olduğunda döküm millerin tercih edilmesinin restorasyon

başarısı için avantajlı olacağı rapor edilmiştir (217) . Bu durumun gerekliliği üst yapı materyali olarak tam seramik restorasyonların kullanılacağı durumlarda ve estetiğin ön planda olduğu anterior bölgede ortaya çıktığında estetik mil-çekirdek materyallerinin seçilmesi uygundur. Bittner ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları in vitro bir çalışmada CAD/CAM yöntemiyle tek parça halinde ürettikleri zirkonyum oksit mil-çekirdek restorasyonların diş dokusuna adaptasyonunu ve kırılma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Reçine örnek taraması yöntemiyle bilgisayar ortamına tasarımı aktararak üretilen restorasyonların diş dokusuna adaptasyonunun, reçine örneklerden daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Bunun yanında zirkonyum oksit mil-çekirdeklerin kırılma dayanıklılığının, değerli alaşımdan üretilen döküm mil-çekirdeklerden, prefabrik zirkonyum oksit mil ve IPS Empress çekirdek yapısı olan restorasyonlardan istatistiksel olarak farklı olmadığını göstermişlerdir (34,69) .

Kök kanallarının içinde bulunan dentin ve sinir artıkları step back tekniği kullanılarak paslanmaz çelik el aletleri ile uzaklaştırılmıştır. Araştırmacılar Ni-Ti döner alet sistemleri ile hazırlanan kanallara sahip olan dişlerin kırılma dayanımı ile ilgili yaptıkları çalışmalarda sistemler arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirmişlerdir(105,140).

Kırılma kuvvetlerinin etkileri ile ilgili yapılan çalışmalarda, fizyolojik diş hareketlerine benzerlik gösterebilecek diye polivinil siloksan materyalinden hazırlanan ve dişin kök kısmını saran periodontal bileşeni taklit eden bir tabaka oluşturulmuştur.(105, 207) Başka çalışmalarda bu tabaka oluşturulmamaktadır.(11,148). Elastiklik modülünün dişetin modülüne benzerlik gösterdiği için polivinil siloksan uygulanmaktadır(130). Soares ve ark. Yaptıkları bir çalışmada dişeti dokusuna benzer bir tabaka oluşturulan örnekler ile direk akrilik bloklarda gömülen dişlerin kırılma testlerini karşılaştırdıklarında , dişetine benzer tabakası olan örneklerde kuvvetlerin kök boyuna daha eşit bir şekilde dağıldığını bildirmişlerdir, diğer örneklerde ise stresin sadece dişin kural kısmında biriktiğini bildirmişlerdir. Farklı bir çalışmada yapay dişeti oluşturulmasının yorgunluk çalışmalarında anlamlı ancak, statik yükleme testlerinde etkisiz olduğu bildirilmiştir (79). Bizim çalışmamızda dişlerin akrilikten ayrılması için, yapay dişeti tabakası uygulanmadı

Universal test cihazının yük uygulama hızı ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı hızlar kullanılmıştır. Çalışmalarda hız değerleri 0.01 mm/dk (156) ve 3 cm/dk (130) arasında farklı hızlara saptanmıştır. En çok kabul edilen hız ise 1mm/dak olarak yaygın bir şekilde görülmüştür. Artmış uygulama hızları örneklerin dayanımını olumsuz yönde etkilemektedir. Bizim çalışmamızda hız 1mm/dak olarak ayarlanmıştır.

Deneylerin kırılma direncini belirlemek için, dişin uzun eksenine 135° açı ile 1 mm/dak hızla basma kuvveti uygulanmıştır. Açının 135° olarak sabitlenmesinin nedeni alt ön dişlerle üst ön dişlerin arasındaki class I oklüzyon tiplerinde oluşturduğu açıyı ifade etmektedir. Bizim çalışmamızda bu açı değerini kullandık.

Mil boyu ile ilgili bir çok çalışma mevcuttur, mil boyu atıkça tutuculuğu artmaktadır ve stresin

daha geniş bölgeye yayılması sağlanmaktadır. Milin boyu kanal boyunun en az 2/3 ü kadar uzun olmalı aynı zamanda apikal bölgeden sızdırmazlık oluşmasını diye en az 4 mm gutta boyu bırakılmalıdır. (2, 51, 55, 88, 96, 154, 197).

Çalışmamızda kullanılan örnekler, kuronlar mine-sement sınırından ayrılmış ve benzer çalışmalarda kullanılan örneklerden yola çıkarak kök boyu ortalama 15 mm olan örneklerde mil-çekirdek sistemlerinin kanal içindeki boyları mine-sement sınırından başlayarak 10 mm olarak sabitlemiştir.

Günümüzde bilgisayar destekli tasarım ve üretim yapan sistemlerin yaşanan ilerlemeler sonucu çok sayıda farklı materyaller kullanıma sunulmuştur. Mil-çekirdek sistemleri üzerinde yapılan çalışmalarda farklı yöntem ve materyaller kullanılmaktadır. Güncel bir materyal veya hazırlama şeklini araştırılması için in vitro çalışmalar tercih edilmektedir. Bizim çalışmamızda yeni bir materyal olarak inCoris Tzi c CAD/CAM restorative bloklardan aşındırılarak ve hızlı sinter programıyla elde edilen tek parça halinde mil-çekirdek üretilmesi planlanmış ve uygulanmıştır. Aynı zamanda estetik mil-çekirdek materyallerinin ve üretim tekniğinin değerlendirilmesi yapılmıştır. Mil-çekirdek çalışmalarında in-vitro olanlarda en çok uygulanan test ise kırılma direnci testi olmuştur.

Mil-çekirdek sistemi ile ilgili yapılan çalışmalarda çekirdek yapısının mil yapısı ile uyumu olması çalışmanın başarısını olumlu yönde etkilemektedir. (89). Mil ve çekirdek materyalinin birbirine bağlanma özelliğine sahip olması ve termal genleşme katsayılarının birbirine yakın olması testin başarısını olumlu yönde etkilemektedir (8, 208, 252). Çalışmamızda mil materyali ile çekirdek materyalinin bağlantının olumsuz yönde etkilenmemesi amacıyla tüm örnekler tek parça mil-çekirdek şeklinde hazırlanmıştır.

Yapılan bazı çalışmalarda paralel kenarlı seramik ve zirkonyum miller kullanılmıştır. Bu sistemler için kompozit çekirdek yapısı adezivler kullanılarak yapılmıştır. Sistemin bu şekilde olmasının nedeni ise kural bölgedeki biriken stresin önüne geçmenin hedeflenmesidir (6,63, 104, 133, 207). Kompozit ile zirkonyum arasında kimyasal bağ oluşmadığından sadece makro düzeyde tutuculuk oluşur. Bu durumun sonucu olarak zirkonyum millerin seramik çekirdek sistemleriyle kullanılması tavsiye edilmektedir (39, 124, 234, 261).

