T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEKANİK YÜKLEMENİN FARKLI KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİNİN APİKAL SIZINTILARINA VE BOŞLUK HACİMLERİNE ETKİSİ VE OLUŞAN STRESLERİN SONLU ELEMAN STRES ANALİZ (FEA) YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Öznur ERASLAN

DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Sema Belli

KONYA- 2012

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEKANİK YÜKLEMENİN FARKLI KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİNİN APİKAL SIZINTILARINA VE BOŞLUK HACİMLERİNE ETKİSİ VE OLUŞAN STRESLERİN SONLU ELEMAN STRES ANALİZ (FEA) YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

.

Dt. Öznur ERASLAN

DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Sema Belli

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 09202003 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA- 2012

i. ÖNSÖZ

Öncelikle bütün hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen annem Ayşe DERİNBAY, babam Ali DERİNBAY ve eşim Oğuz ERASLAN'a çok teşekkür ederim.

Doktora hayatım boyunca tüm çalışmalarımda yardımını esirgemeyen, bana her zaman yol gösterici olan doktora danışmanım Sayın Prof. Dr. Sema BELLİ'ye,

Doktoram süresince emeği geçen Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri; Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE'ye, Prof. Dr. Funda KONT ÇOBANKARA'ya, Doç. Dr. Ayçe ÜNVERDİ ELDENİZ'e ve Doç. Dr. Hasan ORUÇOĞLU'na,

İstatistik analizlerinin yapılmasında ve yorumlanmasında katkısı olan Prof. Dr. Bora ÖZTÜRK'e,

Bölümdeki tüm çalışma arkadaşlarıma ve dostlarıma;

Teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **ivi**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Kök Ucu Cerrahisi **2**
1.1.1. Kök Ucu Cerrahisinin Genel Endikasyonları 3
1.1.2. Kök Ucu Cerrahisinin Kontrendikasyonları 4
1.1.3. Kök Ucu Rezeksiyonu 4
1.1.4. Kök Ucu Kavite Preparasyonu 6
1.1.5. Kök Ucu Dolgu Materyalleri 8
1.2. Kök Ucu Dolgu Materyallerinde Mikrosızıntı **20**
1.3. Endodontide 3 Boyutlu Rekonstrüksiyon **25**
1.3.1. Micro CT Görüntüleme Tekniği 25
1.4. Mekanik yükleme **29**
1.5. Stres Analiz Yöntemleri **30**
2. GEREÇ VE YÖNTEM **38**
2.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması **38**
2.1.1. Kök Ucu Kavitelerinin Hazırlanması 40
2.1.2. Kök Ucu Kavitelerinin Doldurulması 42
2.2. Sıvı Filtrasyon Test Düzeneği İle Apikal Mikrosızıntının Değerlendirilmesi: **47**
2.2.1. Örneklerin Sıvı Filtrasyon Test Düzeneğine Hazırlanması: 48
2.2.2. Örneklerin Mikrosızıntısının Ölçümü 48
2.3. Mekanik Yükleme **50**
2.4. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Üç Boyutlu İncelenmesi **53**
2.4.1. Örneklerin Micro CT Taraması için hazırlanması: 53
2.4.2. Mikro CT değerlendirmesi: 53
2.5. Sonlu Eleman Stres Analizi **57**
3. BULGULAR **60**
3.1. Mikrosızıntı Ölçümlerine Ait Bulgular **60**
3.2. Micro CT Tarama Tekniği Ölçümlerine Ait Bulgular: **63**
3.2.1. Mikro CT Taraması İle Elde Edilen 3 Boyutlu Görüntüler 67
3.3. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Mikrosızıntı Değerlerinin Boşluk Hacmi Yüzde Değerleri ile İlişkisi **71**
3.4. Sonlu Eleman Stres Analizi Bulguları **72**
4. TARTIŞMA **80**

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER..... 99
6. ÖZET..... 101
7. SUMMARY 102
8. KAYNAKLAR..... 103
9. EKLER..... 116
10. ÖZGEÇMİŞ..... 117

SİMGELER VE KISALTMALAR

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

TEGDMA: Trietilenglikol Dimetakrilat

BIS-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

UDMA: Ürethan Dimetakrilat

PMMA: Polimetil Metil Metakrilat

CİS: Cam İyonomer Siman

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

MTA: Mineral Trioksit Agregat

SuperEBA: Super Etoksi Benzoik Asit

ZOE: Çinko Oksit Öjenol

IRM: Intermediate Restorative Material

SEM: Scanning Elektron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobi)

Mikro CT: Mikro Computerized Tomography (Mikro Bilgisayarlı Tomografi)

3D: Three Dimensional (Üç Boyutlu)

CT: Computerized Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)

SMI: Yapı Model İndeksi

µm: Mikrometre

FEA: Finite Element Analysis (Sonlu Eleman Analizi)

DICOM: Digital Imaging and Commumation in Medicine

TIF: Tagged Image File

BMP: Bit Map Picture

kV: Kilo Volt

µA: Mikro Amper

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

EDTA: Etilendiamintetraasetikasit

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

Hz: Hertz

LED: Ligth Emitting Diode

MPa: Megapaskal

N: Newton

1. GİRİŞ

Başarılı bir endodontik tedavide kök kanal sisteminin üç boyutlu olarak doldurulması en az temizlenmesi, şekillendirilmesi kadar önemlidir. Bazı durumlarda uygulanan tüm endodontik teknikler yeterli olamamakta ve tedavi başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir. Bu durumda ilk adım genellikle tedavinin yenilenmesidir. Yenilenen endodontik tedavilerin de başarısız ya da kontrendike olduğu durumlarda apikal sızdırmazlığın oluşturulması ve dişin korunması amacıyla endodontik cerrahiye başvurulmaktadır. Endodontik cerrahi seçeneklerinden biri olan kök ucu cerrahisi, apikal bölgenin küretajı, kök ucu rezeksiyonu ve kavite açılmasını takiben kök ucu dolgu maddesinin yerleştirilmesi aşamalarını içeren bir tedavi şeklidir (Shahi ve ark 2007).

Kök ucu dolgu materyalinin kullanılmasının amacı, kök kanalındaki mikroorganizma ve potansiyel irritanların periapikal dokulara sızıntısını engellemektir. Yetersiz apikal tıkama ve kullanılan kök ucu dolgu materyalinin yapısal özelliklerindeki eksiklikler sonucu oluşan apikal sızıntı kök ucu cerrahisinde başarısızlığın en önemli nedenlerindendir (Torabinejad ve ark 1995a, Arroyave ve ark 2007).

Operatif diş hekimliğinde, özellikle okluzal kuvvetler, ısısal değişimler ve restorasyonun yaşlanmasından dolayı sızıntı oluşabilmektedir (Grund ve ark 1990, Frank ve ark 1992). Okluzal kuvvetlerin materyal veya arayüzde oluşturdukları tekrarlayan stresler başarısızlığın nedeni olarak düşünülmektedir. Mekanik yükleme sonrası yapılan sızıntı çalışmalarının statik koşullarda yapılan sızıntı çalışmalarından farklı sonuçlar oluşturabildikleri bildirilmiştir (Bishop ve ark 2008). Bugüne kadar kullanılan kök ucu dolgu materyallerinin apikal sızıntılarının değerlendirilmesi ile ilgili birçok araştırma yapılmış olmasına rağmen, bu materyallerin sızdırmazlık yeteneklerine mekanik yüklemenin etkisini inceleyen çok az çalışma mevcuttur (Blum ve ark 1997, Peters ve Peters 2002, Kishen 2005).

Herhangi bir materyalin sızdırmazlık yeteneği, pek çok diğer faktörün yanı sıra içindeki boşlukların varlığından da olumsuz yönde etkilenir. Çalışma alanının kısıtlı olduğu endodontik cerrahide kullanılan materyallerin kök ucu kavitesine,

içinde boşluk bırakılmadan yerleştirilmesi oldukça güçtür. Literatürde restoratif dolgu materyallerinin kalitesinin boşluk açısından değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur ve bu amaçla bugüne kadar pek çok yöntem kullanılmıştır. Son zamanlarda yapılan çalışmalar, kök kanal dolgu materyalleri ve diğer dental materyallerin hacimsel ölçümünün mikro CT görüntüleme yöntemiyle başarılı bir şekilde yapılabileceğini göstermiştir (Hammad ve ark 2009, Gandolfi ve ark 2012, Meleo ve ark 2012).

Ayrıca restorasyon tasarımları ve restoratif materyallerin değişkenliği stres iletiminde önemli bir role sahiptir. Günümüzde, bir mühendislik metodu olan Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (Finite Elenment Analysis–FEA) dişhekimliğinde de kullanılmaktadır ve osseöz ve dental sistemlerin mekanik davranışlarının değerlendirilmesine, oluşan gerilmelerin belirlenmesine imkan tanımaktadır.

1.1. Kök Ucu Cerrahisi

Modern diş hekimliğinin temel hedeflerinden birisi doğal dişin korunmasıdır. Periradiküler patolojide, patojenler genellikle iyi bir kök kanal dolgusu ve koronal restorasyonla elimine edilebilmekte ve dişin ağızda uzun süre kalması sağlanabilmektedir. Kök kanal tedavisinde başarı oranı, en yüksek %97,8 (Hession 1981) ve en düşük %45 (Meeuwissen ve Eschen 1983) olarak rapor edilmiştir. Modern endodontik teknikler ve enstrümanların artmasıyla kök kanal tedavisinin başarı oranı yükselmiştir ancak en yüksek standartlar sağlansa bile yine de başarısızlık gözlenebilmektedir (Siqueria 2001, Çelik 2012). Başarısız olan kök kanal tedavilerinde düşünülen ilk seçenek tedavinin koronal yoldan yenilenmesidir. Fakat koronal yoldan tedavinin mümkün olmadığı ya da çoğunlukla geleneksel endodontik tedaviler sırasında oluşan komplikasyonlar sonucu tedavinin imkansız olduğu durumlarda, ilgili dişe endodontik cerrahi yapılması gerekir.

Kök ucu cerrahisi, birkaç endodontik cerrahi seçeneklerinden bir tanesidir. Klinik olarak dişin kök ucunu açığa çıkaracak şekilde flep kaldırılmasını takiben kök ucunun belirli bir kısmının kesilerek çıkartılması (rezeksiyonu), kök ucundaki enfekte ve nekrotik dokuların uzaklaştırılması, kesilen kök yüzeyinde kavitenin

hazırlanması ve bu kavitenin uygun bir materyalle tıkanması işlemlerini içerir (Hsu ve Kim 1997, Wang ve ark 2004).

1.1.1. Kök Ucu Cerrahisinin Genel Endikasyonları

Son zamanlarda literatürde sık bahsedilen kök ucu cerrahisinin endikasyonları şunlardır (Gutmann ve Harrison 1991, Stropko ve ark 2005)

1- Patolojik oluşumun kaldırılması: Semptomatik kök ucu kırığı olan dişler, mikroorganizma ve biofilmle kontamine, şüpheli kök ucuna sahip dişler, patolojik dokuyla komşu olan kök uçları, kök kanalının apikal kısmında kalan yabancı materyalin çıkarılması.

2- Anatomik farklılıkların kaldırılması: Apikal deltalar, aksesuar kanallar, apikal kanal bifurkasyonları, aşırı eğimli kanallar, lateral kanallar ve kalsifikasyonlar.

3- Kanal tedavisi esnasında oluşan hekim hatalarının düzeltilmesi: Tıkanıklık, zip, perforasyonlar, kırılmış aletler nedeni ile kök ucuna ulaşılamayan durumlar.

4- Yumuşak doku lezyonlarının kaldırılmasının sağlanması: Güvenli ve yeterli biyopsi elde etmek amacıyla kök etrafında oluşmuş yumuşak dokuya erişmek için.

***5- Kök kanal sistemine ulaşmak*:** Kök kanal sistemi tıkalı olduğu zaman (örneğin bir post-core restorasyonla), apikal bölgenin tamamen şekillendirilmesi, temizlenmesi ve doldurması mümkün olmayan köklerde kalan kısmın tedavisi için.

6- Apikal sızdırmazlığın sağlanması: Kök kanal dolgusunun kuşkulu olduğu, kök kanal sistemine girişin pek pratik olmadığı ya da yenilenmesinin mümkün olmadığı durumlardır.

7- Kök ucu fenestrasyonlarının iyileştirilmesi: Genellikle maxillar dişlerde rastlanmakla birlikte dentisyonun herhangi bir yerinde de görülebilir. Sebepleri arasında yaş, anatomik anomaliler, ortodontik tedavi, travma gösterilebilir.

8- Kök kırıkları ve anormal kanallar: Bazı vakalarda kök kanal dolgusunun başarısızlığının sebebi radyolojik ve klinik olarak tespit edilemeyebilir. Kök kanallarının anormal birleşimleri, dikey kök kırıkları gibi durumlarda kök ucu cerrahisi gerekebilir.

1.1.2. Kök Ucu Cerrahisinin Kontrendikasyonları

Kök ucu cerrahisinin uygulanamayacağı durumlar şu şekildedir (Ingle 2009) :

***1- Hastanın medikal durumu*:** Hastanın cerrahi herhangi bir işlem açısından riskli ve konsültasyon gerektiren herhangi bir major sistemik rahatsızlık (kardiyovasküler, solunumsal, sindirimsel, hepatik, renal, sinirsel, immün ya da muskuloskeletal, hamileliğin ilk ve son üç aylık dönemi) durumunda konsültasyon sonucuna kadar kök ucu cerrahisi kontrendikedir.

2- Anatomik faktörler: Uzun köklü üst santral keserlerdeki periapikal lezyonlar burun tabanı ile yakın ilişkili olabileceğinden perforasyon ihtimaline karşı dikkatli olunmalıdır. Üst çene posterior dişlerin köklerinin maksiler sinüse olan yakın komşuluğu, alt çene premolar ve molar köklerinin mandibular kanal içindeki inferior alveolar sinir paketine komşuluğu bu bölgelerde yapılacak cerrahi işlemlerde önemlidir. Alt premolar dişlerde köklerin foramen mentaleye, üst dişlerin palatinal köklerinin nörovasküler pakete yakınlığı nedeniyle dikkatli olmak gereklidir. (Bayırlı 1999, Torabinejad ve McDonald 2001).

3- Cerrahın bilgi ve kabiliyeti: Endodontik cerrahi işlemler en iyi şekilde eğitimli bir endodonti uzmanı tarafından yapılabilir.

4- Lokal Faktörler: Kökün kısa olması durumunda, apikal rezeksiyon kron-kök oranını azaltacağından dişin ağızda kalma olasılığı azalır. Aşırı madde kaybı nedeniyle restore edilemeyecek bir dişte apikal cerrahi işlemi gereksizdir. Periodontal desteğin iyi olmaması ya da periodontitis varlığında cerrahi uygulama başarıyı olumsuz etkiler.

1.1.3. Kök Ucu Rezeksiyonu

Uygun bir insizyon yapılıp, flap kaldırıldıktan sonra kortikal kemik kesilerek kök ucuna ulaşılır. Kanama kontrolü sağlandıktan sonra periapikal enfeksiyonu uzaklaştırmak için küretaj yapılır ve kök ucu rezeke edilerek çıkarılır.

Apikal ramifikasyonların %98'inin ve lateral kanalların %93'ünün apikal 3 mm'lik kısımda olduğu bildirilmiştir (Kim ve ark 2001). Bu yüzdeler 4 mm'lik kısımda da benzer çıktığı için kök ucu rezeksiyon miktarının 3 mm olması gerektiği önerilmiştir. 3 mm den daha az yapılan kök ucu rezeksiyonu sonucunda, lateral kanalların ve apikal ramifikasyonların tamamı temizlenemeyeceğinden reenfeksiyon olasılığı artar ve başarısızlık gelişebilir (Gilheany ve ark 1994, Kim ve ark 2001).

Kök ucunun dişin uzun eksenine dik olacak şekilde kesilmesi (0˚'ye yakın yapılan eğim açısıyla) önerilmektedir. Böylelikle apikal ramifikasyonların büyük bir kısmının kaldırılması sağlanır. Ayrıca 0˚ eğim açısı, kavite duvarının kök yüzeyi ile oluşturduğu kenar miktarını (cavo-surface margin) azaltarak daha iyi bir sızdırmazlık sağlar (Cohen ve Burns 1994, Cohen ve Burns 1998).

Kök ucu rezeksiyonunun büyük eğim açısıyla yapılmasının bazı dezavantajları vardır (Cohen ve Burns 1994, 1998 ve 2002):

- Kökün palatal ya da lingual tarafının tedavi edilmemesine ya da bu bölgelerden gereksiz madde kaldırılmasına neden olur.
- Hekimin kök kanal sisteminin uzun eksenini tasavvur edebilmesini zorlaştırır. Bu da kök ucu rezeksiyonundan sonra yapılan kavite preparasyonu sırasında oluşan perforasyonların en büyük sebebidir.
- Dentin tübülleri dişin uzun eksenine dik olarak uzandığı için büyük eğim açısında daha fazla dentin tübülü açığa çıkacağından uzun dönemde mikro sızıntıya neden olur.
- Geniş bir osteotomiye neden olmaktadır.

Kök ucu rezeksiyonunun ardından anatomik detayların iyice gözlemlenmesi ve kontrolü endodontik cerrahinin en önemli basamağıdır ve tedavinin başarısı için kritik bir noktadır (Kim ve ark 2001). Yüksek büyütmeli bir mikroskop rezeke edilmiş kök yüzeyinin anatomik detaylarını tamamıyla görebilmek için gerekli ışık ve büyütmeyi sağlamaktadır. Periodontal ligament ve pulpa dokusunun seçici olarak boyayan (metilen mavisi gibi) bir boya ile boyanması rezeke edilmiş kök yüzeyinin muayenesinde yardımcı olabilmektedir (Lubow ve ark 1984, Carr 1992, Rubinstein ve Kim 1999, Kim 2002).

Pulpa dokusu içeren iki kök kanalı arasında dar şerit şeklinde bağlantı olarak tanımlanan istmusların kanal boşluğunun diğer alanları kadar mükemmel şekillendirilmesi, temizlenmesi ve doldurulması gereklidir (Weller ve ark 1995). Bir kökte iki kanal varlığı istmusun en sık gözlendiği durumdur. Orijinal apeksten 3 mm'lik seviyede, maksiler birinci molarların meziobukkal köklerinde, maksiler ve mandibular premolarlarda, mandibular birinci molarların mezial köklerinde istmus oluşumu insidansı yüksektir (Hsu ve Kim 1997). Istmusun tedavisi uygun ultrasonik enstrumanın kullanımıyla oldukça kolaydır (Kim ve Kratchman 2006).

1.1.4. Kök Ucu Kavite Preparasyonu

Kök ucu kavite preparasyonunun amacı kanal dolgu maddesinin ve irritanların kaldırılması ve uygun bir şekilde doldurulabilecek bir retansiyon alanı oluşturulmasıdır. İdeal kök ucu kavite preparasyonu en az 3 mm derinlikte, duvarları birbirine paralel, kök kanal sisteminin anatomik formuna uygun, sınıf 1 kavitesi şeklinde olmalıdır (Carr 1997).