Diş yapısı ile yapılacak olan mil sistemleri arasında elastiklik modülü farkı önem arz etmektedir. Yapılacak olan mil sisteminin elastiklik modülü dentinin elastiklik modülünden daha düşük olduğu durumlarda mil yapısında mikro yapıda koheziv kopmalara neden olup mil sisteminde kırılmalar yaşanmaktadır. Öte yandan elastiklik modülü dentinden daha yüksek olan mil sistemleri gelen baskı kuvvetlerinin karşısında biriken stresin daha az sert yapıya sahip olan dentine aktarılmasından dolayı kök kırıklarına neden olmaktadır(226). Bu hipotezi destekleyen çok sayıda sonlu eleman stres analizli çalışmalar vardır. Çalışmalarda mil ile dentin arasındaki elastiklik modül farkının sistemin direnci üzerinde etkisi olduğu belirtilmiştir (45, 192, 224, 235).

Metal millerin elastiklik modülünün dentinden daha yüksek olması, kök kırığı oluşturması, reçine simanla bağlantısının zayıf olması ve zamanla korozyona uğrayarak estetik restorasyonlar altında renklenmelere yol açması, araştırmacıları farklı mil-çekirdek sistemlerine yönlendirmiştir(126)

Dental seramikler biyoyumlu olmaları, fiziksel olarak dayanıklı olmaları, optik özelliklerinin dişe benzerlik göstermesi gibi özellikleriyle restoratif diş hekimliği uygulamalarında yaygın kullanıma ulaşmışlardır. Dental seramiklerin mil-çekirdek materyali olarak kullanıldığı durumlarda da başarılı sonuçlar ortaya çıkmıştır (39,192)

Nie ve ark. (184), çiğneme kuvvetlerinin kuartz fiber mil sistemleri ve metal kuronlar ile restore edilen dişlerin kırılma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmada, tüm örneklerde ferrule yüksekliği 1 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

Çiğneme simülöründe yorgunluk testi yapılan örneklerin kırılma dayanım değerlerini ortalama 733,88 N, yorgunluk testi yapılmayan örneklerde ise ortalama 869,14 N olduğunu saptamışlardır.

Mil-çekirdek çalışmalarının bir kısmında mil-çekirdek restorasyonları üzerine kron yapılmamış mil yerleştirme şeklinin veya mil türünün kök kırıkları üzerine etkisi araştırılırken kuvvet direkt mil veya çekirdek materyaline uygulanmıştır. Diğer bir kısım araştırmada ise mil-çekirdek restorasyonlarının prognozu açısından bilezik ve kron yapımının gerekliliğinden söz edilmiştir (20,27,34,110)

Mil-çekirdek sistemlerinin rijiditesinin ferrule etkisi oluşturulmuş kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığı açısından test edildiği durumlarda bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (79) . Çalışmamızda sert materyaller kullanıldığından kuron yapımı gerekli görülmemiştir

Zhang ve ark., üst santral kesici dişlerde, kopya freze yöntemi ile In-ceram Alumina materyalinden hazırlanan kişiye özel tek parça mil-çekirdek sisteminin kırılma direnci ortalama 571,91 N civarında olduğunu belirtmişlerdir. (263)

Akkayan ve ark. Yaptığı bir çalışmada ise cam infiltre oksit seramik blok In-ceram zirkonyum bloklardan üretilen açılı silindirik formadaki tek parça mil-çekirdek sisteminin kırılma dayanım değeri ortalama 565,39 N olarak tespit etmişler. In ceram zirkonyanın kırılma direncinin (600 MPa), in ceram alumina'nin (547 MPa) bildirmişlerdir.(55).

Jeong ve ark., üç farklı zirkonyum mil sistemlerini karşılaştırmışlardır. Bu millerin iki tanesi prefabrik zirkonyum miller üzerine preslenmiş seramik ve simante seramik üçüncü grup ise tek parça In-ceram zirkonyum mil sistemidir. Bu sistemlerin kırılma dirençleri ölçülmüştür. bu çalışmada hazırlanan düzenekte mil sisteminin uzun eksenine dik bir şekilde 250 N'luk basma kuvvetine maruz kalmıştır. En yüksek kırılma direnç değerleri zirkonyum mil ve üzerine simante edilen seramik sisteminde görülmüştür 25,3 N, in-ceram zirkonyum mil-çekirdek sistemin direnci ise 13 N olarak saptanmıştır. Bu testin sonucu in-ceram değerlerinin zirkonyumdan daha düşük olmasının nedeni ise

prefabrik zirkonyum millerin tam sinterlenmiş (HIP) bloklardan üretilmesi, in-ceram zirkonyumun direnci HIP bloklardan % 40 daha az olması ve in ceram zirkonyuma uygulanan cam infiltrasyon ve kumlama gibi işlemler sonucu materyalda oluşan zayıflamalar gibi nedenler bu sonuçların bu şekilde çıkmasına neden olmaktadır (118).

Beck ve ark., yine 3 farklı mil-çekirdek sistemleri üzerine yaptıkları çalışmada birincisi prefabrik zirkonyum mil ve kompozit çekirdek , ikinci grupta ise prefabrik fiber mil ie kompozit çekirdek üçüncü grup ise kopya yöntemiyle hazırlanan tek parça zirkonyum mil-çekirdek sistemlerinin kırılma dirençlerini karşılaştırmışlar, yapay şeffaf diş kök örnekleri kullanmışlardır. Çiğneme simülatorü kullanılmıştır , 37 °C 'de 50 N'luk kuvvet 50.000 tur uygulandıktan sonra instron universal test cihazında 1 mm/dak hızla kırılma oluşana kadar yükleme yapılmıştır. Sonuçlar ise prefabrik zirkonyum mil sisteminde kırılma değeri 267,10 N olarak saptanmıştır. Tek parça zirkonyum mil-çekirdek sistemlerin kırılma direnci ise 139,30 N olarak saptanmıştır, sonuçların bu şekilde çıkmasının nedeni yine prefabrik zirkonyum mil sistemlerinin tam sinterlenmesi bloklardan hazırlanmasına, mekanik özelliklerinin üstün olması neden olarak görülmektedir. Tak parça üretilmiş zirkonyum mil-çekirdek sistemlerinin değerlerinin doğal diş üzerinde yapılan değerlerden daha düşük olmasının nedeni ise kullanılan şeffaf diş örneklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. (29)