İdeal bir kök ucu kavite preparasyonu sırasında (Stropko ve ark 2005);

a- Kanal sisteminin apikal 3 mm'si tamamen temizlenmeli ve şekillendirilmelidir,

b- Pulpa boşluğunun merkezinde ve anatomik hatlara paralel bir preparasyon yapılmalıdır,

c- Kök ucu dolgu materyallerinin retansiyonuna olanak sağlanmalıdır,

d- Tüm istmus dokusu kaldırılmalıdır,

e- Kalan dentin duvarları inceltilmemelidir.

Kök ucu kavite preparasyonu geleneksel olarak el aletlerine takılan rond, fissür veya tersine konik frezlerle yapılır. Bu geleneksel yöntemin bazı zorlukları ve dezavantajları vardır (Carr 1992, Carr 1994, Carr 1997, Von Arx ve Kurt 1999, Kim ve ark 2001, Kim 2002):

1. Sınırlı bir çalışma alanı nedeniyle kök ucuna ulaşmak zordur,
2. Orijinal kanal yolunun varyasyon gösterdiği durumlarda lingual kök ucunun perforasyon riski yüksektir,

3. Hazırlanan kavite kök ucu dolgu materyalinin tutuculuğu ve derinliği için yeterli değildir,

4. Kök ucu rezeksiyon prosedürü daha fazla dentin tübülünün açığa çıkmasına neden olur,

5. Nekrotik istmus dokusu kaldırılamayabilir.

Geleneksel yöntemlerin zorlukları ve dezavantajları nedeni ile kök ucu kavite preparasyonunda sonik ve ultrasonik cihazların kullanımı daha fazla tercih edilmektedir. Ultrasonik retro uçlar üstün operatör kontrolü, azalmış perforasyon riski, kanal merkezinde kalabilme kabiliyeti sayesinde daha ideal bir kök ucu kavitesi oluşturmaktadır (Engel ve Steiman 1995).

Ultrasonik Kök Ucu Preparasyonu

1957'de Richman, ultrasonik peiodontal uçları kök kanalını temizlemede ve apikal rezeksiyonda kullanarak ultrasoniklerin endodontide kullanımını tanımlamıştır. 1992 yılında Carr, endodontik cerrahide kök ucu kavite preparasyonu için kullanılan özel uçları tanımlamıştır.

Değişik şekil ve boyutlarda kullanılabilecek çok sayıda ultrasonik uç vardır. Endodontik mikrocerrahi için yapılan ilk uç *paslanmaz çelikten* CT serisi uçlardır ve kök ucu cerrahisinde geniş kullanım alanına sahip olmuştur (Saunders ve ark 1994). Ultrasonik uçların kesme etkinliğini arttırmak için elmas, titanyum, zirkonyum gibi özel yüzey kaplamaları yapılmıştır. *Elmas kaplı* uçlar, özellikle kök ucu kavitesinden gütta perkanın kaldırılması için çok etkili ve kullanışlıdır. Etkinliklerinden dolayı, kök ucu kavitesini aşırı prepare etmeye eğilimlidirler. Bu uçlar kullanılırken oluşturulan debris, aşınmış yüzeylerde birikebilir ve kaldırılmazsa kök ucu dolgusunun apikal sızdırmazlığını etkileyebilir (Brent ve ark 1999). *Titanyum kaplı* uçların da (ProUltra, Dentsply Tulsa Dental, OK, ABD) kök ucu kavite preparasyonunda etkili ve kullanışlı olduğu bildirilmiştir (Stropko ve ark 2005). Elmas kaplı uçlar daha büyük preparasyonlar yapabiliyorken, *zirkonyum kaplı* uçlar daha ince ve hassas çalışmaya olanak sağlarlar. Zirkonyum kaplı uçların elmas kaplı uçlara göre dezavantajı gütta perkanın kaldırılmasında etkisiz olmasıdır. Bu, özellikle yüzeyinin düzgün olmasından dolayıdır (Navarre ve Steiman 2002). Elmas kaplı

uçların paslanmaz çelik uçlara göre gütta perkayı duvarlardan daha iyi kaldırdığı, daha hızlı ve ideal kavite oluşturduğu bildirilmiştir (Zuolo ve ark 2000, Peters ve ark 2001, Brent ve ark 2009).

Kök ucu kavite preparasyonu için birçok ultrasonik cihaz mevcuttur. Satelec P-5 (Mount Laurel, NJ, ABD), EMS MiniEndo (SybronEndo, Orange, CA, ABD), NSK (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve Spartan (Obtura-Spartan, Fenton, MO, ABD) en sık kullanılan, performans, güvenilirlik ve beceriklilik açısından iyi olan cihazlardan bazılarıdır (Paz ve ark 2005).

Başarılı bir preparasyon için US uç yavaş ve hafif bir fırçalama hareketi ile kullanılmalıdır. Genelde, dokunuş hafifledikçe kesme etkinliği de artar. Doğru miktarda su akımı önemlidir (Stropko ve ark 2005). Mikroçatlakların oluşması ve görüşün azalması istenmeyen sonuçlardır (Carr 1997, Kim ve ark 2001, Cohen ve Burns 2002). Birçok çalışma ultrasonik aletler uygun kullanıldığında, mikroçatlaklara nadiren rastlandığını göstermiştir (Beling ve ark 1997, Lin ve ark 1999, Morgan ve Marshall 1999).

Ultrasonik uçların kök ucu kavitesinde sağladığı birçok avantaj vardır. Kök ucunun eğimli kesilmesini gerektirmeyen geometrik şekil ve tasarıma sahip olan ultrasonik uçlar sayesinde açığa çıkan dentin tübüllerinin sayısı azalmakta ve dolayısıyla daha az sızıntı meydana gelmektedir (Gagliani ve ark 1998). Geleneksel döner frezlere göre bu uçlarla daha derin, konservatif ve kök kanal anatomisine daha uygun kaviteler hazırlanabildiği gösterilmiştir Kök ucu kavite preparasyonunun kanalın merkezinde yapılabilirliğinin sağlanması ile lateral perforasyon riski azalmaktadır (Beling ve ark 1997, Waplington ve ark 1997). Küçük ve açılı uçlar sayesinde cerrahi giriş için daha az miktarda kemik kaldırılması sağlanabilmektedir. Ultrasonik uçlar ile yapılan kök ucu cerrahisinde başarı oranı daha fazladır ve zamandan tasarruf sağlanabilmektedir (Stock 1991, Zesis ve ark 2005).

1.1.5. Kök Ucu Dolgu Materyalleri

Kök ucu cerrahisinin en önemli aşamalarından biri olan kök ucu dolgu maddesinin yerleştirilmesi fiziksel bir tıkaç olarak mikroorganizma ve ürünlerinin

komşu periradiküler dokulara geçişini önler (Chong ve Pitt Ford 2005). Kök ucu rezeksiyonu sonrasında bozulmuş gütta perka'nın kök kanalını tıkama kabiliyeti azalacağından kök ucu kavite preparasyonunun ardından bu bölgenin uygun bir dolgu maddesi ile tıkanması gereklidir (Von Arx ve Walker 2000).

İdeal bir kök ucu dolgu materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (Cohen ve Burns 1998, Kim ve ark 2001 Cohen ve Burns 2002):

- Kök ucu kavitesinin şekil ve konturlarına adapte olabilmeli ve uymalıdır.
- İyi bir sızdırmazlık sağlamalıdır.
- Biyouyumlu olmalı ve sementogenezisi desteklemelidir.
- Pörözlü yapı göstermemelidir.
- Periapikal dokulardan ve nemden etkilenmemelidir.
- Kolay uygulanabilir olmalı ve yeterli çalışma zamanına sahip olmalıdır.
- Uygulandıktan sonra boyutsal stabilitesini korumalıdır.
- Doku sıvılarında çözünmemelidir
- Korozyona uğramamalıdır.
- Rezorbe olmamalıdır.
- Bakteriostatik ya da bakterisit olmalıdır.
- Radyopak ya da en azından radyografta ayırt edilebilir olmalıdır.
- Diş dokusunda ve etraftaki dokularda renklenmeye neden olmamalıdır.
- Steril olmalı ya da uygulamadan önce steril edilebilir olmalıdır.
-Gerektiğinde kolaylıkla çıkarılabilmelidir.
-Karsinojenik olmamalı ve periapikal dokuları irrite etmemelidir.

Diş hekimliğinde kök ucu dolgu maddesi olarak birçok materyal kullanılmış olmasına rağmen ideal dolgu materyallerinin tüm özelliğini taşıyan bir materyal henüz mevcut değildir (Chong ve Pitt Ford 2005).

Amalgam

Uzun yıllar boyunca, amalgam yaygın olarak mevcut olan tek kök ucu dolgu materyali olmuştur (Guttman ve Harrison 1985, Friedman 1991, Chong 2004) Manipülasyonunun kolay olması, radyopak olması ve rezorbe olmayan bir materyal olması onun sıklıkla kullanılan bir kök ucu dolgu materyali olmasına neden olmuştur

(Bodrumlu 2007). Radyopasitesi diğer tüm kök ucu dolgu materyallerinden daha iyidir. Ancak birçok klinik ve in vitro çalışmada zayıf sonuçlar gösterdiği bildirilen amalgamın kök ucu dolgu maddesi olarak kullanımı tarihte kalmıştır (Dorn ve Gartner 1990, Grund ve ark 1990, Gutmann ve Harrison 1991, Frank ve ark 1992, Torabinejad ve ark 1997, Wesson ve Gale 2003).

Çinko Oksit Öjenol (ZOE) Siman ve Tipleri

Orjinal ZOE simanlar dayanıksızdırlar, sertleşme süreleri uzundur (Philips ve Love 1961) ve çözünürlüklerinin yüksek olması sonucu zamanla rezorbe olmaktadırlar (Weine 1982, Nicholls 1984). Doku sıvılarında çözünmesi sonucu açığa çıkan öjenol periapikal dokularda sitotoksik etki göstermektedir (Hume 1984, Markowitz ve ark 1992, Jeng ve ark 1994, Fujisawa ve ark 2002). Bu nedenle kök ucu cerrahisinde modifiye edilmiş ZOE simanların kullanımı tercih edilmiştir (Hendra 1970, Oynick ve Oynick 1978). İki türlü yaklaşımla ZOE simanların fiziksel özellikleri geliştirilmiştir: Birincisi; likidine bir miktar öjenol yerine etoksibenzoik asit, tozuna kuartz ya da alüminyum oksit eklenerek EBA simanı (Super EBA, Bosworth, Skokie, IL, ABD) oluşturulmuştur. İkincisi; tozuna polimetilmetakrilat eklenerek – Intermadiate Restoratif Material (IRM, Caulk-Dentsply, Milford, DE, ABD) oluşturulmuştur. Ayrıca ikidine polistiren eklenerek – Kalzinol (De Trey, Dentsply, Konstanz, Almanya) oluşturulmuştur.

Kök ucu dolgu materyali olarak en sık kullanılan ZOE simanlar IRM ve Super EBA'dır (Stropko 2005).

Super-Etoksi Benzoik Asit (Super EBA)

Super EBA, toz ve likitten meydana gelen bir simandır. Materyalin tozu; % 60 oranında çinko oksit, % 34 oranında alumina ve % 6 oranında natural resinden oluşmakta, likidi ise % 37,5 oranında öjenol, % 62,5 oranında etoksi benzoik asitten meydana gelmektedir (Oynick ve Oynick 1978).

Güçlendirilmiş ZOE simanlar arasında en dayanıklı olan ve düşük çözünürlük gösteren siman Super EBA'dır (Civjan ve Brauer 1964, Smith 1971). Super EBA'nın

çalışma süresi kısadır ve kök ucu kavitesine materyalin yerleştirilmesi zordur (Szeremeta-Browar ve ark 1985, Tugle ve ark 1989). Super EBA'nın biyouyumlu bir materyal olduğu ve üzerinde kollajen fibrillerin geliştiği bildirilmiştir (Oynick ve Oynick 1978).

Super EBA'nın sitotoksisitesinin zamanla azaldığı bildirilmiş (Bruce ve ark 1993), bu da başlangıçtaki öjenol miktarının az olması ve giderek yok olmasıyla ve öjenol radikallerinin EBA tarafından baskılanması (Fujisawa ve ark 2003) ile açıklanmıştır.

Ultrasonik kök ucu preparasyonundan sonra dolgu materyali olarak Super EBA'nın kullanıldığı sızıntı çalışmaları endişe verici olmakla birlikte kısa dönem endodontik cerrahi başarısını rapor eden çalışmalar mevcuttur (Saunders ve ark 1994, Rubinstein ve Kim 1999).

IRM (Intermediate Restoratif Material)

IRM, toz ve likitten meydana gelen bir materyaldir. Materyalin toz kısmı; % 80 çinko oksitten, % 20 polimetilmetakrilattan oluşur. Likidi ise % 99 öjenol ve % 1 asetik asitten meydana gelir. IRM, ilk defa 1978 yılında Oynick ve Oynick tarafından kök ucu dolgu materyali olarak klinik bir çalışmada kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir**.**

Tamponlanmış fosfat solüsyonunda çözünürlükleri değerlendirildiğinde IRM ve Super EBA'nın 6 ay sonra önemli bir çözülme gösterdiği rapor edilmiştir (Oynick ve Oynick 1978). Dorn ve Gartner (1990), kök ucu dolgu materyali olarak amalgam, IRM ve Super EBA'nın kullanldığı, 488 vakada yaptıkları retrospektif çalışmada Super EBA'da %95, IRM'de %91 ve amalgamda %75 başarılı sonuçlar gözlemlemişler, Super EBA ve IRM'nin arasında anlamlı istatistiksel fark olmamakla birlikte amalgamdan daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Dorn ve Gartner 1990).

Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, temel olarak Bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA), ürethan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi aromatik ve/veya alifatik monomerlerden oluşurlar (Chong ve Pitt Ford 2005).

Dentin bonding sistemleri ile birlikte kullanılan kompozit rezinlerin kök ucu cerrahisinde kullanımı iyi bir nem ve kanama kontrolünü gerektirir. Çok küçük miktarlardaki bir kontaminasyon bile dentin yüzeyine bağlanmanın bozulmasına ve mikrosızıntıya neden olabilir. Cerrahi ortamdaki nemin kontrol altında tutulabilmesi kendiliğinden, dual ya da ışıkla sertleşen kompozitlerin kök ucu dolgu materyali olarak kullanımına olanak sağlamıştır (Miles ve ark 1994).

Kök ucu dolgu maddesi olarak, kompozit rezinin etkinliğinin, kök ucu kavite dizaynına bağlı olabileceği bildirilmiştir. Geleneksel kök ucu kavite dizaynı kullanıldığında kompozitin dentin bonding ajandan dolayı kaviteye tam olarak yerleşemeyebileceği iddia edilmiştir (Trope ve ark 1996). İç bükey olarak hazırlanan bir kavite preparasyonunda dentin bonding ajanının göllenme ihtimalinin daha az olduğu gösterilmiştir. Adeziv bir materyalle kök ucu kavitesi hazırlamadan materyali kök yüzeyine direk olarak uygulamanın diğer bir seçenek olabileceği bildirilmiştir (Chong ve ark 1993). Ayrıca dentin bonding ajanlarının tek başına kök ucu dolgu materyali olarak kullanılabileceğini öneren çalışmalar da mevcuttur (McDonald ve Dumsha 1990).

Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar, 1970'li yılların başlarında tanıtılan, silikat cam tozunun polialkenoik asitle reaksiyonu ile polimerize olan simanlardır (Wilson ve Kent 1971, Nicholson ve McLean 1992). Geleneksel cam iyonomer simanlar; çalışma zamanlarının kısa, sertleşme sürelerinin uzun, nem hassasiyetlerinin oldukça fazla olması (Plant ve ark 1977, Aboush ve Jenkins 1986), yüksek oranda mikro sızıntı göstermeleri ve çekme ve gerilme kuvvetlerine dayanıksız olmaları gibi bazı olumsuz özelliklere sahiptirler (Küçükeşmen ve ark 2005).

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanlarda gözlenen bu tür sorunlar sebebiyle son yıllarda, bu simanlara rezin ilave edilerek dual-cure polimerize olan "rezin modifiye cam iyonomer simanlar" geliştirilmiştir (Nicholson ve McLean 1992, Yap ve Lee 1997, Rosenstiel ve ark 1998). Rezin modifiye cam iyonomer simanlar % 80 oranında cam iyonomer siman ve % 20 oranında rezinden oluşmaktadır. Toz kısmı flor-alümino-silikat ve cam tozlarından, likit kısmı ışıkla polimerize olan Hidroksil Metil Metakrilat (HEMA), metakrilat, tartarik ve poliakrilik asit ve % 8 oranında sudan oluşmaktadır (Önal 2004). Bu simanların polimerizasyonları için normal asit-baz reaksiyonlarına ilaveten, bir ışık cihazının aktivasyonu da gereklidir. Bu simanlar, fotokimyasal reaksiyonlarının başlatılmasının klinisyen tarafından kontrol edilebilmesi, dentine kimyasal olarak bağlanması, nemden daha az etkilenmesi, flor salınımına sahip olması ve daha az çözünürlük göstermesi gibi istenen özelliklere sahiptirler (Nitta ve ark 1998). Ayrıca içeriklerindeki rezin monomerlerin polimerizasyonlarına bağlı olarak, bu simanların; sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları, kırılma dirençleri artmıştır (Küçükeşmen ve ark 2005). Bununla birlikte polimerizasyon büzülmesi ve bunun sonucunda gelişen mikrosızıntı RMCİS'lerin dezavantajıdır (Önal 2004).

Vitrebond (Vitrebond, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD), rezin modifiye CİS'dır ve kök ucu dolgu maddesi olarak da kullanılmaktadır (Chong 1990). İn vitro çalışmalarda iyi bir antibakteryel aktivite ve düşük sitotoksisite göstermiştir (Chong ve ark 1994a ve 1994b). Adaptasyonu ve sızdırmazlık özellikleri, kök ucu dolgu materyali ya da genel olarak kullanıldığında iyi bulunmuştur (Chong ve ark 1991 ve 1993).

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

1990'lı yılların başlarında cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinlerin bazı üstün özelliklerini içeren yeni restoratif materyaller geliştirilmiştir (Meyer ve ark 1998). Üretici firmalar tarafından "kompomer" olarak adlandırılan bu materyaller, geleneksel cam iyonomer simanlarla kompozit rezinler arasında yer almakla birlikte yapısal özellik bakımından kompozit rezinlere daha yakın bulunmaktadırlar(Ruse

1999). Sertleşme reaksiyonu da daha çok kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonuna benzemektedir (Meyer ve ark 1998). Işık ile polimerizasyonun ardından absorbe ettiği su ile yapısında bir miktar asit-baz reaksiyonu meydana gelmektedir (Nicholson ve McKenzie 1999, Ruse 1999). Kapsül veya şırınga şeklinde, ışıkla sertleşen, kendilerine özel bağlayıcı ajanlarla birlikte kullanılan materyallerdir (Bala 1998). Kompomerlerin klinik olarak yararlı miktarda florür salınımı yaptıkları bildirilmiştir (Czarnecka ve Nicholson 2006).