Sınmazışık ve ark., yaptıkları bir çalışmada dört farklı mil sistemlerini değerlendirmişler birinci grup prefabrik zirkonyum sistemi , ikinci grup prefabrik cam fiber mil sistemleri, üçüncü ve dördüncü gruplar bilgisayar destekli üretim sistemleriye hazırlanmış krom –kobalt ve zirkonyumdur. Direnç, elastik limit ve sertlik bakımından en yüksek değerlerin krom-kobalt grubunda çıkmıştır. Prefabrik zirkonyum mil grubunun, bilgisayar destekli üretim sistemlerinde hazırlanan mil sistemlerine göre daha yüksek mekanik özellikler gösterdiğini bildirmişlerdir. (222)

Üç farklı mil-çekirdek sistemi ile ilgili yapılan bir çalışmada birinci grup döküm mil-çekirdek , ikincisi cam fiber ile kompozit çekirdek üçüncü grup ise tek parça zirkonyum dioksit mil-çekirdek sisteminin kırılma dirençleri değerlendirilmiştir. Kırılma direnç değeri tek parça zirkonyum dioksit mil-çekirdek grubunda 765,1 N civarında tespit edilmiştir (1).

Akkayan ve ark. yaptıkları bir çalışmada zirkonyum dioksit mil-çekirdek grubunun kırılma dayanım değerleri, 511,66 N civarında olduğunu bildirmişlerdir (54)

Yapılan bazı çalışmalarda kırılma dirençlerinin bizim çalışmamızın kırılma dirençlerinden yüksek olmasının nedeni kullanılan dişlerin küçükü olması ve sistemlerin kuronlarla restore edilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Zhang ve ark.,yaptıkları bir çalışmada üst kanin dişleri tek parça zirkonyum mil-çekirdek sistemi ve zirkonyum kuron ile restore etmişlerdir, 2 mm ferrule yüksekliğine sahip olan grupta kırılma direnci 1019,30 N civarında iken , ferrule hazırlığı yapılmayan örneklerde kırılma direnci 698

N olarak tespit etmişlerdir. (262)

Bizim çalışmamızda tek parça zirkonyum mil-çekirdek sistemi ile restore edilen dişlerde ferrule için herhangi bir hazırlık yapılmamıştır ve başarısızlık oluşturan değer ortalama zirkonyum dioksit için 504,23 N iken monolitik zirkonyumlarda ise 590.34 N civarında saptanmıştır.

Elastiklik modülü materyalde belirli bir deformasyon oluşturmak için gereken kuvvetin miktarını ifade etmektedir. Materyalin bükülmeye ve şekil değiştirmeye karşı direncinin önemli bir belirleyicisidir. Diş restorasyonlarında hem dişe ait hemde restorasyona ait elastiklik modüllerini bilmek tedavinin başarısını olumlu yönde etkilemektedir(198). Yapılan çalışmalarda elastiklik modülleri dentine yakın olan restorasyonlarda uygulanan direnç testlerinde oluşan başarısızlıklar tamir edilebilen nitelikte iken; (6, 188, 198) elastiklik modülü dentinden daha yüksek olan restorasyonlarda, oluşan başarısızlıklar geri dönüşümü olmayan nitelikte olduğu bildirilmiştir (6,106).

Rosentritt ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada zirkonyumun fiziksel ve mekaniksel özelliklerinden dolayı dişin direncini artırmakta olduğunu bildirmişlerdir(208)

Fiber esaslı mil sistemlerle ilgili yapılan çalışmalarda , fiberin yapısal özelliklerine bağlı olan elastiklik modülü dentine yakın olduğundan dişe daha az yıkıcı kuvvet verildiği çalışmalarda bildirilmiştir (27,36,77,79).

Fiber mil sistemleri değişik yüklemelerde değişik mekanik özellikler göstermektedirler(128). Fiber ile güçlendirilmiş mil reçine simanlar ile kimyasal bağlantı sağlamaktadırlar buda mikrosızıntı oranını düşürmektedir. (154). Fiber mil sistemine uygun çekirdek materyal ile reçine siman kullanımı , homojen monoblok bir bütünlük sağlar (36, 244).

Rijit mil-çekirdek sistemleri aşırı yüklemeler olmadıkça hem krunu destekler aynı zamanda mil boyu üniform stres dağılımını sağlar.Esnek olan mil çekirdek sistemleri aşırı yüklemelerde geri dönüşümlü krunal kırıklara neden olabilmektedir.Aynı zamanda milde oluşan mikrohareketlilik desimantasyon ve mikrosızıntıya yol açabilmektedir (26)

Mil-çekirdek sistemi ile restore edilen dişlerde, çekirdek seviyesinde meydana gelen mil-çekirdek kırıkları tamiri mümkün olan başarısızlık tipleri olarak değerlendirilirken, kökün apikal üçlüsünde gerçekleşen başarısızlıklar, özellikle vertikal kök kırıkları tamiri mümkün olmayan başarısızlıklar olarak değerlendirilmektedir (6).

Akkayan ve arkadaşları yaptıkları bir doktora tez çalışmasında elastiklik modülü dentine yakın olan kuartz fiber ve nanoseramik bloklardan üretilen mil-çekirdek sistemlerinde meydana gelen kırık tipleri tekrar restore edilebilir tarzda, zirkonyum dioksit, in-ceram zirkonyum ve krom-kobalt bloklardan üretilen mil-çekirdek sistemlerinde meydana gelen başarısızlıklar, restore edilmesi mümkün olmayan kırık tipleri olarak tespit etmişlerdir. Açılı silindirik ve basamaklı silindirik

geometrik tasarıma sahip örneklerde meydana gelen kırık tipleri, basamaklı silindirik tasarımın, kök kanalının konik formuna uyumlu olarak basamak çaplarının apekse doğru küçülmesi ve kuvvetlerin dış köküne daha homojen bir şekilde dağıtılmasını sağladığından meydana gelen kırık tiplerinin daha avantajlı olduğu bildirilmiştir.(54)

Manocci ve ark., yapıları bir çalışmada üç farklı mil-çekirdek gruplarını değerlendirmişler birinci grupta kuartz mil e kompozit çekirdek uygulanmıştır, ikinci grupta karbon kuartz mil e kompozit çekirdek ve üçüncü grupta ise zirkonyum dioksit mil ile kompozit çekirdek uygulanmıştır bu çekiredeklerinin üzerine tam seramik sabit kuronlar uygulanmıştır daha sonra baskı kuvvet testleri uygulanmıştır sonuçlar ise ;fiber esaslı olan sistemlerde başarısızlık oranları %10 iken zirkonyumda %60 olarak tespit edilmiştir. Tekrarlayan yüklemelerde fiber sistemlerinde dentine iletilen stresin eşit bir şekilde dağılmasına bağlı olarak daha olumlu veriler elde edildiğini bildirmişlerdir. (154)

Eskitaşçıoğlu ve ark., yaptıkları bir çalışmada iki farklı mil-çekirdek sistemini değerlendirmişlerdir birinci grup metal döküm alaşımlardan elde edilen mil sistemi iken ikinci grupta ise polietilen fiberden hazırlanan sistemleri karşılaştırmışlardır, sonuçlar ise metal döküm mil çekirdek sistemlerinin %70 i , polietilen fiberden hazırlanan mil-çekirdek sistemlerinde ise %20 tamir edilmeyecek türden kırıkların oluştuğunu bildirmişlerdir(69).