Kolay uygulanabilir olması, dentine bağlanabilirliği, iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması, biyouyumlu olması gibi avantajlar sunan poliasit modifiye kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi göstermeleri önemli bir dezavantajdır (Önal 2004).

Poliasit modifiye kompozit rezinler; esas olarak rezin (urethan dimetakrilat, HEMA ve bütan tetra karboksilik asit) ve asit monomerden oluşmaktadır. Bunlara ilaveten yapılarında, florosilikat cam, reaksiyon başlatıcılar (initiatorlar), stabilizörler ve pigmentler bulunur (Bala 1998).

Kullanımlarının kolay olması ve diğer istenen özellikleri nedeniyle, Dyract (DENTSPLY Caulk) ve Geristore (DenMat) gibi poliasit modifiye kompozit rezinler popülerdir. Self adezivdirler, iyi bir akışkanlık ve mükemmel biyouyumluluk gösterirler (Sherer ve Dragoo 1995). Geristore dual-cure bir materyal iken, Dyract ışıkla sertleşen bir materyaldir Kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan Dyract ve Geristore, apikal sızıntı açısından IRM'den daha iyi Super EBA ile eşdeğer bulunmuşlardır (Greer ve ark 2001). Kök yüzeyinin tamamı kaplandığı zaman başarısızlık oranı kompomerde %50, kompozitte ise %10'dur (Jensen ve ark 2002, Rud ve ark 1996, Rud ve ark 1991a ve 1991b).

Kompomerin kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmasıyla ilgili klinik veriler sınırlıdır. Kompomer ve cam ionomer simanın karşılaştırıldığı, bir klinik çalışmada kompomer (%89 tam iyileşme), cam ionomer simandan (%44 tam iyileşme) anlamlı derecede daha başarılı bulunmuştur (Platt ve Wannfors 2004).

Diaket

Başlangıçta bir kök kanal patı olarak kullanılmak üzere tasarlanmış olan Diaket (3M ESPE, Seefeld, Almanya) çinko oksit ve diketon arasında oluşan güçlendirilmiş bir polivinil rezin şelat olarak tanımlanır. Toz ve likit olmak üzere iki komponentten oluşan materyal, kalın bir kıvam için toz:likit oranı 2:1 olacak şekilde karıştırıldığında kök ucu dolgu materyali olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Tetsch 1986). Yeterli radyopasiteye sahiptir ve uygun kıvamda karıştırıldığında 30 dakikadan daha fazla çalışma süresine sahiptir. Kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığında Diaket'in sızdırmazlığının amalgam ve cam iyonomer siman (Kodohiro 1984), Super EBA ve IRM'den (Walia ve ark 1995) üstün olduğu bildirilmiştir. Bir başka çalışmada ise amalgamla benzer cam iyonomer simandan daha iyi sızdırmazlık sağladığı bulunmuştur (Gerhards ve Wagner 1996). Aynı zamanda kemik içine implante edildiğinde iyi bir biyouyumluluk gösterdiği belirtilmiştir (Nencka ve ark 1995).

Hidroksiapaptit Siman

Hidroksiapatit siman tetrakalsiyum fosfat ve dikalsiyum fosfat bileşiklerinden oluşmaktadır. Bu içerikler su ile karıştırıldığında karbon ve hidroksiapatit'den oluşan katı bir bileşik oluşturmak için izotermal olarak reaksiyona girer. Sıkışma dayanıklılığı 60 MPa'ın üzerindedir. Kıyaslandığında, MTA 70 MPa'lık bir sıkışma dayanıklılığına sahiptir. Hidroksiapatit siman mükemmel biyouyumluluk sergiler, inflamatuar yanıta ve toksik reaksiyona sebep olmaz ve zaman içinde şeklini ve hacmini koruduğu gösterilmiştir. Hidroksiapatit siman uygulandıktan sonra zamanla rezorbe olur ve osteokondüktif anlamda yaklaşık bire bir oranda doğal kemik tarafından yer değiştirir. Hidroksiapatit simanın doğru bir şekilde sertleşebilmesi için (15-20 dak) cerrahi alan nispeten kuru tutulmalıdır. Bununla birlikte, bu güne kadar Hidroksiapatit simanın bakteri geçirmez bir tıkaç oluşturma kabiliyeti değerlendirilmemiştir. (Mangin ve ark 2003)

Poılimetilmetakrilat Kemik Siman (PMMA)

Kök ucu dolgu materyalinin gerekli özelliklerini sağlayabilecek potansiyele sahip yeni metaryallerden biri de polimetilmetakrilat kemik simandır. Ortopedik cerrahide esas olarak protezlerin fiksasyonu için, aynı zamanda kompresif vertebral kırıkların stabilizasyonu ya da kemik defektlerinin doldurulması amacıyla kullanılmıştır (Stanczyk ve Van Rietbergen 2004) Akrilik kemik simanları ticari olarak uygulama esnasında karıştırılan bir polimer tozu ve bir monomer likidi olarak 2 parça halindedir. PMMA kemik simanının problemlerinden biri ekzotermik setleşme reaksiyonudur ve sonuç olarak polimerizasyonu esnasında yüksek ısı oluşabilir. Diğer bir problem ise kemik simanın içeriğinin özellikle metilmetakrilat monomerinin toksik olabileceğidir. Bununla birlikte, serbest monomerin doku üzerindeki etkilerini birçok çalışma araştırmış ve çok az toksisite bildirilmiştir (Linder 1977, Renvall 1991, Badr 2010).

Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Mineral Trioksit Agregat, ilk kez 1993 yılında tanımlanan (Lee ve ark 1993) ve 1998'de Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi tarafından onaylanması ile geniş çaplı bir kullanım alanı bulan bir biyomateryaldir (Schmitt ve Bogen 2001). Başlangıçta kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilen MTA (Torabinejad ve Pitt Ford 1996) sonrasında, pulpa kaplaması, pulpektomi, apeksifikasyon ve apexogenezis tedavilerinde, kök ve furkasyon perforasyonlarının tamirinde, kök kanal dolgu patı olarak ve endodontik tedavili dişlerin kanal içi beyazlatma işlemlerinde bariyer olarak kullanılmıştır (Parirokh ve Torabinejad 2010a).

Bugüne kadar, ideal formülasyon ve renk özelliklerine ulaşabilmek amacı ile, birbirine oldukça yakın kimyasal içeriğe sahip, partikül boyutu değiştirilmiş ve farklı mineral oksitler içeren üç farklı MTA türü geliştirilmiştir (Mitchell ve ark 1999, Stowe ve ark 2004). ProRoot MTA (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) adı ile satılmakta olan materyalin, gri ve beyaz olmak üzere iki rengi mevcuttur. Her iki MTA türü de, ağırlıkça %75 portland siman, %20 bizmut oksit ve %5 alçıdan oluşmaktadır (Tunç ve Çetiner 2006). MTA'nın ana içeriği Portland simandır. Portland simanın içerdiği elementler CaO (%58,5), SiO_2 (%17,7), Al_2O_3 (%4,5),

MgO (%3,3), SO_3 (%3), Fe_2O_3 (%2,9), K_2O (%0,9), N_2O'dir (%0,2). Bu elementlerden oluşan temel bileşikler ise; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, kalsiyum sülfat, alkali asitler ve diğer bileşiklerdir (Torabinejad ve White 1995, Estrela ve ark 2000, Camileri ve ark 2005a ve 2005b).

Materyalin maliyetinden kaynaklanan dezavantajları gidermek amacı ve kullanım ve sertleşme özelliklerini geliştirmek için %80 oranında portland siman içeren MTA Angelus (Angelus, Londrina, PR, Brezilya) adlı, bir başka ticari MTA türü piyasaya sürülmüştür (Duarte ve ark 2003).

Araştırıcılara göre bir materyal ne kadar hızlı sertleşirse boyut kaybı miktarı o denli fazlalaşacağından (Torabinejad ve ark 1995a), MTA'nın diğer materyallere nazaran uzun sürede sertleşmesi mikrosızıntıyı önlemesi açısından lehine olan bir özelliktir (Stropko ve ark 2005). Sertleşme reaksiyonu 24 saatten uzun sürmekte (Sluyk ve ark 1998) ve su veya kan varlığından etkilenmemektedir (Chong ve ark 2003). Karıştırılmış MTA'nın özellikleri; partikül büyüklüğüne, toz/likit oranına, uygulama alanının ısısına, ortamdaki nem varlığına ve karışım içindeki hava kabarcıklarına, karıştırma ve uygulama arasında geçen zamana bağlı olarak değişebilmektedir (Torabinejad ve ark 1995b, Tunç ve Çetiner 2006).

Birçok çalışmada MTA'nın düşük çözünürlüğe sahip olduğu bildirilmiştir (Torabinejad ve ark 1995a, Danesh ve ark 2006, Poggio ve ark 2007, Shie ve ark 2009). Fakat basınçlara karşı düşük bir dirence sahip olduğu için fonksiyonel alanlarda kullanılmaması önerilmektedir (Torabinejad ve ark 1995a). MTA'nın sıkışma dayanımı zamanla artış göstermektedir; 24 saat sonra 40 MPa, 21 gün sonra 67,3 MPa'dır. Basma dayanımı yönünden MTA amalgamdan daha düşük (311,1 MPa) değer gösterirken, IRM (57,4 MPa) ve Super EBA'dan (78,1 MPa) anlamlı olarak farklı değildir (Torabinejad ve ark 1995a ve 1995b, Schmitt ve ark 2001).

Diğer geleneksel materyallerle MTA materyalinin mikrosızıntısının in vitro boya ve sıvı filtrasyon metotları ile kıyaslanması birçok çalışmaya konu olmuştur (Roberts ve ark 2008). Apikal rezeksiyonu takiben kök ucu restorasyonu için kullanıldığında gri MTA'nın; amalgam (Wu ve ark 1998a, Roy ve ark 2001, Davis

ve ark 2003), ZOE preparatları (Torabinejad ve ark 1993a ve 1993b, Aqrabavi 2000) ve geleneksel bir cam iyonomer materyalden (De Bruyne ve ark 2005) daha az mikrosızıntıya sahip olduğu bildirilmiştir.

MTA'nın apikal alanı etkili bir şekilde tıkayabilmesi için minimal kalınlığı bir çalışma ile incelenmiş ve en azından 3 mm olması gerektiği bildirilmiştir (Lamb ve ark 2003). Diğer bir çalışma sızıntının belirgin bir şekilde önlenmesi için minimum 4 mm'nin gerekli olduğunu belirtmiştir (Valois ve ark 2004).

MTA ile ilgili esas problem, bu materyalin küçük kök ucu kavitesine taşınmasıdır. Çoğu klinisyen MTA'yı kök ucuna yerleştirmek için taşıyıcı tipte ucu olan bir alet ya da enjektör kullanır. MTA'yı kök ucu kavitesine taşımak için, amalgam taşıyıcı, Messing kök kanal tabancası (Miltex, York, PA, ABD), Dovgan MTA taşıyıcı (Quality Aspirators, Duncanville, TX, ABD), MAP Sistem (PD, Vevey, İsviçre), ve Lee MTA Pellet Forming Block (G. Hartzell & Son, Concord, CA, ABD) gibi taşıyıcılar kullanılabilir (Stropko ve ark 2005). MTA çok hidrofilik bir materyaldir ve sertleşmesi için nem gereklidir. Cerrahi boşlukta yeterli kanamanın tekrar sağlandığını anlamak için boşluğun kanla dolduğunu görmek ya da kanamayı başlatmak gereklidir (Guttman 1991, Stropko 2003). Bu, özellikle de MTA'nın kök ucu dolgu maddesi olarak kullanıldığı durumlarda cerrahi boşluğun kontrolünde son basamaktır.

Olağanüstü biyolojik ve fiziksel özellikleri nedeniyle beyaz MTA geliştirilmiş ideal simanı temsil etmektedir (Torabinejad ve Chivian 1999). Bununla birlikte, MTA'dan arsenik gibi bazı tehlikeli maddelerin salındığı endişeleri mevcuttur (Duarte ve ark 2005). Kök ucu dolgu materyali olarak altın standart kabul edilen beyaz MTA'nın manipülasyon zorluğu, uzun sertleşme süreci, başlangıçta madde kaybına uğrayabilmesi gibi dezavantajları araştırıcıların yeni materyal arayışına neden olmuştur. Son zamanlarda geliştirilen bu materyaller arasında DiaRoot BioAggregate, Ceramicrete D, iRoot BP Plus, , EndoSequence root repair material (ERRM), Tech Biosealer RootEnd sayılabilir.

DiaRoot BioAggregate

DiaRoot BioAggregate, (Innovative BioCeramix Inc. Vancouver, BC, Kanada) yakınlarda kök kanal tamir materyali olarak geliştirilmiş yeni bir su bazlı simandır. Biyouyumlu seramik nanopartiküllerden oluşan saf beyaz bir toz şeklindedir. BioAggregate, beyaz MTA ile benzer içeriğe ve aynı kullanım endikasyonlarına sahiptir (Leal ve ark 2011). BioAggregate'ın mezenşimal insan hücreleri ile temasında beyaz ProRoot MTA ile benzer biyouyumluluk gösterdiği bildirilmiştir. Ayrıca hidrofilik tozunun sementogenezisi uyardığı ve kök kanalı içinde iyi bir sızdırmazlık sağladığı iddia edilmektedir (De Deus ve ark 2009).

Ceramicrete D

Bioseramik fosfat bazlı siman olan Ceramicrete (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK, ABD) şu anda geliştirilme aşamasındadır (Wagh ve ark 2003). Orjinal içeriğine hidroksiapatit ve radyopasiterler eklenerek dental uygulamalar için modifiye edilmiştir (Wagh ve Primus 2006). Bu materyal, reperatif amaçlar için aranan özellikler olan yüksek sıkışma direnci, düşük çözünürlük, düşük porözite ve hızlı sertleşme reaksiyonu (5-15 dak.) sergiler (Wagh ve ark 2003, Wagh ve Primus 2006). Ceramicrete'in sertleşme reaksiyonu (72 saat) esnasında oluşan ve yapısında mevcut olan hidroksiapatit nedeniyle yüksek biyoaktivite sergilediği iddia edilmektedir (Wagh ve Primus 2006). Tay ve ark (2007), MTA ile kıyaslandığında daha üstün kök ucu tıkama kalitesi gösterdiğini bildirmişlerdir. Leal ve ark (2011) kök ucu dolgu materyali olarak Ceramicrete ve BioAggregate'ın ProRoot MTA ile benzer glikoz sızıntısı gösterdiğini, Ceramicrete'in BioAggregate'den daha az glikoz sızdırdığını bildirmişlerdir.

iRoot BP Plus

Son zamanlarda tamamen laboratuarda sentezlenen (iRoot BP Plus; Innovative BioCeramix Inc. Vancouver, BC, Kanada) ve MTA ile karşılaştırıldığında daha iyi performans sergilediği iddia edilen su bazlı seramik bir siman geliştirilmiştir. iRoot BP Plus, daimi kök kanal dolgu ve tamir uygulamaları için geliştirilmiştir ve esas karakteri koyu kıvamından kaynaklanır. Aynı zamanda iRoot

BP Plus'ın daha kullanışlı bir reperatif materyal olduğu iddia edilmektedir, çünkü kullanıma hazır, beyaz, hidrolik premixed bir formül şeklindedir. Ayrıca iRoot BP sertleşme esnasında büzülmemektedir. Radyopak ve alüminyum içermeyen bir materyal olduğu söylenmektedir (http://www.ibioceramix.com/Publications.html). iRoot BP, sertleşmesi için nem gereken kalsiyum silikat bazlı bir bileşimdir (De Deus ve ark 2012).

Tech Biosealer RootEnd

Kalsiyum silikat içerikli simanlardan olan Tech Biosealer RootEnd (Isasan, İtalya) farklı endodontik klinik uygulamalar için diş hekimliğine sunulan Portland türevli bir simandır (Gandolfi ve ark 2007). Kök ucu dolgu ve kök tamir materyali, pulpa kaplaması ya da dentin hipersensivitesi gibi uygulamalar için tasarlanmıştır (Zhao ve ark 2005, Saunders 2008). Nemi tolere edebilen (hidrolik materyaller) ve biyolojik sıvıların (kan, plazma, tükürük, dentin sıvısı) varlığında da sertleşebilen hidrofilik bir materyaldir. Hidrasyon ve sertleşme reaksiyonları esnasında kalsiyum ve hidroksil iyonları (alkalanize edici aktivite) salar ve apatit formasyonu oluşturabilir (Gandolfi ve ark 2010a, 2010b ve 2010c, Taddei ve ark 2011). Kalsiyum silikat partikülleri sıvılarla (su) reaksiyona girdiğinde siman partikülleri üzerinde nanoporöz amorf bir kalsiyum silikat jel şekillenirken mevcut boşluklarda ve gözeneklerde kalsiyum hidroksit ($Ca(OH)_2$) (portlandite) oluşur ve büyür. Kalsiyum silikat jel zamanla polimerize olup sertleşir ve mekanik dayanıklılığın artmasını sağlar (Zhao ve ark 2005).

Portland siman bazlı olan bu simanın (Kogan ve ark 2006) yapısına uygulama kolaylığı sağlamak amacıyla filosilikat (phyllosilicate) (Bortoluzzi ve ark 2006), sertleşme süresini geliştirmek için $CaCl_2$ (Juenger ve ark 2001) ve radyopazite sağlamak için bizmut oksit (Coomaraswamy ve ark 2007) ilave edilmiştir.

1.2. Kök Ucu Dolgu Materyallerinde Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, bakterilerin ve toksinlerinin, ağız sıvılarının, moleküllerin ve iyonların kavite duvarları ile uygulanan restorasyon materyali arasındaki geçişi olarak tanımlanmaktadır (Kidd 1976). Çoğu endodontik başarısızlık, kök

kanallarında bulunan patolojik irritanların periradiküler dokulara sızması ile gerçekleşir. Bu nedenle, yerleştirilen tamir materyali doldurulamamış bir kök kanalında iyi bir sızdırmazlık sağlamalı ya da mevcut kanal dolgu materyalinin sızdırmazlığını arttırmalıdır. İdeal endodontik materyal için en önemli kriterlerden biri sızdırmazlık kabiliyeti ve marjinal uyumudur (Torabinejad ve Pitt Ford 1996, Ng ve ark 2008). Restoratif materyalin uygulandıktan sonra geçirdiği kimyasal değişiklikler nedeniyle büzülmesi ya da ısısal değişimlerle boşlukların oluşması ve okluzal kuvvetler mikrosızıntının nedenleri arasında sayılmaktadır (Trowbridge 1987, Taylor ve Lynch 1992).

Mikrosızıntı tespiti için laboratuar çalışmalarında birçok yöntem kullanılmaktadır. Genel olarak kullanılan in vitro mikrosızıntı ölçüm yöntemleri boya sızıntı (Stewart 1958, Antonopoulos ve ark 1998), elektrokimyasal sızıntı (Martell ve Chandler 2002), otoradyografi (Czonstkowsky ve ark 1985), bakteriyel sızıntı (Michailesco ve ark 1996), **i**nsan serumu (protein) sızıntı (Heikel ve ark 2000), glikoz penetrasyon (Xu ve ark 2005), gaz kromotografi (Kersten ve ark 1988), elektron tarama mikroskobu (Manocci ve ark 1999) ve sıvı filtrasyon (Wu ve ark 1995) tekniğidir. Kök ucu dolgu maddelerinin sızdırmazlık özelliklerini değerlendirebilmek için en çok boya sızıntı, sıvı filtrasyon, bakteriyel sızıntı, insan serumu sızıntı yöntemleri kullanılmıştır.

1- Boya sızıntı yöntemi: Kolay ve ekonomik olmasından dolayı mikrosızıntı ölçümünde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Bu yöntemde, kenar sızıntısının tespit edilebilmesi kullanılan özel boyalar, solüsyon veya farklı boyutlarda partikül içeren süspansiyonlar şeklindedir (Johnson ve ark 1983). Metilen mavisi (% 0,2-2), bazik fuksin, florosan, kristal viyole, anilin mavisi, gümüş nitrat, toluidin mavisi, eritrosin ve Rodamin B mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalardır. Boya sızıntı yönteminde, dentinin boyanması ile kavite duvarı ve restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir (Taylor ve Lynch 1992). Bu nedenle boya partiküllerinin molekül büyüklüğünün dentin kanallarının çapından daha geniş olması (1-4 μm) tercih edilir (Ayyıldız ve ark 2009). Boyama yönteminin en önemli avantajı; boyaların ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direk ölçüm yapabilmeyi kolaylaştırmasıdır (Basker ve ark 2001, Araujo ve ark 2006). Bu yöntemin en önemli dezavantajı; üç boyutlu olan sızıntının yalnızca iki

boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğundaki farklılaşmaların belirlenememesidir. Ayrıca klinik şartlarla karşılaştırıldığında boya penetrasyon çalışmaları kök kanalları ile periradiküler dokular arasındaki dinamik ilişkiyi tam olarak yansıtmamaktadır (Wu ve ark 1995).

2- Elektrokimyasal Sızıntı Yöntemi: Bu yöntem; dışarıdan bir güç kaynağına bağlanan, elektrolit içine batırılmış iki metal arasında oluşan elektrik akımının ölçülmesi esasına dayanmaktadır (Delivarin ve Chapman 1982). Elektrolit olarak fizyolojik salin solüsyonu kullanılır. Akım uygulandıktan sonra örnek içinden geçen alternatif akımın büyüklüğü sızıntının derecesini gösterir (Pradelle ve ark 2004). Bu yöntem daha çok kök kanalındaki sızıntıların ölçümünde kullanılmaktadır. Elektrokimyasal analizlerin belirli bir zaman içerisinde, belirli periyotlarda, tekrarlanabilir olması, kantitatif ölçümlerin yapılabilmesine olanak vermesi ve örneklere zarar gelmeden ölçüm yapılabilmesi bu yöntemin avantajıdır (Ayyıldız ve ark 2009). Hassas bir tekniktir. Elektrokimyasal yöntem ile yapılan çalışmalarda zamanla bakır anot üzerinde korozyon artıklarının birikmesi nedeniyle iyon akışı engellenebilir, bu nedenle sızıntı değerlerinin doğru olarak okunamaması bir dezavantaj olabilmektedir (Wu ve ark. 1995)

3- Otoradyografi Yöntemi: Sızıntı çalışmalarında bu amaçla Ca45, I131, S35, Na 22, Rb 86, C14 ve P32 izotopları kullanılmaktadır. Örnekler izotop solüsyonuna birkaç saatliğine bırakılır, radyoizotopların restorasyon ile diş dokusu arasından geçişi, çekilen radyografilerle gözlemlenir. Bu radyografilerde; izotop seçimi, ışın kaynağı ve emülsiyon maddesi arasındaki mesafe, ışınlama süresinin uzunluğu, filmin ekspoz olma süresinin uzunluğu, ışınlamadan sonra çalkalama ve yıkama gibi etkenler ayrıntıların elde edilebilmesinde önemli rol oynamaktadır (Charlton ve Moore 1992, Ayyıldız ve ark 2009). Bu yöntemin avantajı; örneklerden çekilen radyografilerle kalıcı kayıtların elde edilebilmesi ve saklanabilir olmasıdır (Crim ve ark 1985). Bu yöntemin dezavantajları ise, kullanılan maddelerin insan hayatı ve çevre için son derece riskli olması, çalışma şartlarının zor olmasıdır. Ayrıca diğer sızıntı tekniklerine göre belirgin bir üstünlüğü bulunmamaktadır (Taylor ve Lynch 1992).

4- Bakteriyel Sızıntı Yöntemi: Bu yöntemde foramen apikale dışındaki diş yüzeylerinin izolan bir malzeme ile kaplanmasından sonra dişler gram pozitif ve gram negatif bakteri cinslerini içeren kültürlere konur ve belirli bir inkubasyon döneminin sonunda besi yerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun (indikatör) renk değiştirip değiştirmemesine göre oluşan apikal sızıntı değerlendirilmektedir (Talor ve Lynch 1992, Karadağ 2005). Bakteriyel mikrosızıntı deneylerinde steril ve dikkatli çalışma önem taşımaktadır. Örneklerin hazırlanması ve kesit alınması sırasında steril olmayan aletlerden, dış ortamdan veya hekimin elinden bulaşacak mikroorganizmalar hatalı sonuçlara yol açabilmektedir (Oruçoğlu 2003). Bakteri sızıntı çalışmalarının sonuçları kantitatif değil kalitatiftir (Zivkovic ve ark 2001).

5- İnsan Serumu (Protein) Sızıntı Yöntemi: Bu yöntemde, kök kanallarının apikal üçte biri doldurulduktan sonra apikal foramen dışında kalan tüm diş yüzeyleri izolan bir madde ile kaplanır ve kök kanallarına radyoaktif C insan serum albümini enjekte edilir. Köklerin apikal 3-4 mm'lik kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine daldırılır. Belirli bir süre sonra kapta bulunan insan serum albumininin 5 ml'si geri çekilerek bir beta spektrometre cihazı yardımıyla içindeki radyoaktif C insan serum albumini miktarı ölçülerek değerlendirme yapılmaktadır (Heikel ve ark 2000, Karadağ 2005)**.**

6- Gaz Kromatografi Yöntemi: Düşük molekül ağırlıklı bakteriyel bir metabolit olan bütirik asiti kullanılarak sızıntıyı kantitatif olarak ölçen bir düzenek geliştirilmiştir. Bu yöntem sızıntının analizi hakkında bilgi vermektedir. Elde edilen sonuçların kantitatif olması tekniğin avantajıdır (Kersten ve Moorer 1989).

7- Glikoz Penetrasyon Yöntemi: Glikoz penetrasyon yöntemi, Xu ve ark tarafından 2005 yılında tanımlanmıştır. Bu yöntemde dişin koronal kısmı konsantre glukoz içeren bir tüp ile bağlantılı iken apikal bölgesi suya daldırılr. Apikal gözde toplanan glikoz, enzimatik bir reaksiyonu takiben spektrofotometre ile ölçülür. (Shemesh ve ark 2006). Bu metodun avantajları, kantitatif veriler elde edilmesi, örneklerin zarar görmemesi nedeniyle tekrarlanabilir uzun dönem ölçümlerin yapılabilmesi (Özok ve ark 2008), nispeten kurulum ve uygulama kolaylığı, materyal ve ekipmanların elde edilebilirliği ve testin yüksek hassasiyetidir (Shemesh ve ark 2006).

8- Kimyasal Ajanların Kullanılması: Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz kimyasal ajan kullanılır ve bunların reaksiyona girmeleriyle opak bir görüntü elde edilir (Taylor ve Lynch 1992). Yöntemin güvenilir olması için her iki bileşenin de penetrasyon yeteneğine sahip olması gereklidir. Sızıntının belirlenmesinde *gümüş tuzları* en çok tercih edilen işaretleyici ajanlardır. Bunlar içinde en çok %50'lik gümüş nitrat tuzu kullanılmaktadır (Powis ve ark 1988) Kimyasal ajanların kullanılmasıyla yapılan sızıntı tekniğinin avantajları kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmaması (Pashley ve ark 1992), objektif ölçüm sağlaması ve kantitatif veriler elde edilebilmesidir. Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olma zorunluluğu ise tekniğin dezavantajıdır (Holtan ve ark 1990). Bununla birlikte gümüş nitrat tekniğinde, cam iyonomer restorasyonların gümüşü yapısına aldığı ve kendilerinin boyandığı, amalgam restorasyonlarda ise gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek, marjinal boşluk boyunca yayılamadığı tespit edilmiştir (Tiritoğlu 1994).

9- Sıvı Filtrasyon Tekniği: Kapiller bir tüp içindeki hava kabarcığının hareketi vasıtasıyla sızdırmazlık kapasitesinin ölçüldüğü sıvı filtrasyon tekniği, ilk olarak Derkson ve ark (1986) tarafından koronal restorasyonların mikrosızıntısını değerlendirmek amacıyla kullanılmış, Wu ve ark (1993) tarafından endodontik mikrosızıntı çalışmaları için modifiye edilmiştir. Bu teknikte sürekli pozitif sabit basınç altında kök kanal dolgu materyali ve diş yapısı arasındaki ara yüzeylerdeki tüm gözeneklere iletilen sıvı akımının hareketi değerlendirilir. Radyografilerde veya kesitlerde görülemeyen, çok küçük boşlukların sıvı filtrasyon metodu ile tespit edilebildiği bildirilmiştir (Van der Sluis ve ark 2005). Örneklerin zarar görmediği bu yöntem, aynı örneğin uzun dönem değerlendirilmesi için tekrarlanabilir ölçümler yapılabilmesini sağlar. Kantitatif hacimsel verilerin elde edilmesi de bu yöntemin avantajlarındandır. Ayrıca bu yöntemde, boya penetrasyon çalışmalarında ortaya çıkan sıkışmış hava veya sıvının neden olabileceği problemleri ortadan kaldırmak için pozitif basınç kullanılmaktadır. Bununla birlikte bu sistemin dezavantajı, ölçümlerin gözle takip edilerek yapılması nedeniyle subjektif olabilmesidir (Goldman ve ark 1989).

1.3. Endodontide 3 Boyutlu Rekonstrüksiyon

Çekilmiş doğal dişlerin kullanıldığı deneysel endodontik çalışmalarda, örneklerin anatomik özelliklerinin ve kullanılan restoratif materyallerin diş dokuları ve birbirleriyle ilişkilerinin incelenmesi amacıyla günümüze kadar birçok yöntem kullanılmıştır. Bunlar; histolojik kesitlerin alınması (Walton 1976), kök kanallarının silikon ölçü maddesi ile modellerinin çıkartılması (Abou Rass ve ark 1982), Tarama Elektron Mikroskop (SEM) analizi (Mizrahi ve ark 1999), muflalama sistemleri ile dişlerden seri horizontal kesit alınması (Bramante ve Berbert 1987, Schneider 1971), radyografik karşılaştırmalar (Spoor ve ark 1993) gibi yöntemlerdir (Uzun 2007).

Örneklerin histolojik seri kesit alımı esnasında materyal kaybına uğraması, ölçü maddelerinin dar kök kanallarındaki kontrolünün zorluğu, radyografi ile elde edilen görüntülerin iki boyutlu olması ve ışının yönüne bağlı görüntü değişimleri gibi sorunlar ve bilgisayar destekli görüntüleme sistemlerindeki gelişmeler üç boyutlu rekonstrüksiyon sistemlerinin bu amaçla kullanımını arttırmıştır (Uzun 2007).

Üç boyutlu rekonstrüksiyon, görüntülenmesi istenilen örnekten alınan kesitlerin bilgisayar ortamında çeşitli programlar kullanılarak birleştirilmesi ile örneğin dijital ortamda yeniden oluşturulması işlemidir. Tıbbın ve endüstrinin birçok alanında farklı amaçlarla 3 boyutlu rekonstrüksiyon sistemlerinden yararlanılmaktadır (Uzun 2007).

Rekonstrüksiyonu istenen örneklerden farklı seviyelerde kesitler elde edilir. Kesit sayısının çokluğu, yani kesitin kalınlığının mümkün olduğunca az olması, elde edilen modelin asıl örneğe benzerliğinde oldukça etkilidir. Kesit alınmasında en çok kullanılan, en avantajlı ve pratik yol bilgisayarlı tomografi (CT) kullanılmasıdır (Tachibana ve Matsumoto 1990)

1.3.1. Micro CT Görüntüleme Tekniği

1895'te X ışınları Roentgen tarafından tanımlandığından beri teknoloji tanısal tıpta devrime yol açmış ve vücudun iç kısımlarının non-invaziv olarak görülebilmesine olanak sağlamıştır (Dunn 2001). X ışını bilgisayarlı tomografi (CT)

görüntülemesi ilk olarak 1970'lerin başlarında geliştirilmiştir. Çok sayıda bakış açısından elde edilen görüntüler farklı yoğunluğa sahip dokuların 3 boyutlu uzaysal görüntülerini oluşturmak üzere kullanılır (Hounsfield 1973).

CT görüntüleri, örnekten alınan düzlemsel kesitlerden oluşturulabilmektedir. Bunlar fiziksel kesitler, optiksel (konfokal mikroskop) kesitler ya da CT modellemeleri olabilmektedir. Berutti, 1993'te CT kullanarak dişlerden 1 mm kalınlığında kesit görüntüleri elde etmiş ve bunlardan da kök kanalının 3 boyutlu görüntüsünü oluşturmuştur. Tachibana ve Matsumoto (1990) X- ray CT'nin endodontide kullanılabilirliğini araştırmışlar ve dişin 3 boyutlu rekonstrüksiyonunun mümkün olduğunu göstermişlerdir. Sonrasında yapılan çalışmalarda dişlerde mine kalınlığının (Spoor ve ark 1993), yüzey alan ve hacimlerinin ölçülmesinde (Nielsen ve ark 1995) ve kök kanal enstrümantasyon tekniklerinin karşılaştırılmasında (Gambili ve ark 1996) yüksek çözünürlükteki CT görüntüleri başarıyla kullanılmıştır.

Rhodes 1999'da mikro CT tarayıcısının prototipini, enstrümantasyon öncesi ve sonrasında kök kanal morfolojisindeki değişimlerin ölçülmesinde kullanmıştır. Bu prototip düzenekte dişlerden 81 μm'lik kesitler alınabilmiştir. Günümüzde mikro CT cihazları, 4 μm'lik kesitler alabilen, yüksek çözünürlükte görüntülere imkan veren, portatif cihazlar haline gelmiştir (Rhodes ve ark 1999).

Dişler farklı radyografik yoğunluklara sahip dokulardan oluştuğundan tomografik tekniklerle değerlendirilmeye olanak sağlarlar. Mikro CT verileri in vitro tedavi öncesi, esnası ve sonrasında diş dokularının optimum detay ile rekonstrüksiyonunda belirgin avantajlar sağlamaktadır. Her bir dişin işlem öncesi ve sonrası oldukça detaylı verileri ilerideki değerlendirilmeler için tekrar kullanıma hazırdır. Daha önceki değerlendirme teknikleri örneklerin bozulmasını gerektirmekteydi. Bu da genellikle daha önce belirlenip kaydedilen birkaçı haricinde tüm verinin kaybı anlamına gelmekteydi (Nielsen ve ark 1995).

Günümüzde mikro CT ile elde edilen kesitsel görüntüler çeşitli bilgisayar programları kullanılarak 3 boyutlu hale getirilmekte ve bu modeller üzerinde çok farklı işlemler ve ölçümler yapılabilmektedir. Bu modeller üzerinde kök kanal sisteminin mikro ve makro morfolojisinin kalitatif değerlendirmesi yapılabilirken,

kök kanal sisteminin boyutları, kanalda herhangi bir bölgenin hacmi ya da yüzey alanı, kanal transportasyonunun yönü ve oranı gibi kantitatif ölçümlerde yapılabilmektedir (Uzun 2007).

Dental Araştırmalarda Mikro CT Kullanım Alanları:

Mine kalınlığı ve diş ölçümleri: Mine kalınlığının ölçülmesinde kullanılan birçok metot vardır. Fiziksel kesitlerin alınması metodu araştırmacılar tarafından en çok kullanılan metottur. Mikro CT sistemleri mine kalınlığının ölçülmesinde etkili ve tahribatsız bir metottur (Olejniczak ve Grine 2005, Olejniczak ve Grine 2006).

Kök kanal morfolojisinin analizi: Pulpa boşluğunun morfolojik özellikleri, boynuz kısmındaki hacim oranı, pulpa odasının tabanı ve bütün bölgeleri ile kanalların bukkal ve lingual açılımlarının çapları ölçülebilir (Oi ve ark 2004). Triangülasyon metotları ile her bir kanalın yüzey alanı ve hacmi ölçülebilir, modelden bağımsız metotlarla kanalların çapları ve konfigürasyonları değerlendirilebilir (Peters 2000).

Anatomik ve radyografik özellikler (Fan ve ark 2004a ve 2004b), pulpa odasının tabanının morfolojisi (Min ve ark 2006), 3 boyutlu morfolojik analiz ve transvers ölçümler (Gao ve ark 2006), apikal anatomi (Cheung ve ark 2007) döner alet kullanımı sonrası kök kanal anatomisindeki değişimler (Cheung ve Cheung 2008), ve mandibuler birinci premolarlardaki C şekilli kanallar (Fan ve ark 2008) güncel mikro CT araştırma alanları arasındadır.

Kök kanal preparasyonunun değerlendirilmesi: Mikro CT taraması ile kanal preparasyonu sonrası elde edilen verilerle kök kanalının yüzey alanı ve hacmi, uzaklaştırılan dentin dokusunun hacmi, kanal kalınlığı (çapı), preparasyon yüzeyi, eğim, kanal erişimi, yapı model indeksi (SMI), kanal eğiminin düzelme oranı gibi preparasyon öncesi ve sonrası birçok değişiklik ölçülebilir. (Peters 2000, Peters ve ark 2003). Mikro CT aynı zamanda retreatment yapılan kanallardaki enstrümantasyon etkinliğinin ölçülmesinde de kullanılmıştır.