Hayashi ve ark. (102), iki farklı mil sistemleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada kuartz fiberle ve prefabrik metal mil sistemlerini karşılaştırmışlar, kuartz fiberlerin kırılma direnci 560 N olarak tespit etmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda milin geometrik tasarımı ile ilgili farklı görüşler bildirilmiştir. Bir kısım çalışmalarda konik yapıya sahip millerde kama etkisi olduğundan dişlerde kırılmalara neden olduğunu bildirilirken(72, 74, 157, 176, 247). başka çalışmalarda paralel formdaki millerin apikal bölgede aşırı madde kaybına neden olduğundan perforasyon riskini artırdığı bildirilmiştir (116, 176, 209, 221).

Tüfekçi ve ark. yaptıkları doktora tez çalışmasında in-ceram alümina ve in-ceram zirkonyum mil sistemlerini; titanyum mil ile kompozit çekirdek sistemlerinin iki farklı formunda değerlendirmişlerdir. Biri paralel kenar diğeri ise basamaklı paralel kenar formda örnekleri değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda paralel kenarlı basamaklı forma sahip in-ceram zirkonyum mil-çekirdek sisteminde kırılma direnç değeri 663 N iken, paralel kenarlı formdaki sistemde değer 432, 4 N olduğu tespit edilmiştir (248). Biz çalışmamızda paralel kenarlı mil tasarımını uyguladık.

Grandini ve ark. siman kalınlığı üzerinde yaptıkları çalışmada standart ve anatomik olarak iki farklı sistem kullanmıştır. Bu çalışmadan çıkan sonuç ise siman kalınlığının arttığı bölgelerde hava kabarcığı oluşmaktadır. Bu durum milin tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir (93), Bizim çalışmamızda kullandığımız mil sistemlerinde kişiye özel hazırladığımız için siman kalınlığı minimum aralıkta tutulmuştur. Çalışmalarda bu gibi mil sistemlerinin hazırlanmasında büzülme polimerizasyonun minimum seviyede olduğu bildirilmiştir (37, 93).

Dayalan ve ark (56) yaptıkları bir çalışmada bilgisayar destekli üretim sistemlerinde mum modellerini tarayarak zirkonyum dioksit ve cam fiberden üretilen maketleri sinter işlemleri sonrası boyutsal değişim açısından değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak zirkonyum dioksit mil grubunda % 3,59 hata oranını tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda Zirkonyum dioksit ve monolitik zirkonyum gruplarında sinterleme sonrasında uyum hatası tespit edilmemiştir.

Mil-çekirdek sistemlerinde en çok rastlanan başarısızlık nedenlerinden biride siman başarısızlığıdır (54, 77, 170). Reçine simanların tercih edilmesinin nedeni ise mil-çekirdek ve dentin arasında başarılı bir adeziv görevi görmesidir. Buna bağlı olarak monoblok şeklinde bir restorasyon kompleksi oluşturulmaktadır (37). Mil materyali ile benzer fiziksel özelliklere sahip reçine siman uygulaması dişin kırılma direncinde artış göstermektedir (42).

Adeziv restoratif sistemlerde stresin en çok biriktiği bölge dentin siman arayüzüdür (9, 36, 75). Simanın kanal içine uygulama şekli, bu ara yüzeydeki adezyonun başarısı için çok önemlidir. Lentülo yardımı ile siman kanal içine gönderildiğinde hava kabarcığı oluşma riski minimuma indirilmektedir (4). Mil sistemlerinin kök kanalına simantasyonunda, adeziv reçine simanlarda kullanılmak üzere geliştirilmiş ince uygulama uçları sayesinde, siman tabakasında boşluk ve hava kabarcığı oluşumunun engellenebileceği bildirilmiştir (154). Bizim çalışmamızda otomatik karıştırılmalı ve mil simantasyonu için özel tasarlanmış açılı ince uç yardımıyla reçine siman kanal içine gönderildi

Yapılan çalışmalarda, elastiklik modülü yüksek olan mil sistemlerinin,kanalda stres birikimine neden olup kök kırıklarına yol açtığı tespit edilmiştir (16, 141, 147, 192, 229). Kanal hazırlığı sonucu geriye kalan diş dokusu miktarı önem taşımaktadır. Mou ve ark.yaptıkları bir çalışmada mil çapı artıkça kök kırılma olasılığının arttığını bildirmişlerdir (177), Zhou ve ark. yaptıkları bir çalışmada üç farklı zirkonyum dioksit mil çapları kullanmışlardır, 1,5 mm-2 mm- 2,5 mm çapların dişte oluşturduğu stres değerleri araştırılmıştır,en başarılı sonuçlar 2mm çaplı millerde görülmüştür(264).

Ausiello ve ark.yaptıkları bir çalışmada, farklı mil sistemlerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada cam fiber ve karbon fiber olmak üzere iki formda silindir, konik ve üç farklı çekirdek materyalleri kullanılmıştır. Bunlar kompozit, zirkonyum dioksit ve feldspatik seramiktir. Cam fiber ile kompozitin benzer biyomekanik özelliklere sahip olmasından dolayı dişte daha eşit bir stres dağılımı yaptığını tespit etmişlerdir (20).

Silva ve ark. (224), yaptıkları bir çalışmada cam fiber ile metal alaşımlı mil-çekirdek sistemlerini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak cam fiber millerin daha eşit bir stres dağılımı sağladığını belirtmişlerdir.

Craig ve ark. maksimum ısırma kuvvetinin 200-240 N arasında değiştiğini bildirmiştir (205).

Lyons ve ark. üst kanin dişine etkileyen ortalama kuvvetin 215 N olduğunu, parafonksiyonel

alışkanlıklara sahip bireylerde yüklerin 254,8 N'a yükseldiğini tespit etmişlerdir (149).