Kraniyo fasiyal iskeletsel yapı ve gelişimi: Yüksek çözünürlüklü bir mikro CT sistemi aynı zamanda kraniyofasiyal iskeletsel yapının gelişimi, kemik büyümesi ve tamiri çalışmalarında ölçüm için kullanılmıştır. Kraniyofasiyal kemiğin mikro CT ile görüntülenmesi trabeküler kalınlık, tarbekül miktarı, kemik hacmi, toplam doku hacmi ve trabeküler kemik hacim oranı gibi trabeküler kemiğin morfoloji parametrelerinin 3 boyutlu sayısal ölçümüne olanak sağlamıştır (Luan ve ark 2008).

Doku Mühendisliği: Son günlerde mikro CT doku mühendisliğinde doku iskeleti çalışmalarında kullanılmıştır (Cartmell ve ark 2004). Mikro CT taramaları aynı zamanda doku yıkımı esnasında materyalin tam olarak nerede kaybedildiğini gösterecek şekilde yapısal değişikliklerin belirlenmesinde de kullanılabilmektedir (Hollister ve ark 2005).

Dişlerin mineral konsantrasyonu: Son yıllarda, kemik ve dişlerin mineral konsantrasyonlarını %1'den daha yüksek hassasiyette ve 5-30 μm çözünürlük aralığında kalitatif olarak ölçebilen mikro CT sistemleri geliştirilmiştir (Wong ve ark 2010).

İmplant ve implant çevresi kemik: Mikro CT trabeküler ve kortikal kemiğin ölçümüne olanak sağlayan yıkıcı olmayan, hızlı ve hassas bir tekniktir. İmplant yüzeyi ve implant çevresi bölgede kemik oluşumunun uzaysal görüntüsünü birkaç mikron veya daha iyi derecede gösterebilmekte ve dental implantların kemik entegrasyonun kalitatif ve kantitatif morfometrisini değerlendirebilmektedir (Park ve ark 2005).

Biyomekanik: Sonlu elemanlar analizi (FEA) yapısal, katı ve sıvı mekaniği alanındaki fiziksel olayların analizinin yanı sıra biyomekanikte de öne çıkan teknik olmuştur. Biyomekanikte FEA kullanımı hem araştırma hem de öğretim gereci olarak belirgin avantajlar sağlamıştır. Dental araştırmalarda kullanımı da son on yılda oldukça artmıştır (Mackerle 2004, Van Staden ve ark 2006). Dişler, dental implantlar ve dental restorasyonlar gibi küçük objelerin daha doğru sonlu eleman modellerini oluşturmak için mikro CT tarayıcıları kullanılabilir.

Mikro CT tekniklerinin kullanımı hem dişler hemde kemiklerin çok daha hassas sonlu eleman modellerinin oluşturulmasına olanak sağlar. Mikro CT ile dişlerin detaylı ve geçerli bir 3 boyutlu sonlu eleman modelinin oluşturulabileceği ve stres dağılımı üzerinde farklı tedavilerin etkisinin simüle edilebileceği bildirilmiştir (Magne 2007).

1.4. Mekanik yükleme

Laboratuar çalışmalarında ağız koşullarının taklit edilmesi genellikle bir materyalin klinik davranışını tahmin edebilmek için kullanılır. Materyallerin ve diş dokusu-restorasyon ara yüzey ilişkisinin tekrarlayan streslere (Drummond ve ark 1996, Dewji ve ark 1998) neden olan ısısal değişimlerden ve mekanik yorulmadan olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (Frankenberger ve ark 1999, Ruse ve ark 1995, Nikaido ve ark 2002). Mekanik yükleme çiğneme fonksiyonunu taklit edebilen ve tekrarlayan yüklemeler sonrasında yapısal başarısızlıklara neden olabilen bir yorulma testidir. Mekanik yükleme farklı materyaller ve restoratif tekniklerin klinik performanslarının değerlendirilmesinde kullanılan en iyi metotlardan biridir (Wiscott ve ark 1995, Baldissara ve ark 2006, Barreto ve ark 2012).

Operatif dişhekimliğinde sızıntı genellikle termal siklus, okluzal kuvvetler ve restorasyonun yıpranmasından kaynaklanmaktadır (Grund ve ark 1990, Frank ve ark 1992). Termal siklus klinik pozisyonlarından dolayı kök ucu dolgu materyalinde gerçekleşmemektedir. Bu nedenle sızıntı okluzal kuvvetler veya materyalin eskimesi nedeniyle oluşabilir (Blum ve ark 1997).

Mekanik yükleme sonrası yapılan sızıntı çalışmalarının statik koşullarda yapılan sızıntı çalışmalarından farklı sonuçlar oluşturabildikleri bildirilmiştir (Bishop ve ark 2008).

Erken başarısızlıklar uygulama hatalarına ya da dolgu materyallerinin kimyasal veya fiziksel özelliklerine bağlanabilir. Bir miktar kullanım periyodundan sonra oluşan başarısızlık daha sık görülmektedir ve genellikle birçok çevresel faktör etkilidir. Bu etkenlerden biri restorasyonların çiğneme hareketleri esnasında maruz kaldıkları döngüsel mekanik yüklemedir (Esber ve ark 1998). Huysmans ve ark.

(1993a) in vitro testlerin klinikle ilişkilerinin artması için 10^5 döngüden yüksek yorulma testlerinin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Sonuç olarak, okluzal kuvvetlerin materyal veya arayüzde oluşturdukları tekrarlayan stresler başarısızlığın nedeni olarak düşünülmektedir. Bu nedenle diş dokuları, restoratif materyal ve bunların arayüzlerinde oluşan streslerin incelenmesi restorasyon başarısının değerlendirilmesinde faydalı olacağı düşünülmektedir.

1.5. Stres Analiz Yöntemleri

Dişhekimliğinde kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça yaygınlaşmıştır. Dişhekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi başarılı bir restorasyon için anahtar rol oynamaktadır (Craig 1997). Sonlu Elemanlar Analizi, çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan bilgisayar destekli sayısal bir analiz yöntemidir. Canlı dokular ve organların, kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergilediğini tespit etmek, gerilme analizi yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansızdır (Magne 2007). Bu nedenle stres analiz çalışmalarının canlı dokuları temsil eden modeller üzerinde yapılması gerekmektedir. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için tasarım veya kombinasyonunun nasıl olması gerektiğini önceden tespit etmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yöntemleri geliştirilmiştir (Çalıkoğlu 1992).

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerinim ölçer ile analiz yöntemi,

2.Fotoelastik analiz yöntemi,

3.Holografik interferometre ile analiz yöntemi,

4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve

5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntem'idir (Ulusoy ve Aydın 1988, Çalıkoğlu 1992, Korkmaz 1995).

1- Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi:

Gerinim ölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan bir alettir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığında alet o bölgedeki basınç miktarını gösterir (Ulusoy ve Aydın 1988, Çalıkoğlu 1992).

2- Fotoelastik analiz yöntemi:

Bu yöntemde karmaşık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşür. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçen polorize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polorize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskop cihazı yardımıyla gözlenir (Ulusoy ve Aydın 1988, Çalıkoğlu 1992).

3. Holografik interferometre analiz yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir ışık kaynağından çıkan iki ışınınn karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik gerilim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Kayıt esnasında ışık kaynağı olarak lazer kullanılır (Ulusoy ve Aydın 1988, Çalıkoğlu 1992, Korkmaz 1995).

4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi:

Kırılgan vernikle kaplama (brittle laquer) tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Dally ve ark 1965, Ulusoy ve Aydın 1988).

5. Sonlu elemanlar analiz (FEA) yöntemi:

FEA yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1997).

Bu yöntem ilk olarak 1956 yılında keşfedilmiş ve uçak yapılarının incelenmesi için kullanılmıştır. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı dolguların merkezine kuvvet uygulayarak stres dağılımını incelemesi olmuştur (Huysmans ve ark 1993b, Craig 1997). Bu yöntem kısaca şu bölümlerden oluşmaktadır (Eraslan 2004);

1. Örneğin Modellenmesi
2. Sürekli ortamın (Modelin) ayrışık parçalara bölünmesi (Discretisation)
3. Enterpolasyon fonksiyonlarının (Matematiksel denklemlerin) seçimi
4. Eleman özelliklerinin tayini
5. Eleman özelliklerinin toplanarak sistem özelliklerinin belirlenmesi (Assembly)
6. Denklemlerin çözülmesi
7. Sonuçların incelenmesi

Bilgisayarda sayısal bir metod olan FEA yöntemi kullanılarak, yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılım ve deplasmanlar belirlenebilmektedir. FEA sayısal bir metottur. Bu metot karmaşık geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilir. Değişik şekillerdeki yapılar modellenir ve birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır (Craig 1997, Geng ve ark 2001).

Modeldeki stresleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar:

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı

2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi

3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı

4. Her bir düğüm noktasının koordinatları

5. Sınır şartları tipi

6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi (Craig 1997).

Program, statik ve dinamik analiz tercihine sahiptir. Yapısal analiz programı için verilerin hazırlanması temel olarak aşağıdaki adımları kapsar:

1. Yapının geometrisinin tanımlanması: Bu etapta analiz edilecek yapı, iki veya üç boyutta, gerçek boyut ve orantılarda geometrik olarak hazırlanır. Günümüzde model geometrisinin oluşturulmasında en sık kullanılan üç yöntem şunlardır;

a) Modelin üç boyutlu çizim programları ile bilgisayar ortamında çizilmesi,

b) Modeli oluşturulacak örneğin lazer tarayıcılarla taranarak elde edilen nokta bulutunun bilgisayar ortamına aktarılması,

c) CT veya mikro CT görüntülerinin özel veri işleme metotlarıyla işlenerek modelleme programlarına aktarılması.

2. Yapıya global veya lokal üç boyutlu koordinat sisteminde yapısal unsurları temsil edebilecek noktaların yerleştirilmesi: Noktaların birleştirilmesiyle elementler oluşturulur. Noktaların sayısı, yapının geometrisini resmetmek için yeterli olmalıdır. Her bir nokta ve element tek bir kişisel sayı alır. Element oluşturmada: 3 boyutlu Frame (çerçeve) element, prizmatik veya prizmatik olmayan 3 boyutlu Shell (kabuk), iki boyutlu asolid ve 3 boyutlu solid element olmak üzere dört seçenek vardır. Bu elementleri iki boyutlu frame, membran, destek gibi alt grupları mevcuttur.

3. Materyal ve üyelerin özelliklerinin tanımlanması: Yapıyı oluşturan malzemelerin Elastik modülüs ve Poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır.

4. Analiz edilmesi gereken yapı için statik ve dinamik yük koşullarının, yerçekimi, ısısal ve öngerilim şartlarının oluşturulması.

İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığı nedeniyle diş hekimliğinde pek çok çalışmada kullanılmaktadır (Rubin ve ark 1983, Darendeliler 1992, Magne ve Douglas 1999). İki boyutlu modelin kullanımıyla diş yapısındaki en

ince tabakaların (yapıştırıcı siman, mine tabakası, marjinale uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde başarılı olunduğu belirtilmektedir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin yetersiz kaldığı durumlar söz konusudur. İnsan dişi ne düz ne de simetrik bir yapıdadır, oldukça düzensiz bir yapıya sahiptir. Diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Sonlu eleman stres analiz sonuçlarının gerçeğe yakınlığı modelin gerçeğe yakınlığı ile orantılıdır. Bu nedenle güvenilir bir analiz için gerçek boyutları ve geometriyi yansıtan detaylı bir üç boyutlu model kullanılması tercih edilmelidir (Rubin ve ark 1983, Darendeliler ve ark 1992, Magne ve Douglas 1999).

Bugün kullandığımız sonlu elemanlar analiz programları temelde benzemekle birlikte fonksiyon açısından birbirlerine üstünlükleri olabilir. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizlerinde sık kullanılan programlar ANSYS, SAP 80, SAP 86, SAP 90, IDEAS, NASTRAN, PAFEC 75, MARC VE PATRAN, PROENGiNEER, SOLiDWORKS gibi yazılımlardır (Rubin ve ark 1983, Darendeliler ve ark 1992, Magne ve Douglas 1999).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları:

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilir olması,

2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir olması,

3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmadan, oluşturacağımız yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,

4. Stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olmasıdır (Sağesen 2000).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları:

1.Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık hal alabilir.

2. Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir (Sağesen 2000).

Konuyla İlgili Temel Kavramlar

Stres (Gerilim) : Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olan stres, dışardan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine dağılır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvettir (McCabe ve Walls 1984, Zaimoğlu ve ark 1993, Van Noort 1994, Craig 1997, O'Brien 1997).

Stres = Kuvvet/Alan

Strain (Gerinim) : Gerinim, gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Bir yapıda bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturur. Hem stres hem gerinim atomlarla ilişkilidir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme derecesi ise straindir. Strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Zaimoğlu ve ark 1993, Van Noort 1994, Craig 1997, O'Brien 1997).

Strain = Şekil değişikliği / Orijinal uzunluk

Stres ve Strain Tipleri:

Bir cisme herhangi bir açı ya da yönden kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluştururlar. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) şeklinde üç temel tipe ayrılabilir:

1. Çekme stresi; bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan strestir. Çekme stresi, daima çekme straini ile birliktedir.

2. Basma stresi; bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan strestir. Basma stresi, daima basma straini ile birliktedir.

3. Makaslama stresi; bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü yada deforme edildiğinde ortaya çıkan strestir. Makaslama stresi, daima makaslama straini ile birlikte oluşur (McCabe ve Walls 1984, Craig 1997, O'Brien 1997).

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleri. Normal stresler "σ" sembolü ile ve makaslama stresleri de "τ" sembolü ile gösterilir. Bir üç boyutlu stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki tane makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi bir, üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile tanımlanır (Shigley 1986).

Elastisite Modülü: Stresin straine oranıdır. Stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stres-strain oranı maddenin katılığını verir. Young's modülü olarak da bilinir ve elastisite modülü artıkça cismin rijiditeside artar (McCabe ve Walls 1984, Shigley 1986, Zaimoğlu ve ark 1993, Craig 1997). Yani stres altındaki materyalin katılığı ile ilgili özellik elastisite modülü adını alır ve şu şekilde hesaplanır:

Elastisite modülü = Stres / Strain

Poisson Oranı: Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranıdır (Zaimoğlu ve ark 1993, Craig 1997).

Asal stres (Principle stres): Bir üç boyutlu elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stres), minimum asal

stres olarak üçe ayrılır. Analiz sonuçlarındaki artı değerler "çekme", eksi değerler ise "basma" streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Dentin elastik bir materyaldir. Dişe kuvvet uygulandığında, basma ve çekme sıfırlanmaktadır. Kökün ya da kanalın orta kısmı böyle bir yük altında nötral alanı oluşturmaktadır (Assif ve Gorfil 1994).

Von Mises Stres: Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır (Shigley 1986).

Bu çalışmanın amacı, mekanik yükleme öncesi ve sonrasında kök ucu cerrahisinde kullanılan farklı kök ucu dolgu materyallerinin,

1. Apikal mikro sızıntılarını araştırmak,
2. Bütünlüğü ve kalitesini mikro CT görüntüleme yöntemi ile değerlendirmek
3. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle fonksiyon sırasında oluşan streslerin miktarını ve dağılımını incelemektir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

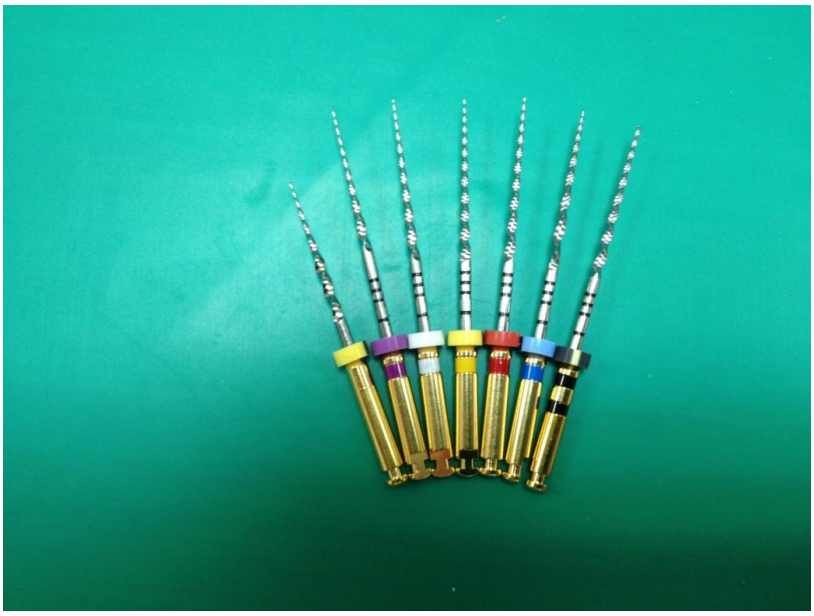
Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi ve Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Mikro Tomografi Ünitesi'nde in vitro şartlarda yapıldı ve Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Etik Kurulu (02.07.2008 tarihli ve 106 sayılı karar) tarafından onaylandı.

Çalışma laboratuar ve sonlu eleman stres analizi olmak üzere iki aşamada gerçekleştirildi. Laboratuar aşamasında, 7 farklı kök ucu dolgu materyaline mekanik yüklemenin etkisi sıvı filtrasyon tekniği ve mikro CT görüntüleme tekniği ile değerlendirildi. Çalışmanın ikinci aşaması olan sonlu eleman stres analiz yöntemi ile seçilen kök ucu dolgu materyallerinde oluşan streslerin miktarı ve yayılımı incelendi.

2.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması

Bu çalışmada periodontal nedenlerle çekilmiş 112 adet, çürüksüz, apikal gelişimini tamamlamış insan maksiller santral keser dişler kullanıldı. Kron ya da kök kırığı mevcut olan dişler, kök gelişimi tamamlanmamış dişler, birden fazla kök kanalına sahip olan dişler ve kalsifiye kanalları olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Yumuşak ve sert doku artıkları bir kretuar (No:2, Hu-Friedy Mfg. Co Inc., Leimen, Almanya) ve bisturi yardımıyla temizlendikten sonra dişler kullanılana kadar oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Dişlerin kronlarının serviko-insizal boyu ve köklerinin serviko-apikal boyları dijital bir kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü. Kron/kök oranı 1'in altında olan dişler çalışmaya dahil edilmedi.

Tüm dişlere devamlı su soğutması altında, yüksek tirbünlü aeratör ve elmas fissür frez kullanılarak giriş kavitesi açıldı. Dişlerin apikallerinin açık olup olmadığı 10 numara K tipi eğe (Mani Inc., Tochigi, Japonya) ile kontrol edildi. Çalışma boyu apikalden 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi. Kök kanalları ProTaper nikel-titanyum (Ni-Ti) eğeler (Dentsplay Maillefer, Balaigues, İsviçre) (Resim 2.1.1.)



Resim 2.1.1. ProTaper eğeleri.

kullanılarak crown-down tekniği ile şekillendirildi. Bu eğeler üretici firmanın talimatlarına göre sırasıyla Sx, S1, S2, F1, F2, F3, F4 olacak şekilde, XSmart (Dentsplay Maillefer, Balaigues, İsviçre) endodontik motor ile 250 rpm hızda kullanıldı. Kanalların apikali F4'e kadar genişletildi. Kök kanalları her eğe arasında 3 ml % 2,5'luk NaOCl (Çağlayan Kimya, Konya) solüsyonu ile yıkandı. Kök kanal preparasyonu tamamlandıktan sonra tüm dişlerde sırasıyla 3 ml % 2,5 NaOCl, 3 ml % 17 EDTA [170 gr EDTA sodyum tuzu (Emir Kimya, Ankara) ve 18,5 gr Sodyum hidroksit'in (Merck, Darmstadt, Almanya) 1 lt distile suda çözülmesi ile hazırlandı] solüsyonu ile ve son olarak 3 dakika 3 ml distile su ile irrigasyon yapıldı. Kanallar kağıt konlar yardımıyla (DiaDent, Kore) kurulandıktan sonra, F4 ProTaper gütta-perkalar (Dentsplay Maillefer, Balaigues, İsviçre) (Resim 2.1.2.) üretici talimatlarına göre hazırlanan AH Plus (Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya) (Resim 2.1.3.) kanal dolgu patına bulanarak kök kanalına yerleştirildi ve gütta-cut (VDW, Aseptico, WA, ABD) yardımıyla mine-sement sınırından kesildi. Plugger (No:3/4, Dr Machtou, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) yardımıyla vertikal kondensasyon yapılarak kök kanal dolgusu tamamlandı. Giriş kavitesi %70'lik etil alkol (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya) ile temizlendi ve geçici dolgu materyali Cavit G (ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı. Kök kanal dolgusu tamamlanan örnekler patın sertleşmesi için inkübatöre yerleştirilerek 37 °C'de, %0,2'lik sodyum azid içeren nemli gazlı bez içerisinde 1 hafta bekletildi.



Resim 2.1.2. ProTaper F4 gütta perka.



Resim 2.1.3. AH Plus kök kanal dolgu patı

2.1.1. Kök Ucu Kavitelerinin Hazırlanması

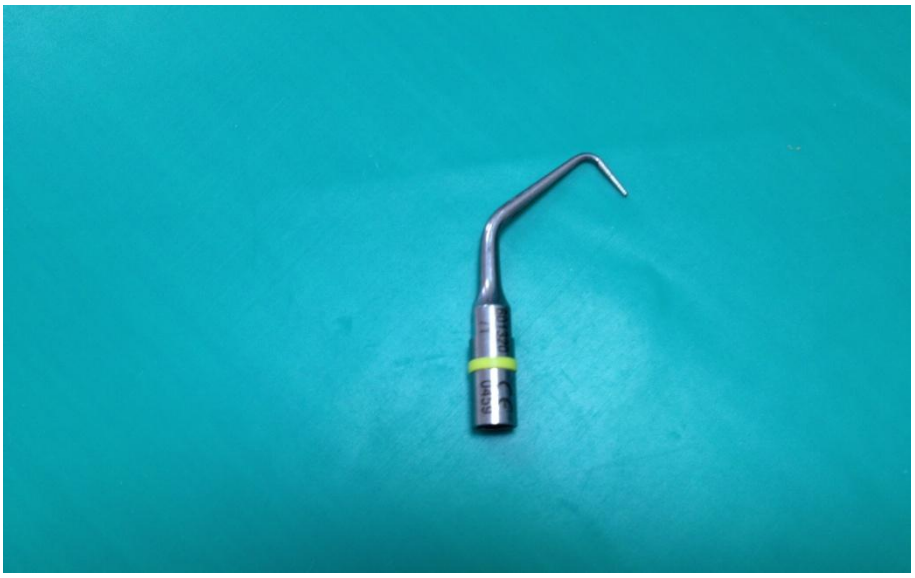
Bekleme süresinin sonunda dişlerin apikal 3 mm'lik kısımları dişin uzun eksenine 90° açı yapacak şekilde, yüksek devirde elmas uçlu fissür frez (Diatech Diamant AG, İsviçre) kullanılarak su soğutması altında kesildi. Kök kanalının uzun aksı rehber alınarak Satelec P5 Newtron XS ultrasonik cihaz (Satelec, Merignac, Fransa) (Resim 2.1.1.1.) ve elmas kaplı S12/90D uç (Satelec, Merignac, Fransa) (Resim 2.1.1.2.) yardımı ile bol su püskürtmesi altında 3 mm derinliğinde, kök ucu kaviteleri oluşturuldu. Kavitelerin derinliği ve genişliği, 3/4 numaralı Dr Machtou el

pluggerının (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kaviteye 3 mm girebilirliği ile sağlandı. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihaz 110-230 volt ve 50/60 Hz güçte olup üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda orta güçte (sarı kod) kullanıldı.



Resim 2.1.1.1. Satelec P5 Newtron XS ultrasonik cihaz.

Oluşturulan tüm kök ucu kaviteleri dolgu materyalleri yerleştirilmeden önce 3 ml serum fizyolojik solüsyon ile yıkandı ve 80 numaralı kâğıt konlar (Diadent, Kore) kullanılarak kurutuldu.



Resim 2.1.1.2. Elmas kaplı S12/90D uç.

2.1.2. Kök Ucu Kavitelerinin Doldurulması

Dişler her bir grupta 16 adet örnek olacak şekilde 7 gruba ayrıldı (n=16). Kullanılan materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları Çizelge 2.1.2.1.'de verilmiştir.

Çizelge 2.1.2.1. Çalışmada kullanılan kök ucu materyallerinin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları.

Ticari isim	*İçeriği*	*Üretici firma*	*Üretim numarası*
ProRoot MTA	Portland cement 75, Tricalcium silicate, Bismuth oxide (%20), Dicalcium silicate,Tricalcium aluminate,Tetra calcium aluminoferrite, Calcium sulfate dihydrate or gypsum (%5)	Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre	08003394
Tech BioSealer RootEnd	5 adet kapsül (270 mg) ve 5 ml likit (DPBS- Dulbecco's Phosphate Buffer Solution)	Isasan, Como, İtalya	E10048
Super EBA	Likit: Ortho-Ethoxy Benzoic Acid (62,5%), Eugenol (37,5%) Toz: Çinko Oksit (60%), Alümina (34%) Natural Rezin (6%)	Bosworth Company, Skokie, IL	0807-356
IRM	Likit**:** Öjenol, Acetic acid Toz: Çinko oksit, Poli-Metil Metakrilat (PMMA) tozu, pigment.	Caulk-Dentsply, Milford, DE	090630
Vitrebond	Toz (Radiopak, iyon salabilen floroalüminosilikat cam tozu): SiO_2, AlF_3, ZnO, SrO, cryolite, NH_4F, MgO ve P_2O_5 Likit (modifiye poliakrilik asit ile pendant methakrilat grup): HEMA (2-hidroksietilmetakrilat), su ve fotoinitiator.	3M ESPE, S.Paul, MN, ABD	N189787
Clearfil APX kompozit rezin	Bisphenol A diglycidylmethacrylate (Bis-GMA), Triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA), Silanated barium glass filler, Silanated silica filler, Silanated colloidal silica, dl-Camphorquinone	Kuraray, Osaka, Japonya	00958A
Clearfil SE Bond	Primer: MDP, HEMA, dimetakrilat monomeri, su, katalizörler, kamforokinon Adeziv rezin: MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobikdimetakrilat, kamforokinon	Kuraray, Osaka, Japonya	01118A
Geristore	Paste A: Resin-Based Fluoro Alumina Silica Glass Paste B: Resin-Based Amorphous Quartz Composite	Den-Mat, Santa Maria, CA	B: M233010001 A:M248010002

Grup 1: MTA (Mineral Trioxide Aggregate)

MTA (ProRoot MTA, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (Resim 2.1.2.1.) tozu ve likit karıştırma camına koyuldu. Tüm toz partiküllerinin hidrate olabilmesi için toz ve likiti 1 dakika boyunca karıştırıldı. Karışım kaviteye amalgam tabancası ile taşındı ve uygun büyüklükte bir el pluggerı (No: 2/3, Dr Machtou, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) yardımıyla kondense edilerek yerleştirildi.



Resim 2.1.2.1. MTA.

Grup 2: Tech Biosealer Root End

Tech Biosealer Root End (Isasan, Como, İtalya) (Resim 2.1.2.2.) üretici firma tarafından tavsiye edildiği gibi karıştırma oranı 2/3 kapsül içeriğine 1 damla likit olacak şekilde karıştırıldı. Bir amalgam taşıyıcısı yardımıyla kaviteye yerleştirildi ve küçük bir el pluggerı ile kondense edildi. Fazla siman kök ucundan nemli bir gazlı bezle silindi.



Resim 2.1.2.2. Tech Biosealer Root End.

Grup 3: Super EBA (Super Etoksi Benzoik Asit)

Super EBA (Bosworth Company, Skokie, IL, ABD) (Resim 2.1.2.3.) üretici firma talimatları doğrultusunda 1 damla likite 2 kaşık toz ilave edilerek cam üzerinde 30 saniye karıştırılarak hazırlandı ve açılan kavitenin boyutuna uygun büyüklükte bir el pluggerı (No: 2/3, Dr Machtou, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) yardımıyla kaviteye kondense edilerek yerleştirildi.



Resim 2.1.2.3. Super EBA.

Grup 4: IRM (Intermediate Restorative Material)

IRM (Caulk-Dentsply, Milford, DE, ABD) (Resim 2.1.2.4.) 1:1 oranında toz ve likit cam üzerinde yaklaşık 1 dakika karıştırılarak hazırlandı ve kök ucu kavitelerine grup 3'teki gibi yerleştirildi.



Resim 2.1.2.4. IRM.

Grup 5: Vitrebond (Işıkla Sertleşen Cam İyonomer Siman)

Vitrebond (3M ESPE, S.Paul, MN, ABD) (Resim 2.1.2.5.) toz: likit oranı 2:1 olacak şekilde cam üzerinde 10-15 saniye karıştırıldı. Kavite tabanına ince bir tabaka halinde (yaklaşık 1mm) uygulandı ve 30 saniye 1200 mW/cm^2 güce sahip LED ışık kaynağı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein, Almanya) ile polimerize edildi. Kavitenin kalan kısmına da materyal uygulandı ve bu da aynı şekilde 30 saniye polimerize edildi. Tüm örneklerde aynı ışık cihazı kullanıldı.



Resim 2.1.2.5. Vitrebond.

Grup 6: Kompozit Rezin (Clearfil AP-X Kompozit Rezin+Clearfil SE Bond)

Kavite dentin yüzeyine tek kullanımlık fırça ile 20 sn primer (Clearfil Primer, Kuraray, Osaka, Japonya) (Resim 2.1.2.6) uygulandı. İçeriğin buharlaşarak ortadan kaldırılmasını sağlamak için orta şiddette hava ile kurutuldu. Bond (Clearfil Bond, Kuraray, Osaka, Japonya) tek kullanımlık fırça ile tüm yüzeye uygulandı ve hafif şiddette hava sıkıldıktan sonra ışıkla 10 sn polimerize edildi. Kompozit rezin (Clearfil APX, Kuraray, Osaka, Japonya) (Resim 2.1.2.7.) 3 mm'lik kaviteye 2 tabaka halinde uygulandı ve her bir tabaka aynı ışık kaynağı ile 40 sn polimerize edildi.



Resim 2.1.2.6. Clearfil SE Bond.



Resim 2.1.2.7. Kompozit rezin.

Grup 7: Geristore (Hibrit İyonomer Kompozit- Kompomer)

Farklı ticari sürümleri mevcut olan Geristore'nin (Den-Mat, Santa Maria, CA, ABD) (Resim 2.1.2.8.) bu çalışmada kavanozda sunulan şekli (Geristore A Initiator 5.5g ve Geristore B Shade A2 10g) kullanıldı. Eşit miktarlarda Geristore A ve B pastaları karıştırma camı üzerinde, plastik bir spatül yardımıyla, homojen bir karışım elde edinceye kadar karıştırıldı. Materyal kaviteye 2 tabaka halinde uygulandı ve her bir tabaka 30 sn polimerize edildi.



Resim 2.1.2.8. Geristore.

Bu işlemlerden sonra tüm örnekler 37° C'de, % 0,2'lik NaN_3 solüsyonu içeren ortamda 1 hafta bekletildi.

Mekanik yükleme öncesinde ve sonrasında aynı açıdan mikro CT görüntüsü elde edebilmek amacıyla tüm örnekler 1,5 cm çapında 2 cm yüksekliğinde plastik kalıplar içerisinde kron kısımlarından mine sement sınırına kadar polisiloksan ölçü maddesine (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) gömülerek kalıp oluşturuldu ve bu kalıplar deney sonuna kadar oda sıcaklığında nemli ortamda saklandı.

2.2. Sıvı Filtrasyon Test Düzeneği İle Apikal Mikrosızıntının Değerlendirilmesi:

Sıvı filtrasyon testi için Derkson ve ark (1986) tarafından tanımlanan, Wu ve ark'nın (1993) modifiye ettiği sıvı filtrasyon düzeneği kullanıldı.

2.2.1. Örneklerin Sıvı Filtrasyon Test Düzeneğine Hazırlanması:

Sızıntısı değerlendirilecek olan her bir örnek öncelikle iç çapı 3 mm dış çapı 6 mm ve uzunluğu 4 cm olan turnike lastik borularının içerisine, apikal kısım mine sement sınırına kadar lastik boru içeride kalacak şekilde yerleştirildi. Diş ve turnike lastiği arasında herhangi bir sızıntı olmaması için, diş kole bölgesinden lastiğe siyanoakrilat bir yapıştırıcı (Pattex, Türk Henkel, İstanbul, Türkiye) ile yapıştırıldı.

2.2.2. Örneklerin Mikrosızıntısının Ölçümü

Sıvı filtrasyon test düzeneğinde sistem sırasıyla basınç kaynağı, basınçlı tampon rezervuarı, cam mikropipet (Microcaps, Fisher Scientific, Pittsburgh, PA, ABD), mikroenjektör, paslanmaz çelik tüp ve bunları birbirine bağlayan polietilen borulardan (Fisher 48 Scientific, Pittsburgh, PA, ABD) oluşmaktadır.

İlk aşamada sisteme gönderilen basınç 2 atmosfer olarak ayarlandı. Basınç verildiği zaman basınçlı tampon rezervuarında bulunan distile su tüm sistemi doldurdu. Sistemdeki tüm polietilen borulardan ve cam mikropipetten sıvı geçtiği anlaşıldıktan sonra örneğe ve mikroenjektöre giden polietilen borularda sıvı akışı bir klemp yardımı ile durduruldu. Bundan sonra mikroenjektör yardımıyla cam mikropipet içerisinde çapı 1± 0,5 mm olan bir hava kabarcığı oluşturuldu. Bu işlem sırasında hava kabarcığının mikropipetin tam ortasında konumlanmasına dikkat edildi.

Hazırlanmış olan her örnek 18 gauge'lik bir paslanmaz çelik bağlayıcı aracılığıyla sisteme bağlandı. Her örnek sisteme bağlandıktan sonra, sistemin kalibre olması amacıyla 4 dakika beklendi. Hava kabarcığının hareket miktarı 2 dakikalık aralıklarla "mm" olarak not edildi ve her bir örnek için toplam 8 dakika ölçüm yapıldı. Daha sonra her bir örnek için 2 dakika aralıklarla yapılan dört farklı kaydın ortalaması alındı ve bir dakika boyunca gerçekleşen ortalama kabarcık hareket miktarı (mm/dak) bulundu.

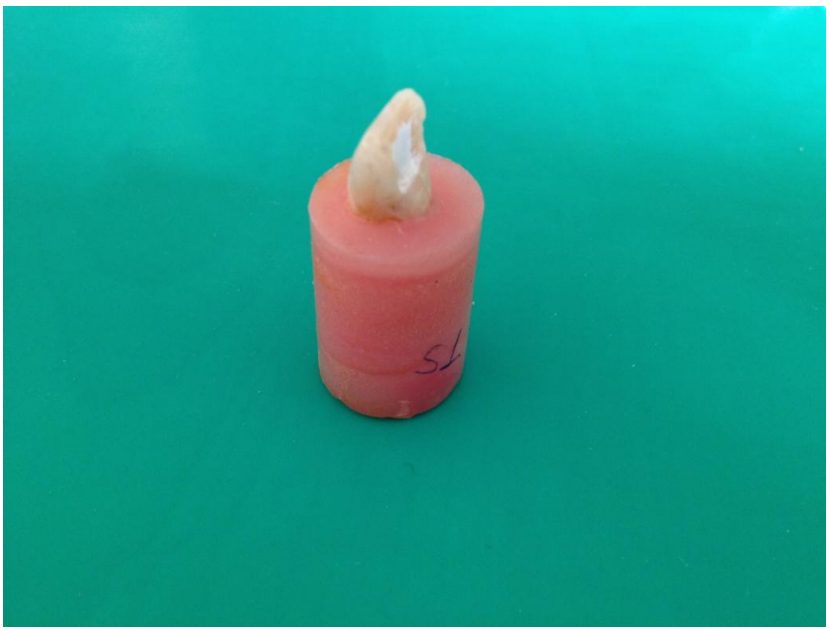
Milimetre cinsinden kaydedilen ortalama hava kabarcığı hareket miktarı “ $\frac{\text{mikropipetin hacmi (25µl)}}{\text{mikropipetin uzunluğu (65mm)}} = 0{,}38$” ile çarpılarak µl cinsinden yer değiştiren distile suyun miktarı elde edildi. Daha sonra çıkan değer su basıncı değerine (239 cmH_2O) ve dentin yüzey alanına (1 cm^2) bölünerek Lp değeri elde edildi. % Lp değerini bulmak için, Lp değeri, kök kanal preparasyonu ve kök ucu kavitesi hazırlanmış fakat doldurulmamış dişlerden 1 dakika boyunca geçen su miktarı değerine bölündü.

Çalışmada kullanılan yedi farklı kök ucu dolgu materyalinin sıvı filtrasyon metoduyla elde edilen ortalama mikro sızıntı (Lp) değerleri SPSS 20.0 (SPSS Inc. Headquarters, 233 S. Wacker Drive, Chicago, Illinois) istatistik programına aktarıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğunu araştırmak için Tek Örnekleme Kolmogorov Smirnov Testi ve Shapiro Wilk Testi uygulandı. Her iki testin sonucunda verilerin normal dağılıma uygun olmaması nedeniyle grupların ortalamalarını karşılaştırmak için nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulandı. Bütün gruplar birbirleriyle karşılaştırılması ve aralarındaki farkların anlamlı olup olmadığının incelenmesi için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi yapıldı.

Mekanik yükleme işleminin materyallerin apikal mikrosızıntısı üzerindeki etkisini incelemek amacıyla aynı grubun mekanik yükleme öncesi ve sonrasında apikal mikro sızıntı (Lp) değerleri nonparametrik bir test olan “Wilcoxon” testi ile karşılaştırıldı.