Çalışmamızda tüm örnek gruplarında başarısızlık oluşturan kuvvet değerlerinin, maksimum fizyolojik kuvvetlerden yüksek olması, kullanılan tüm mil-çekirdek sistemlerinin klinik olarak yeterli dayanıklılığa sahip olduklarını göstermektedir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın başlangıcında oluşturduğumuz hipotezlerden yola çıkarak, başarısızlık oluşturan kırılma dayanım değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi sonucunda, elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

- 1- Mil-çekirdek sistemlerinin seçimi yapılırken olguya özel değerlendirmeler yapılmalıdır. Yuvarlak kesitli kanallarda prefabrik elastiklik modülü dentine yakın seçilmesi gerekirken daha düzensiz kanal şekillerinde olguya özel ve rijit materyaller tercih edilmelidir,
- 2- Yeni geliştirilen materyal ve sinter programları klinisyene ve hastaya zaman kazandıran avantajlı bir gelişmedir.
- 3- Geliştirilen Cad/Cam yazılımlarıyla artık ağız içinde hazırlanan reçine maketlerin aynısını tarayıp hazırlamak mümkün olmuştur.
- 4- Teknolojik gelişmelere paralel olarak, güncel protetik uygulamaların CAD/CAM odaklı sistemler kullanılarak yapılması giderek yaygınlaşmaktadır.
- 5- Bilgisayar destekli üretim sistemlerinde kullanılan materyaller endüstriyel olarak standardize edilmiş ve homojen yapıya sahip bloklar halinde üretilmektedir.
- 6- Günümüzde kullanıma sunulan blok materyallerinin mekanik ve optik özelliklerinin geliştirilmesi sayesinde, hastanın fonksiyonel ve estetik beklentilerini karşılayacak nitelikte yüksek kalitede restorasyonların elde edilmesi mümkün olmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Abduljabbar T, Sherfudhin H, AlSaleh SA, Al-Helal AA, Al-Orini, SS, Al-Aql NA. Fracture resistance of three post and core systems in endodontically treated teeth restored with all-ceramic crowns. *King Sand Uni J Dent Sci* 2012;3(1):33-38.
2. Abramovitz I, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endodont* 2001;27(4):292-295.
3. Agarwal BD, Broutman LJ, Chandrashekhara K. (2006). *Analysis and performance of fiber composites*, Chapter 2, 3, Wiley-Interscience Publication, 1990, Newyork.
4. Akgüngör G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent* 2006;95:368-378.
5. Akkayan B, Caniklioğlu B. Farklı post tiplerinin kök kırılmalarına etkileri ve post seçim kriterleri. *Hacettepe Ü Diş Hek Fak Derg* 1997;21(1):75-84.
6. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-7.
7. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:155-62.
8. Aksommuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 2004;32(6):443-450.
9. Aksommuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strength of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent* 2006;19:51-55.
10. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. "İleri restorasyon teknikleri " *Point Yayınları* (1998): 364-389.
11. Al-Wahadni AM, Hamdan S, Al-Omiri, M, Hammad MM, Hatamleh MM. Fracture resistance of teeth restored with different post systems: in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod* 2008;106(2):77-83.
12. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater* 2006;22:283-290.
13. Ambica K, Mahendran K, Talwar S. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber

posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod* 2013; 39:96-100.

14. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont* 2006;15:172-179.

15. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-278.

16. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):321-329.

17. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Ören E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):36-40.

18. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):565-567.

19. Atalay AS. Oval kök kanallı dişlerde farklı ferrule uzunlukları ve estetik post uygulamalarının kök kırıklarına etkilerinin incelenmesi. (Doktora Tezi) İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2011.

20. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FEA analysis. *Dent Mater* 2011;27(12): 1285-94.

21. Avila Galhano G, Felipe Valandro L, Marques R, Scotti R, Antonio Bottino M. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endodont* 2005 ;31 (3):209-211.

22. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent* 1990;63:619-626.

23. Balkenhol, M., Rupf, S., Laufersweiler, I., Huber, K., Hannig, M. (2011) Failure analysis and survival rate of post and core restorations under cyclic loading. *Int Endod J*, 44 (10), 926-937.

24. Baratieri LN, Calderia de Andrada, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent* 2000;S4(2): 180-184.

25. 133. Barkhordar, R.A., Radke, R., Abbasi, J. (1989) Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent*, 61 (6), 676-678.

26. Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review of the literature. *Bri Dent J* 2003;195:43-48.

27. Bavbek AB, Korkmaz T, Yılmaz C. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit postların mekaniği. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2007;24(3):187-192.

28. Bayırlı G. Endodontik Tedavi I. İstanbul, 1998;36-39.

29. Beck N, Graef F, Wichmann M, Kari M. In vitro fracture resistance of copy-milled zirconia ceramic posts. *J Prosthet Dent* 2010;103(1):40-44.

30. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for

- CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-511.
31. Bilgin MS, Öztürk AN. Estetik post sistemleri. *SÜ Dişhek Fak Der* 2008;17:243-245.
 32. Bindi A, Lüthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22(1):29-36.
 33. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006;95:302-310.
 34. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2010;103(6):369-379.
 35. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. *Int DentJ* 2007;57(3):153-160.
 36. Boschian PL, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18:596-602.
 37. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19(3):199-205.
 38. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003;30:300-6.
 39. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post- and-core systems: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001 ;14(1):58.
 40. Cecchin D, Farina AP, Guerreiro CAM. Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra-radicular posts of different lengths. *Oral Rehabil* 2010;37(2):116-122.
 41. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136:611-619.
 42. Chierazzi M, Rallini M, Pagano S, Eramo S, D'Errico P, Torre L, Kenny JM. Mechanical effect of static loading on endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced posts. *J Biomed Mater Res B* 2013;9:17-23
 43. 4L Christensen GJ. Posts and cores: State of art. *JADA* 1998;129:96-98.
 44. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent* 2010;104(6):379-388.
 45. Clarence J. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various types of restoration. *J Prosthodont* 2001;10:26-36.
 46. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent* 2000;83:624-628.
 47. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. Chapter 22 2nd ed. Harcourt Pvt Ltd. 2002;765-795: 898-903.
 48. Coniglio I, Garcia-Godoy F, Magni E, Carvalho CA, Ferrari M. Resin cement thickness in oval-shaped canals: Oval vs. circular fiber posts in combination with different tips/drills for post

- space preparation. *Ain J Dent* 2009;22(5):290.
49. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun U. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J prosthet Dent* 2007;9#(5):389-404.
50. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55:540-546.
51. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001 ;10(1):26-36.
52. Çalışkan MK. "Endodontide tam ve tedaviler." *Istanbul. Nobel Tıp Kitabevleri* (2006): 83-110.
53. Çekirdek Z. , Akkayan B. Farklı materyallerden tek parça post-core Sistemleri üretilerek restore edilen dişlerin kırılma Dayanımlarının in vitro olarak incelenmesi
54. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007; 98(3): 193-198.
55. Davy DT, Dilley GL., Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981 ;60(7): 1301-10.
56. Dayalan M, Jairaj A, Nagaraj KR, Savadi RC. An evaluation of fracture strength of zirconium oxide posts fabricated using CAD-CAM technology compared with prefabricated glass fibre posts. *J Indian Prosthodont Soc* 2010;10(4):213-218.
57. Della Bonna A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002;15:248-253.
58. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
59. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.
60. Desort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent* 1983;49(2):203-206.
61. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Ledley JB. Prefabricated dowels: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983;49:498-503.
62. Dietschi D, Due O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008;39(2):117.

63. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive post and cores after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 1997;10:498-507.
64. Dikbaş İ, Koksal T. Post-kor uygulamalarında başarısızlıklar. *Atatürk Ü Dishek Fak Derg* 2006;76:41-51.
65. Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. *J Prosthet Dent* 2006;95(2): 130-136.
66. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J* 2013;7:118.
67. Ellingsen LA, Fasbinder DJ. In vitro evaluation of CAD/CAM ceramic crowns. *J Dent Res* 2002 ;81:331.
68. Eryürük S., Aslan Y. Farklı Üretim Tekniği Ve Materyaller Kullanılarak Üretilen Estetik Post-Kor Sistemlerinin Kırılma Dayanıklılığının İn Vitro Olarak İncelenmesi
69. Eskitaççioğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods-fracture strength test and a finite elemental stress analysis. *J Endod* 2002;28(9):629-633.
70. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G.A. Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns A Two-Year Report. *J Ain Dent Ass* 2010;141(2): 10-14.
71. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium* 2002;23(10):911-922.
72. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14:355-63.
73. Fernandes AS, Shetty S, Ivy C. Factors determining post selection. *J Prosthet Dent* 2003; 90:556-562.
74. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars *J Dent Res* 2007;86(8):729-734.
75. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor 1A. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000;13:255-260.
76. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding in to root canals. *Am J Dent* 2002;15:227-231.
77. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000,12:9B-13B
78. Fisker R, Nonboe S. "Virtually designing a post and core restoration using a digital 3d shape." U.S. Patent Application 13/761,377, filed February 7, 2013.
79. Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Ronnlo AM. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. *Eur J Oral Sci* 2006;114:250-6.
80. Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LVJ, Vallittu PK, Creugers NHJ. Ex vivo

fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J* 2005;3S(4):230-237.

81. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80(2): 151-7.
82. Freedman GA. The carbon fibre post: metal-free, post endodontic rehabilitation. *Oral Health* 1996; 86:23-30.
83. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry. Chicago: *Quintessence* 2000;8-14, 30-54, 55-69.
84. Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:169-179.
85. Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. *J Endodont* 1995;27(1):33-37.
86. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
87. Goldstein GR, Hudis SI, Weintraub DE. Comparison of four techniques for the cementation of posts. *J Prosthet Dent* 1986;55(2):209-211.
88. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II. Maintaining the apical seal. *J Prosthodont* 1995;4(1):51-53.
89. Gpracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater* 2005;21(5):437-444.
90. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112:353-361.
91. Goracci C, Ferrari M. "Current perspectives on post systems: a literature review." *Aus Dent J* 2011;56:77-83.
92. Grande NM, Butti A, Plotino G, Somma F. Adapting fiber-reinforced' composite root canal posts for use in noncircular-shaped canals. *Pract Proced Aesth Dent* 2006;/8(9):593.
93. Grandini S, Goracci C, Francesca M, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* 2005;7:235-240.
94. Grandini S, Sapio S, Simonetti M(2003). Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent* 2003;5:243-247.
95. Grossman L. Endodontic Practice. Lea &Febiger, Philadelphia, 1978;155-169, 239-272.
96. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2002; 93(6):559-562.
97. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental

ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-456.

98. Gutmann JL. The dentin root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth *J Prosthet Dent* 1992;67:458-67.
99. Giith, JF, Wallbach J, Stimmelmayer M, Gernet W, Beuer F, Edelhoff D. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Inv* 2013;1-7.
100. Hagge MS, Ralan DMW, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated Dowel. *J Prosthodont* 2002;11:19-24.
101. Ffansen EK, Asmussen E. Improved efficacy of dentin-bonding agents. *Eur J Oral Sci* 1997;105(5):434.
102. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater* 2008;24(9): 1178-86.
103. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006;22(5):477-485.
104. Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J* 2003;195(3): 155-158.
105. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):438-445.
106. Heydecke G, Peters, MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):380-386.
107. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75(2): 140-147.
108. Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman W J. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):175.
109. Hoag, E.P.,Dwyer, T.G. (1982) A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent*, 47 (2), 177-181.
110. Huang ZX, Qian CF, Liu P, Deng XL, Cai Q, Yang XP. Investigation of material properties of one-piece glass fiber post-and-core affecting biomechanical responses of the restorative system. *Adv Mater Res* 2011; 160:1691-98.
111. Huang TJG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endodont* 1992;18(5):209-215.
112. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986;55(1):33-38.
113. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater* 2004;20:498-508.
114. Hulsmann M, Heckendorff M, Schafers F. Comparative in-vitro evaluation of three

- chelator pastes. *Int J Endodont* 2002;35(8):668-679.
115. Ingle JI. Endodontics (5th ed) Chapter 19, BC Decker Inc. Hamilton, Ixmdon, 2002;913-950.
116. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1998;12(1):78-82.
117. Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomater* 2001;22(7):749-752.
118. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont* 2002;15(2): 154.
119. Juloski J, Radovic h Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endodont* 2012;38(1):11-19.
120. Karaalioglu O, Duymuş ZY. "Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları." *Atatürk Üniv Diş Hek. Fak. Der g* 2008;18(2):70-77.
121. Karamustafa İ. Fiberle güçlendirilmiş farklı kompozit prefabrik mil sistemlerinin kompozit çekirdeklerle birlikte kullanımlarının dayanıklılık yönünden araştırılması. (Doktora Tezi) İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2006;10-15.
122. Kern M, Simon MHP, Strub JR. Clinical evaluation of all ceramic zirconia posts. A pilot study. *J Dent Res* 1997;76:293.
123. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995;73:240-249.
124. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
125. Kern, S.B., von Fraunhofer, J.A., Mueninghoff, L.A. (1984) An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*, 51 (4), 509-514.
126. Khaled AL-Omiri M, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endodont* 2010;3b(9): 1439-49.
127. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of the pulpless teeth. *J Oral Rehab* 1990;17:599-609.
128. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in post-core restored teeth. *Dent Traumatol* 2004;20(2):90-100.
129. Klein, CA. Flexural strength of fused silica: Weibull statistical analysis. Flexural strength of fused silica: Weibull statistical analysis” 2009 Proc. SPIE,
130. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):421 -427.