2.3. Mekanik Yükleme

Periodontal ligamenti taklit etmek için, her bir dişin kökü, mine sement sınırına kadar yaklaşık olarak 0,2 mm kalınlığında ince ölçü maddesiyle kaplandı. Bu işlem için kökler daha önceden ısıtılmış mum havuzu (Ceradip BEGO Bremer Goldschlägerei GmbH & Co. KG, Bremen, Almanya) içine daldırılıp çıkarıldı. Daha sonra dişler uzun akslarına dik olacak şekilde mine sement sınırına kadar otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent Rapid Repair Acrylic, Heraeus Kulzer, Almanya) içine gömüldü. Akrilik rezin polimerizasyonunun başlamasının ardından dişler yerinden çıkarıldı. Kök yüzeyinde ve rezin blok içinde kalan mumlar sıcak su ile temizlendi. İnce mum tabakasının, akrilik blok ve dişler arasında oluşturduğu boşluk daha sonra ince ölçü maddesi ile dolduruldu. Bunun için rezin blok içerisindeki kök boşluğuna ince ölçü maddesi konduktan sonra dişler tekrar aynı pozisyonunu koruyacak şekilde konumlandırıldı (Resim 2.3.1.) (Akman ve ark 2011).



Resim 2.3.1. Mekanik yükleme için akrilik bloğa yerleştirilen örnek.

Örneklere gelecek olan kuvvetin 45 derece olmasını sağlamak için çiğneme simülatörü cihazına adapte edilebilen paslanmaz çelikten üç adet özel kalıp hazırlandı (Resim 2.3.2.). İçine yerleştirilen örnek ile kalıbın uzun aksı arasında 135 derece açı oluşturuldu. Akrilik bloklara gömülmüş örnekler bu özel olarak hazırlanmış olan kalıplara, kalıplar da çiğneme simülatörüne yerleştirildi. Dişlere yükleme yapacak olan apareylerin uçları alt ön keser dişlerin insizal yüzüne benzer şekilde tasarlandı (Resim 2.3.3.). Yükleme uçlarının kaymaması için her bir dişin singulumunun yaklaşık 1 mm insizal tarafına, dişin uzun aksına dik olacak şekilde, su soğutması altında fissur frez ile çentikler oluşturuldu.



Resim 2.3.2. Çiğneme simülatörü cihazına adapte edilebilen paslanmaz çelik kalıplar.



Resim 2.3.3. Çiğneme simülatörüne yerleştirilen örneğin görüntüsü.



Resim 2.3.4. Çiğneme simülatörü cihazı.

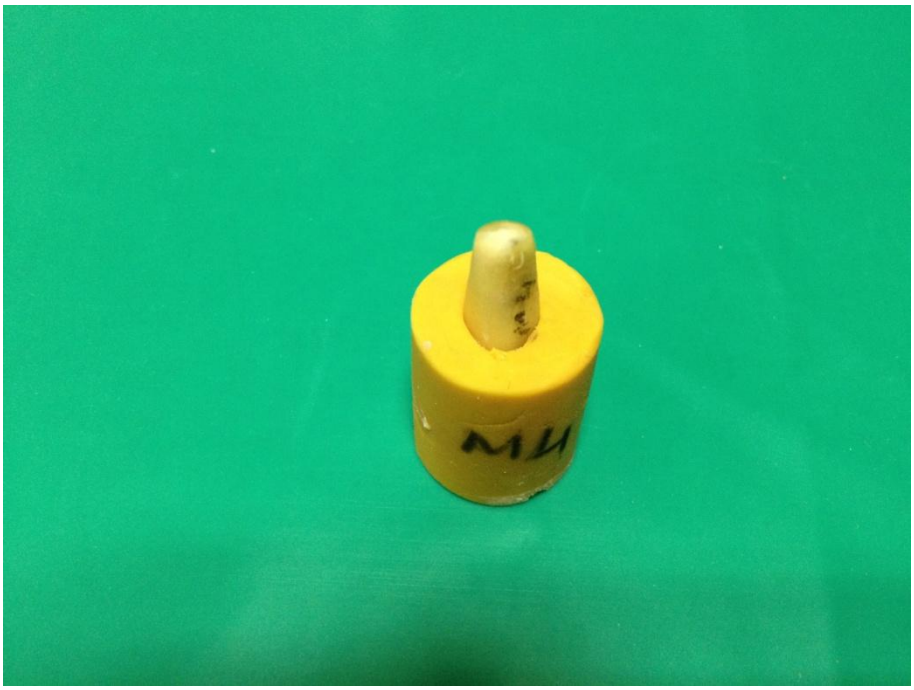
Mekanik yüklemenin yapılabilmesi için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezinde bulunan çiğneme simülatörü cihazı (Vega Çiğneme Simülatörü) (Resim 2.3.4.). kullanıldı. Mekanik yükleme Belli ve ark (2009) yaptığı çalışma dikkate alınarak, oda sıcaklığında, %100 nemli ortam sağlanarak, 1 yıllık yaşlanmaya tekabül eden, 0,2 Hz frekansta, 50 N kuvvet altında ve 100.000 döngüde yapıldı.

Mekanik yükleme esnasında kırılan 14 adet örnek çalışmadan çıkarıldı.

2.4. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Üç Boyutlu İncelenmesi

2.4.1. Örneklerin Micro CT Taraması için hazırlanması:

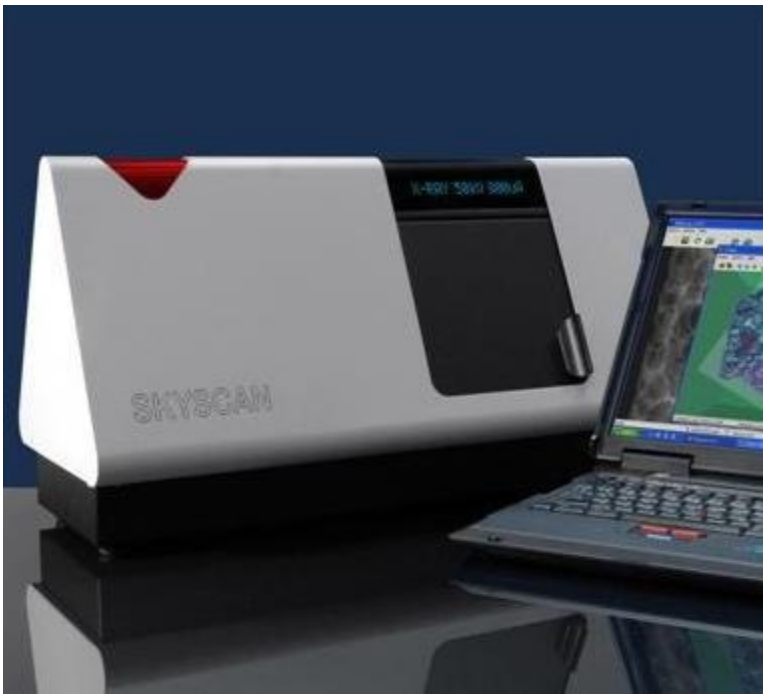
Mekanik yükleme öncesi ve sonrası mikro CT taramalarında tekrarlanabilen konumlandırma sağlayabilmek için her gruptan rastgele seçilen 7'şer örnek kök kısımları açıkta kalacak şekilde kronları mine sement sınırına kadar 1,5 cm çapında 2 cm yüksekliğinde silindirik silikon kalıplar (polisiloksan ölçü maddesi- Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) içine yerleştirildi (Resim 2.4.1.1.).



Resim 2.4.1.1. Mikro CT taramaları için hazırlanan silindirik silikon kalıplar.

2.4.2. Mikro CT değerlendirmesi:

Örnekler tarama için silikon taşıyıcı kalıpları ile kök uçları yukarıya gelecek şekilde SkyScan 1174 compact Micro CT (Kontich, Belçika) cihazının tutucu tablasına yerleştirildi (Resim 2.4.2.1.). Bu cihazla 50 kV güçle, 800 µA akım ile, 1.3 megapiksel kamera yardımıyla, her bir örnekten 9 mikron piksel boyutuna sahip 1024x1024 piksel çözünürlüğünde toplam 180 kesit elde edildi. Elde edilen DICOM (Digital Imaging and Commumation in Medicine) uyumlu görüntüler TIF (Tagged Image File) formatında kaydedildi (Çizelge 2.4.2.1).

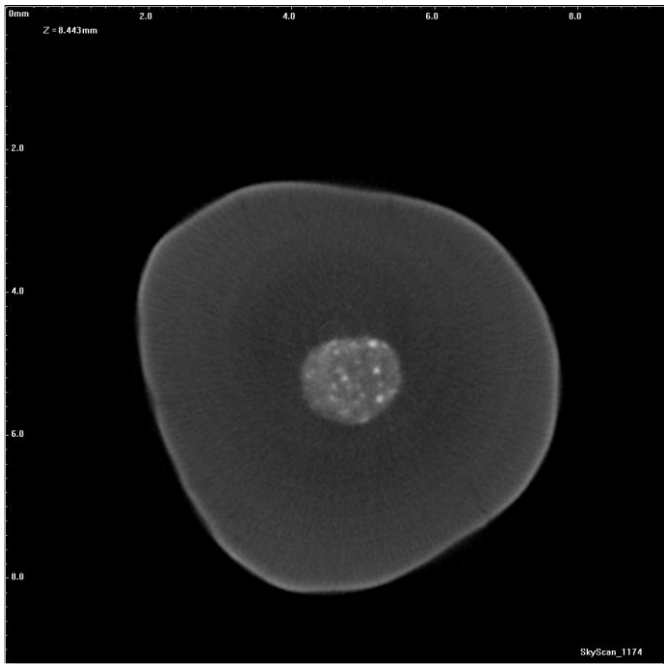


Resim 2.4.2.1. SkyScan 1174 compact Micro CT (Kontich, Belçika).

Çizelge 2.4.2.1. Örneklerin Taranması İçin Kullanılan Skyscan Parametreleri

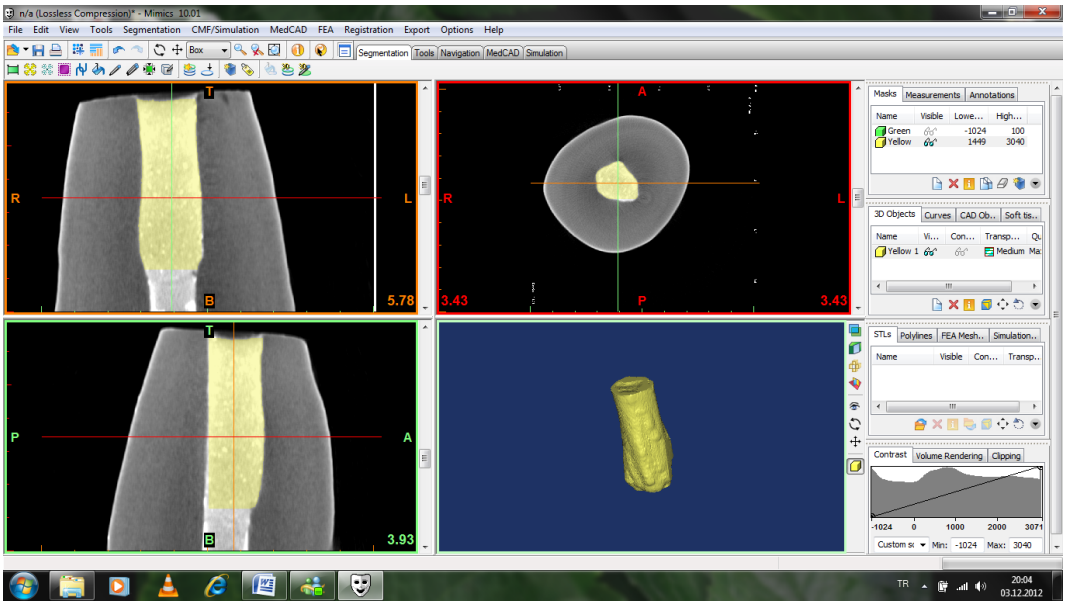
Skyscan Parametreleri	
Elektrik Voltajı (kv)	50
Elektrik Akımı (µA)	800
Görüntü Piksel Boyutu(µm)	9
Kesit Sayısı	400
Rotasyon Açısı	360 º
Rotasyon Aralığı	2 º
Görüntü çözünürlüğü	1024x1024

Görüntüler NRecon volumetrik rekonstrüksiyon yazılımı (v1.4.4. SkyScan, Kontich, Belçika) kullanılarak yaklaşık 700-750 kesit oluşturacak şekilde rekonstükte edildi. Kesit görüntüleri BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedildi (Resim 2.4.2.2.).



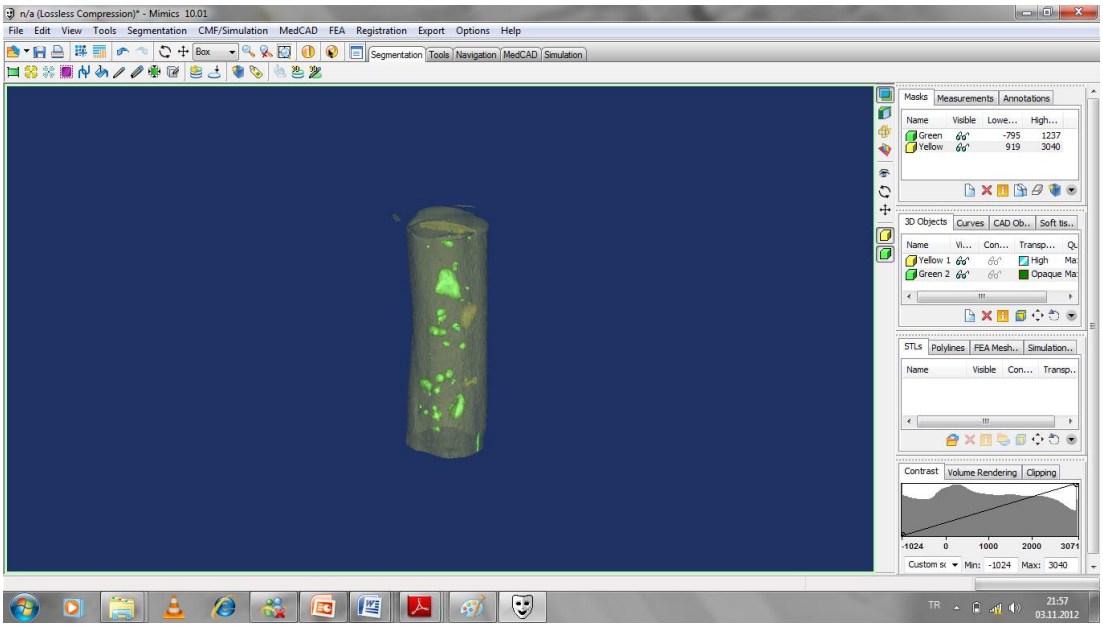
Resim 2.4.2.2. Mikro CT taraması ile elde edilen BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedilen kesit görüntüleri.

Üç boyutlu görüntüleme ve hesaplama için, kök ucu kavitesi ve dolgu materyalini içine alacak şekilde yaklaşık 5 mm'lik apikal kısımdaki 500-600 kesit görüntüsü MIMICS 10.01 (Materialise's Interactive Medical image Control System, Materialise BV, Leuven, Belçika) yazılımına aktarıldı (Resim 2.4.2.3.).



Resim 2.4.2.3. MIMICS yazılımına aktarılan görüntülerin işlenmesi.

Daha sonra örnek görüntülerinde bulunan boşlukların, dolgu materyallerinin ve diş dokularının ayrıştırılarak (Segmentation) farklı renklerle gösterildiği 3 boyutlu bir model oluşturuldu. Bu amaçla programda yer alan Thresholding (Çalışma aralığının tespiti) özelliği kullanılarak her bir yapının minimum ve maksimum yoğunluk değerleri tespit edildi. Elde edilen görüntü üzerinde Region Growing (Bölge Geliştirme) özelliği ile yakın yoğunluk değerlerine sahip komşu vokseller otomatik olarak program tarafından diğerlerinden ayrıldı ve üst üste gelen kesit görüntülerinde birbirleriyle eşleştirildi. Bu şekilde örnekte yer alan her bir yapının veya boşluğun üç boyutlu modeli program tarafından oluşturuldu. Elde edilen üç boyutlu modellerde dolgu materyali, boşluklar ve kavite hacimleri programda yer alan hesaplama özelliği ile kaydedildi (Resim 2.4.2.4.).



Resim 2.4.2.4. Üç boyutlu modellerde materyal ve boşluk hacminin ölçümü.

Çalışmada kullanılan kök ucu dolgu materyallerinin içindeki boşlukların yüzde değerleri SPSS 20.0 (SPSS Inc. Headquarters, 233 S. Wacker Drive, Chicago, Illinois) istatistik programına aktarıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğunu araştırmak için "Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilk Testleri" uygulandı. Her iki testin sonucunda verilerin normal dağılım göstermediğinin anlaşılması üzerine grupların ortalamalarını karşılaştırmak için nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulandı. Bütün grupların birbirleriyle karşılaştırılması ve aralarındaki

farkların anlamlı olup olmadığının incelenmesi amacıyla Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi yapıldı.

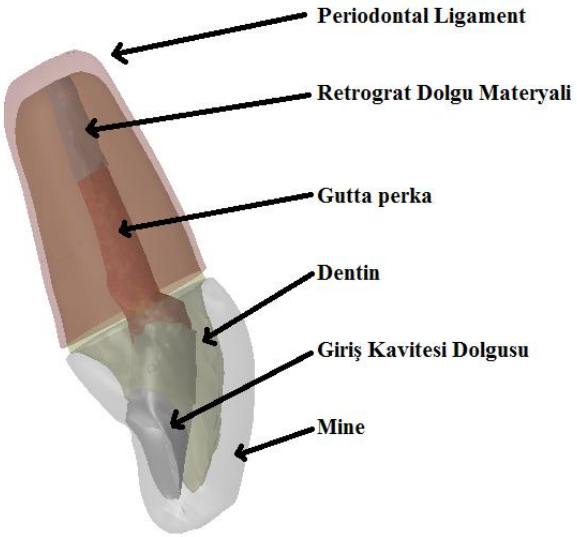
Mekanik yükleme işleminin materyallerin boşluk yüzdesi üzerinde etkisinin olup olmadığını değerlendirmek amacıyla aynı grubun mekanik yükleme öncesi ve sonrasında boşluk yüzde değerleri nonparametrik bir test olan "Wilcoxon" testi ile karşılaştırıldı.

Kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı değerleri ile boşluk hacmi yüzde değerleri arasında ilişki olup olmadığını anlamak için nonparametrik korelasyon testi olan "Spearman's rho" ile istatistiksel analiz yapıldı.