131. Koller M, Arnetzl G, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *Int J Comp Dent* 2012; 15(2): 159.
132. Korkmaz T, Nalbant D. Zirkonyum seramik post uygulaması. *Cumhuriyet İJni Diş Hek FakDerg* 1998;1:64-67.
133. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-433.
134. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic post and cores: The state of art. *Quintessence Int* 1999; 30:383-392.
135. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Norbert H. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater* 2008;24:660-666.
136. Kreulen CM, Moscovich FI, Dansen KA, Creugers NHJ. Time-and-motion study on Class II copy-milled ceramic inlays. *J Dent* 2000;28(6):429-436.
137. Kumar S. Selective laser sintering: a qualitative and objective approach. *JOM* 2003; 55(10): 43-47.
138. Kurtz JS, Perdigo J, Geraldini S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts. Effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *Ani J Dent* 2003;16:31-36.
139. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal retained posts. *J Endod* 1989; 15:578-580.
140. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endodont* 2005;31(7):529-532.
141. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21(8):709-715.
142. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004;20(1):29-36.
143. Lassila, LVJ, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomater* 2002;23(10):2221 -29.
144. Lewinstein I, Rotstein I. , Effect of trichloroacetic acid on the microhardness and surface morphology of human dentin and enamel, *Endod Dent Traumatol*. 1992 Fe: 8(1):16-20
145. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endodont* 1981 ;7(9):421-422.
146. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1998 ;165: 95-97.
147. Li Z, Wang XZ Gao CZ, Ivo K. Fatigue and fracture resistance of the flared roots restored with computer aided design and computer aided manufacturing glass fiber posts. *J Peking Univ*

Health Sci 2013;45(1):59-63.

148. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:155-61.
149. Lyons MF, Baxendale RH. A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. *J Oral Rehabil* 1990;17(4):311-318.
150. Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor* 2003;15(1):25-31.
151. Magne P, Boff LL, Oderich E, Cardoso AC. CAD/CAM Adhesive Restoration of Molars with a Compromised Cusp: Effect of Fiber-Reinforced Immediate Dentin Sealing and Cusp Overlap on Fatigue Strength. *J Estha Rest Dent* 2012;24(2): 135-146.
152. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Ferrari M. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: A microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. *J Adlies Dent* 2007;9:195- 202.
153. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber reinforced epoxy resin posts. *IntJ Prosthodont* 2003;16:39-44.
154. Mannocci E, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adlies Dent* 1999;1:153-158.
155. Martelli H, Pellizzer EP, Rosa BT, Lopes MB, Gonini A. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endodont J* 2008;47(8):685-692.
156. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80:527-533.
157. Marxkors E., Marxkors D, Neumeyer S. Ahlers H. OptiPost ein Optimiertes Wurzelstiftsystem. *Quintessenz* 48(2):261-278,1997.
158. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982 48:407-415.
159. McAndrew R, Jacobsen PH. The relationship between crown and post design on root stress—a finite element study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;70(1):9-13
160. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;&(2):216-222.
161. McLaren, JD, McLaren, CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101(3): 174-182.
162. Mehl A, Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comp Dent* 1999;2(2): 129.

163. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: A case report. *Quintessence Int* 2013;44:29-36
164. Meira JB, Esposito CO, Quitero MF. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2009;25:394-8.
165. Mentink, AGB, Creugers NHJ, Hoppenbrouwers PMM, Meeuwissen R. Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. *J Dent* 1998;26(2): 125-131.
166. Michalakakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodont Res Dent* 2004;24:462-469.
167. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic Particle Reinforced Composite-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative 2013;1(3):27.
168. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):428-435.
169. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama, S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
170. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: A 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2002;16(6):593-596.
171. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Tay FR, Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber systems to root canal dentin. *J Biomed Ap Bio Mater* 2006;77:195-200.
172. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post surface conditioning improves interfacial adhesion in post/ core restorations. *Dent Mater* 2006;22: 602-609.
173. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod* 2006;32(1):44-47.
174. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993;70:11-16.
175. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):397-416.
176. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996;75(4):375-380.
177. Mou YB, Chen YM, Smales RJ, Yip KH. Optimum post and tooth root diameters for a cast post-core system. *Am J Dent* 2009;22(5):311.
178. Muniz L, Mathias P. The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions. *Oper Dent* 2005;30:533-539.
179. Musikant BL, Deutsch AS. A new prefabricated post and core system. *J Prosthet Dent* 1984;52:631-634.

180. Nakabayashi N, Kojinra K, Masura E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers in to tooth substrats. *J Biomed Mat Res* 1982;16:265-273.
181. Narva KK., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2005). The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dental Materials*, 21(5), 421-428.
182. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral' Rehabil* 2002;29(1):28-34.
183. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003;S9(4):360-367.
184. Nie EM, Chen XY, Zhang CY, Qi LL., Huang YH. Influence of masticatory fatigue on the fracture resistance of the pulpless teeth restored with quartz-fiber post-core and crown. *Int J Oral Sci* 2013;4(4):218-220.
185. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86:304-308.
186. O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont* 2000;13:47-51.
187. Ohlmann B, Fickenscher F, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Gabbert O, Schmitter M. The effect of two luting agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. *J Dent* 2008;36:87-92.
188. Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M, Masuoka D. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dent Mater J* 2008;27(4):605-611.
189. Özcan M, Matinlinna JP, Vallittu PK, Huysmans MC. Effect of drying time of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the shear bond strength of a composite resin to silica-coated base/noble alloys. *Dent Mater* 2004;20:586-590.
190. Özcan M, Valandro L F (2009). Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only. *Oper Dent* 2009;34(4):429-436.
191. Özkurt Z, İşeri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29(3):233-245.
192. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomater* 2002;23(13):2667-82.
193. Perdiago J, Gomes G, Augusto V. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006;22:752-758.
194. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence Int* 2005;36(9):737-46.
195. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18:596-602.
196. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. A Survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Invest* 2008;12(1):37-44.

197. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002;88(3):302-306.
198. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007;23(9):1129-1135.
199. Powell DB, Nicholls JI, Yuodelis RA, Strygler H. A comparison of wire and kevlar reinforced provisional restorations. *Int J Prosthodont* 1994;7:81-89.
200. Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 2003;8: 86-91.
201. Radke RA, Eissmann HF. Postendodontic restoration. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*. 5th ed. Mosby, St. Louis, 1991:701-749.
202. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodont* 1989;15(11):512-516.
203. Reid LC, Kazemi, RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endodont* 2003;29(2):125-131.
204. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62(9):1002-8.
205. Rosenstiel SF, Martin F, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 4th ed. St Louis: Mosby, Inc. 2006.
206. Rosenstiel SR, Land M, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):230-301.
207. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000;27(7):595-601.
208. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater* 2007;23(1):95-99.
209. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 2003;5:153-162.
210. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont* 2004;17:307-312
211. Sandhaus S, Pasche K. Tenon Radiculaire en zircone pour la réalisation d'inlays-cores tout céramique. *Tribune Dent* 1994;2:17-24.
212. Santos AFV, Meira JBC, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, Versluis A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?. *J Dent Res* 2010;89(6):587-591
213. Saupé WA, Gluskin AH, Radke RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996;27:483-91.
214. Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. Teeth

- restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomater* 2010;6(9):3747-54.
215. Schneider, R.L. (1994) A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J Prosthet Dent*, 71 (4), 420-422.
216. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301
217. Sedgley CM, Messer, HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 1992;18(7):332-335.
218. Sevük C, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Proshet Dent* 2002;88(6):565-568.
219. Sevük Ç, Tüfekçi Y. ‘‘Kuron kısmı harap olmuş endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda prefabrike basamaklı kanal mili’’ poster sunumu, TDB 6. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, 1999.
220. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: *Quintessence* 1997:194-204.
221. Shillingburg HT, Kessler JC, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *Calif Dent Assoc J* 1982;10:43-62.
222. Sınmazışık G, Tarçın B, Gülmez T. Mechanical Properties of CAD/CAM Manufactured and Prefabricated Endodontic Posts. *Key Eng Mater* 2012;493:649-654.
223. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fibre-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997;78:5-9.
224. Silva NR, Castro CG., Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares P V. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20(2):53.
225. Sim TPC, Knowles JC, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int J Endodont* 2001;34(2):120-132.
226. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):262-269.
227. Sjogren U L.F, Hagglund B, Sundqvist G, Wing, K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endodont* 1990;6(10):498-504.
228. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1997;28:457-62.
229. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PCF, Soares PV, Magalhaes D, Martins LRM. Two-Dimensional FEA of Dowels of Different Compositions and External Surface Configurations. *J Prosthodont* 2009;18(1):36-42.

230. Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* 2005;18(1):57-60.
231. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;64:419-24.
232. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63:529-536.
233. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984;52:28-35.
234. Sorensen JA, Mito WT. Rationale and clinical technique for esthetic restoration of endodontically treated teeth with the Cosmopost and IPS Empress post system. *Quintessence Dent Technol* 1998;21:81-90.
235. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with difererit post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007;23(8):983-993.
236. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontik dowels: effect of cement, dowel lenght, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978;39:400-405.
237. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and sties distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent* 1992;68:436-442.
238. Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002;35:575-581.
239. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *The J prosthet Dent* 1999;81(4):380-385.
240. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2001;28(2): 120-124.
241. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-482.
242. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Yoshida K, Atsuta M, Suzuki S. Adhesive bonding of titanium with a thione-phosphate dual founctional primer and self-curing luting agents. *Eur J Oral Sci* 2000;108:456-60.
243. Tait CME, Ricketts DNJ, Higgins AJ. Weakened anterior roots-intraradicular rehabilitation. *Brit Dent J* 2005; 198(10):609-617.
244. Tay FR, PashleyOH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endodont* 2007;33(4):391-398.
245. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endodont* 1993;19(2):87-90.

246. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz L Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of prefabricated post systems. *J Oral Rehab* 2005;32:433-440.
247. Torbjömer A, fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):369
248. Tüfekçi NY. Değişik tipteki tam seramik mil ve çekirdek sistemlerinin direnç yönünden incelenmesi. (Doktora Tezi), İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2001.
249. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Bio sci Bioeng* 2007;104(5):363-370.
250. Valandro LF, Yoshiga S, Melo R, Galhano G. Microtensile bond strength between post and a resin cement: effect of post surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8:105-111.
251. Vallittu PK, Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fiber polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehab* 1999;26:666-671.
252. Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *Int Endod J* 2006;39:31-39.
253. Wagnild GW, Mueller KL. Restoration of endodontically treated teeth. In: Pathways of the pulp. Cohen S, Hargreaves KM. 9 ed., St. Louis, Mosby 2006:769-775.
254. Wang VJJ, Chen YM, Yip KHK, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater* 2008;24(3):372-377.
255. Watzke R, Frankenberger R, Naumann M. Probability of interface imperfections within SEM cross-sections of adhesively luted GFP. *Dent Mater* 2009;25(10): 1256-1263.
256. Wu MK, Wesselink PR. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J* 2001;34:137-141.
257. Wu MK, Wesselink PR. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J* 2001;34:137-141.
258. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96-99.
259. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1994;8(2): 105-116.
260. Yaman SD, Karacaer O, Şahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Bjvmater Appl* 2004;18(3): 163-178.
261. Zalkind M, Hochman N. Direct core buildup using preformed crown and fabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 2003;19:226-231.
262. Zhang YK, Shao LQ, Liu RY, Wang LL, Ai J, Wen N, Deng B. The Effect of Varying Female Modes on Fracture Resistance of Canines Restored with One-Piece Milled Zirconia Post and Core. *Adv.Mater Res* 2013;624:98-102.

263. Zhang YX, Zhang WH, Lu ZY, Wang KL. Fracture strength of custom-fabricated Celay all-ceramic post and core restored endodontically treated teeth. *Chinese Med J* 2006;119(21): 1815.
264. Zhou TF, Wang XZ. Finite element analysis of tooth restored with one-piece of computer aided design and computer aided manufacturing zirconia post-core in three different radiuses. *J Peking Univ. Health Sci* 2012;44(1):93.
265. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 2013 ;16(2): 173-181.



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI**AŞIRI HARABİYETE UĞRAMIŞ
KANAL TEDAVİSİ GÖRMÜŞ
DİŞLERDE GELENEKSEL
YÖNTEMLE HAZIRLANAN VE
GÜNCEL YÖNTEMLERLE
ZİRKONYUM DİOKSİT İÇERİKLİ
HAZIRLANAN SABİT
PROTEZLERLE RESTORE
EDİLMİŞ FARKLI MİL
ÇEKİRDEK**

Gönderim Tarihi: 06-Eki-2017 11:22AM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 858296211

Dosya adı:

TEMLERLE_Z_RKONYUM_D_OKS_T_ER_KL_HAZIRLANAN_SAB_T_PROTEZLER.docx
(162.22K)

Kelime sayısı: 20735

Karakter sayısı: 140736