2.5. Sonlu Eleman Stres Analizi

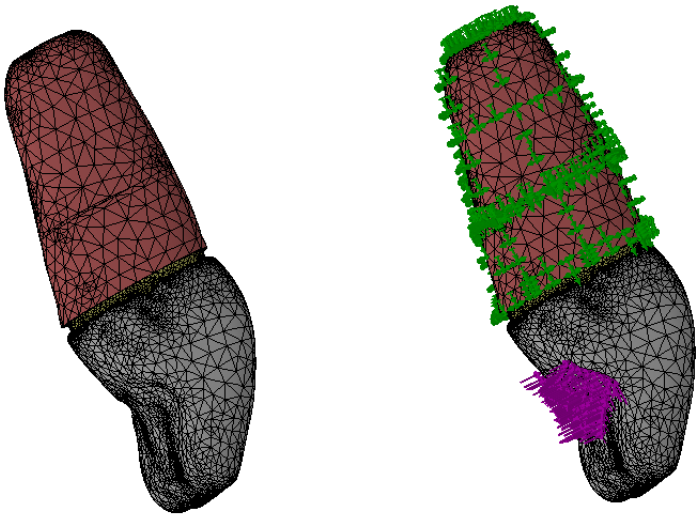
Bu çalışmada endodontik tedavi görmüş ve retrograt dolgu yapılmış üst santral kesici diş dokuları ve restoratif materyalleri içeren matematiksel modellerde, farklı retrograt dolgu maddelerini ve mekanik yüklemeyi simüle eden kuvvetler altında diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşacak streslerin dağılım ve miktarları analiz edildi. İnceleme için Mikro CT destekli modelleme teknikleri ve sonlu eleman stres analiz yönteminden yararlanıldı.

Çalışmanın başlangıç aşamasında sıvı filtrasyon analizi ve mekanik yükleme uygulaması için hazırlanan endodontik tedavi görmüş ve kök ucu dolgusu yapılmış üst santral kesici diş örneklerinden rasgele seçilen bir tanesi SkyScan 1174 compact Micro CT (Kontich, Belçika) cihazında 50 kV güçle, 800 μA akım ile taranarak, 1.3 megapiksel kamera yardımıyla, örnekten 36 mikron piksel boyutuna sahip 1024x1024 piksel çözünürlüğünde toplam 180 kesit elde edildi. Mikro CT taraması ile elde edilen görüntüler daha önce bahsedildiği şekilde işlenerek üç boyutlu modeller elde edildi (Resim 2.5.1.).



Resim 2.5.1. SolidWorks yazılımında hazırlanan üç boyutlu matematiksel model ve içerdiği yapıların gösterimi.

Mine, dentin, giriş kavitesi dolgu materyali, kanal dolgu materyali, retrograt dolgu materyali ve periodontal ligament dokularına ait modeller SolidWorks üç boyutlu çizim programına (SolidWorks 2009) aktarıldı. Modeller tetrahedral katı elemanlar kullanılarak "mesh" edildi (ağ yapısına bölündü) (Resim 2.5.2.). Matematiksel model oluşturulması sırasında minimum ve maksimum eleman ölçüleri belirtilerek doğru boyutun oluşturulması sağlandı. Çalışmada incelenen modele ait düğüm sayısı 577481 ve eleman sayısı 389446 olarak oluşturuldu. Modelde farklı doku ve materyaller arasındaki yüzeyler tam olarak bağlı varsayıldı. Mekanik yükleme esnasında dişlerde temas eden palatinal yüzeydeki alana denk gelen düğümlerden dişin uzun aksına 135º açı ile 300 N statik yükleme koşulu bilgisayar ortamında girildi. Sınır koşulu olarak periodontal ligamentin lamina dura ile temas eden yüzeyi her üç düzlemde de sabit olarak varsayıldı. Diş dokuları ve restoratif materyallerin fiziksel özellikleri literatürden elde edilerek programa girildi. Kullanılan retrograt dolgu materyallerine göre 7 farklı gruba ait 7 model oluşturuldu. Modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayıldı. Sonlu eleman stres analizi SolidWorks yazılımı ile kombine olarak bulunan CosmosWorks analiz programı ile gerçekleştirildi.



Resim 2.5.2. Üç boyutlu matematiksel modelin ağ (mesh) yapısı ve sınır koşulları. Yeşil oklar sabit varsayılan periodontal ligamentin lamina dura yüzeyini işaret etmekte. Mor oklar kuvvet uygulama alanını göstermektedir.

Sonlu eleman stres analizi sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğundan stres seviyeleri Timoshenko ve Young tarafından açıklanan von Mises kriterlerine göre hesaplandı ve stres bölgeleri grafiklerde görüntülendi (Eraslan 2004).

Elde edilen matematiksel değerler Megapascal (MPa) cinsinden verildi. Daha sonra her gruptaki çekme gerilimi dağılım ve miktarları; ana model, dentin ve kök ucu dolgu materyallerinde ayrı ayrı incelendi.

3. BULGULAR

3.1. Mikrosızıntı Ölçümlerine Ait Bulgular

Mekanik yükleme öncesinde mikrosızıntı testi sonucunda elde edilen verilerin grup ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 3.1.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1.1. Mekanik yükleme öncesi kök ucu dolgu materyallerinin ortalama apikal mikrosızıntı değerleri ($Lpx10^{-4}$) (SD: Standart Sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum)

GRUPLAR	n	Ortalama± SD	Min.- Max.
MTA	16	9,17±3,64	3,78-17,49
TechBiosealer	15	14,77±5,07	7,95-24,64
Super EBA	13	11,44±3,79	4,57-16,50
IRM	13	10,17±4,66	4,37-16,10
Vitrebond	13	13,53±6,69	6,36-26,83
Kompozit Rezin	13	11,86±6,38	4,37-26,43
Geristore	15	10,61±2,95	5,96-16,30

Mekanik yükleme öncesinde gruplar arasında en yüksek mikrosızıntı değeri ortalaması TechBiosealer grubunda gözlenirken en düşük mikrosızıntı değeri ortalaması MTA grubunda görüldü ($p>0,05$).

Mekanik yükleme öncesinde mikrosızıntı testi sonucunda deney grupları arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmadı ($\chi^2=11,771$; $p=0,067>0,05$).

Mekanik yükleme sonrasında mikrosızıntı testi ile elde edilen verilerin grup ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Çizelge 3.1.2.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1.2. Mekanik yükleme sonrası kök ucu dolgu materyallerinin ortalama apikal mikrosızıntı değerleri ($Lpx10^{-4}$)

GRUPLAR	n	Ortalama± SD	Min.- Max.
MTA	16	10,14±3,03	6,96-19,48
TechBiosealer	15	9,67±3,51	4,37-14,31
Super EBA	13	10,12±5,06	2,38-19,87
IRM	13	14,91±8,12	6,76-33,39
Vitrebond	13	13,82±4,03	6,36-21,27
Kompozit Rezin	13	10,75±4,86	5,56-24,25
Geristore	15	10,32±3,95	2,78-19,28

Mekanik yükleme sonrasında gruplar arasında en yüksek mikrosızıntı değeri ortalamasını IRM grubu gösterdi (p>0,05). En düşük mikrosızıntı değeri ortalaması ise TechBiosealer grubu gösterdi (p>0,05).

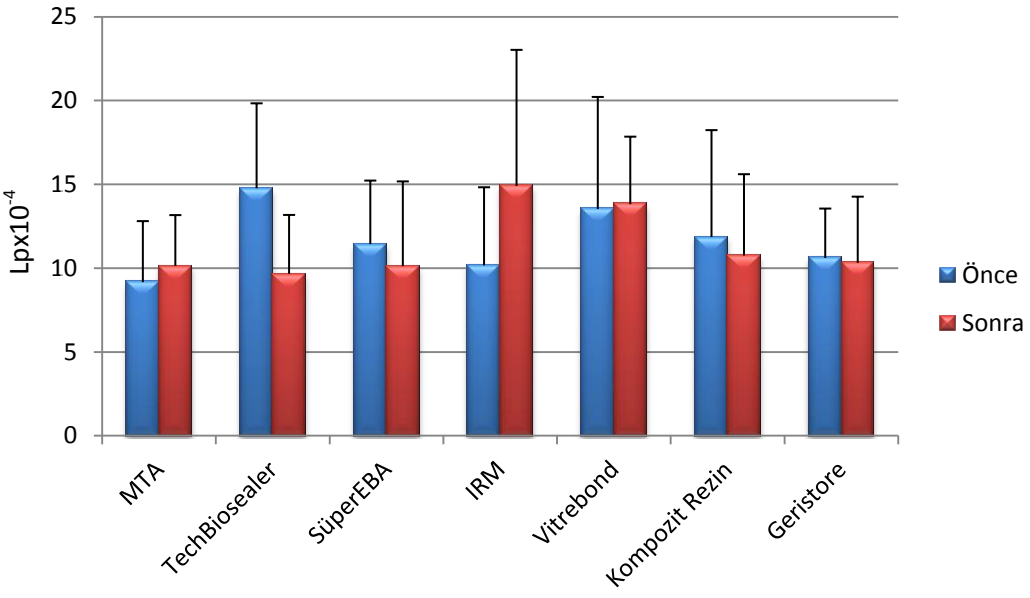
Mekanik yükleme sonrasında mikrosızıntı testi sonucunda elde edilen verilerin grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı belirlendi (χ^2= 12,592; p= 0,050).

Mekanik yüklemenin her bir materyalin apikal mikrosızıntısı üzerine etkisini değerlendirmek için yapılan Wilcoxon testi sonuçları Çizelge 3.1.3.'de görülmektedir.

Çizelge 3.1.3. Kök ucu dolgu materyallerinin mekanik yükleme öncesi ve sonrası apikal mikrosızıntı değerlerinin Wilcoxon testi ile değerlendirilmesi (Ortalama ve P değerleri).

GRUPLAR	Mekanik yükleme öncesi ($Lpx10^{-4}$)	Mekanik yükleme sonrası ($Lpx10^{-4}$)	P
MTA	9,17	10,14	0,485
TechBiosealer	14,77	9,67	**0,008**
Super EBA	11,44	10,12	0,507
IRM	10,17	14,91	**0,041**
Vitrebond	13,53	13,82	0,834
Kompozit Rezin	11,86	10,75	0,382
Geristore	10,61	10,32	0,638

Tüm gruplarda mekanik yükleme sonrasında ortalama apikal mikrosızıntı değerlerinde değişiklikler görüldü. Fakat bunlardan sadece IRM grubundaki sızıntının artması ($p=0,041<0,05$) ve TechBiosealer grubundaki sızıntının azalması ($p=0,008<0,05$) istatistiksel olarak anlamlı bulundu.



Şekil 3.1.1. Mekanik yükleme öncesi ve sonrasında kök ucu dolgu materyallerinde apikal mikrosızıntı testinden elde edilen değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları.

3.2. Micro CT Tarama Tekniği Ölçümlerine Ait Bulgular:

Mekanik yükleme öncesi kök ucu dolgu materyallerinin MIMICS 10.01 (Leuven, Belçika) programı yardımıyla yapılan 3 boyutlu görüntüleme ve boşluk hacmi yüzde hesaplama işlemleri sonucunda elde edilen veriler Çizelge 3.2.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.1. Mekanik yükleme öncesinde materyallerin ortalama boşluk hacmi yüzde değerleri

GRUPLAR	n	Ortalama± SD (%)	Min.- max. (%)
MTA	7	0,85±0,85	0-2
TechBiosealer	7	1,46±2,84	0-8
Super EBA	7	2,44±1,29	1-5
IRM	7	2,88±4,13	0-12
Vitrebond	7	7,59±3,65	2-12
Kompozit Rezin	7	9,87±4,53	3-15
Geristore	7	19,63±5,74	12-29

Mekanik yükleme öncesinde en yüksek ortalama boşluk hacmi yüzde değeri Geristore grubunda gözlenirken, en düşük ortalama boşluk hacmi yüzde değeri MTA grubunda gözlendi. Mekanik yükleme öncesinde materyallerin ortalama boşluk hacmi yüzde değerleri sırasıyla; MTA<TechBiosealer<Super EBA<Vitrebond<Kompozit Rezin<Geristore şeklindedir.

Mekanik yükleme öncesinde, deney gruplarının boşluk hacmi yüzde değerleri arasında anlamlı farklılık olduğu belirlendi (χ^2=34,830; p=0,000). Bu farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için yapılan çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 3.2.2.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.2. Mekanik yükleme öncesi grupların boşluk hacmi yüzde değerlerine ait Bonferonni düzeltmeli Mann Whitney U Testi sonuçlarına göre p değerleri.

GRUPLAR	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
(1) MTA		0,620	0,017	0,259	**0,001**	**0,001**	**0,001**
(2) TechBiosealer			0,053	0,209	0,004	0,002	**0,001**
(3) Super EBA				0,456	0,017	**0,001**	**0,001**
(4) IRM					0,053	0,017	**0,001**
(5) Vitrebond						0,353	**0,001**
(6) Kompozit Rezin							0,007
(7) Geristore							

(Koyu renkle gösterilen değerler istatistiksel anlamlıdır)

Mekanik yükleme öncesinde Tech Biosealer-Geristore, Geristore-IRM, Geristore-MTA, Geristore-Super EBA, Geristore-Vitrebond, Kompozit rezin-MTA, Kompozit rezin-Super EBA ve MTA-Vitrebond grupları arasında boşluk hacmi yüzde değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,002$).

MTA; TechBiosealer, IRM ve Super EBA hariç diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük boşluk hacmi yüzde değeri gösterdi ($p<0,02$). Geristore; Kompozit rezin grubu hariç diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha büyük boşluk hacmi yüzde değeri gösterdi ($p<0,02$). TechBiosealer boşluk hacmi yüzde değeri açısından Geristore hariç hiçbir gruptan anlamlı farklılık göstermedi.

Mekanik yükleme sonrası kök ucu dolgu materyallerinin ortalama boşluk hacmi yüzde değerleri Çizelge 3.2.3.'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.3. Mekanik yükleme sonrası kök ucu dolgu materyallerinin boşluk hacmi yüzde değerleri Kruskal Wallis Testi sonuçları.

GRUPLAR	n	Ortalama± Std. Sapma (%)	Min.- max. (%)
MTA	7	0,88±0,84	0-2
TechBiosealer	7	1,48±2,87	0-8
Super EBA	7	2,51±1,30	1-5
IRM	7	2,96±4,12	0-12
Vitrebond	7	7,60±3,78	2-12
Kompozit Rezin	7	9,95±4,54	3-15
Geristore	7	19,64±5,74	12-29

Mekanik yükleme sonrasında en yüksek ortalama boşluk hacmi yüzde değeri yine Geristore grubunda gözlenirken, en düşük ortalama boşluk hacmi yüzde değeri MTA grubunda gözlendi. Mekanik yükleme sonrasında materyallerin ortalama boşluk hacmi yüzde değerleri sırasıyla; MTA<TechBiosealer<Super EBA<IRM<Vitrebond<Kompozit Rezin<Geristore şeklindedir.

Mekanik yükleme sonrasında, deney gruplarının boşluk hacmi yüzde değerleri arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edildi (χ^2=34,623; p=0,000). Bu farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için yapılan çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 3.2.4.'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.4. Mekanik yükleme sonrası grupların boşluk hacmi yüzde değerlerine ait Mann Whitney U Testi sonuçlarına göre p değerleri.

GRUPLAR	**(1)**	**(2)**	**(3)**	**(4)**	**(5)**	**(6)**	**(7)**
(1) MTA		0,620	0,017	0,259	**0,001**	**0,001**	**0,001**
(2) TechBiosealer			0,053	0,209	0,007	0,002	**0,001**
(3) Super EBA				0,456	0,017	**0,001**	**0,001**
(4) IRM					0,038	0,017	**0,001**
(5) Vitrebond						0,383	**0,001**
(6) Kompozit Rezin							0,007
(7) Geristore							

(Koyu renkle gösterilen değerler istatistiksel anlamlıdır)

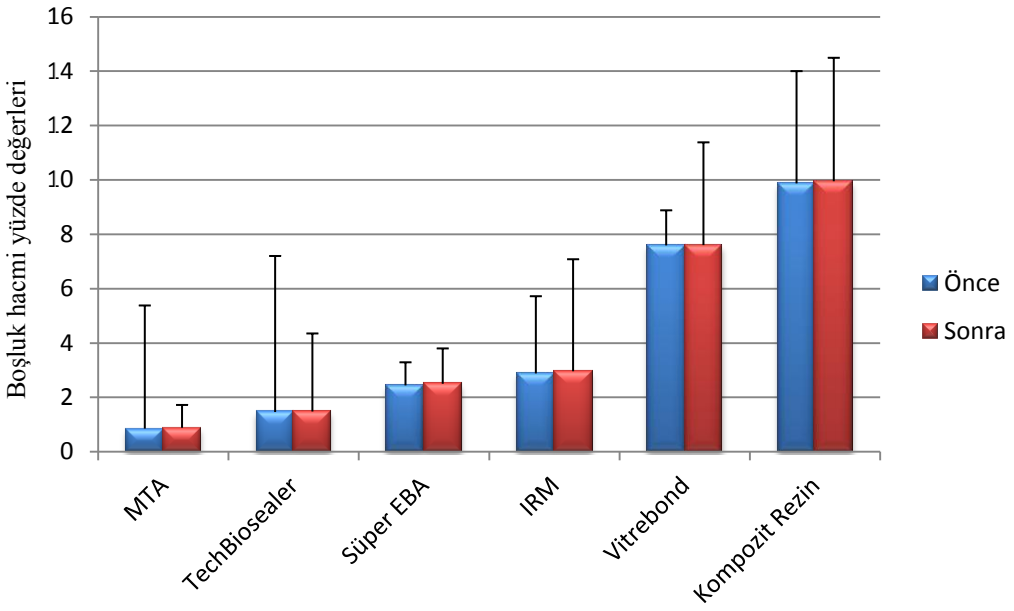
Mekanik yükleme sonrasında boşluk hacim yüzde değerleri açısından istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık bulunan gruplar şunlardır ($p<0,002$); Tech Biosealer-Geristore, Geristore-IRM, Geristore-MTA, Geristore-Super EBA, Geristore-Vitrebond, Kompozit rezin-MTA, Kompozit rezin-Super EBA ve MTA-Vitrebond.

Mekanik yüklemenin kök ucu dolgu materyallerinin boşluk hacmi yüzde değerlerine etkisinin olup olmadığının değerlendirilmesi için yapılan Wilcoxon Testi sonuçları Çizelge 3.2.5.'da gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.5. Kök ucu dolgu materyallerinin mekanik yükleme öncesi ve sonrası boşluk hacmi yüzde değerlerinin Wilcoxon testi ile değerlendirilmesi (Ortalama ve P değerleri).

GRUPLAR	Mekanik yükleme öncesi (%)	Mekanik yükleme sonrası (%)	P
MTA	0,85	0,88	**0,018**
TechBiosealer	1,46	1,48	0,237
Super EBA	2,44	2,50	**0,018**
IRM	2,88	2,96	**0,018**
Vitrebond	7,59	7,60	0,237
Kompozit Rezin	9,87	9,95	**0,018**
Geristore	19,63	19,64	0,612

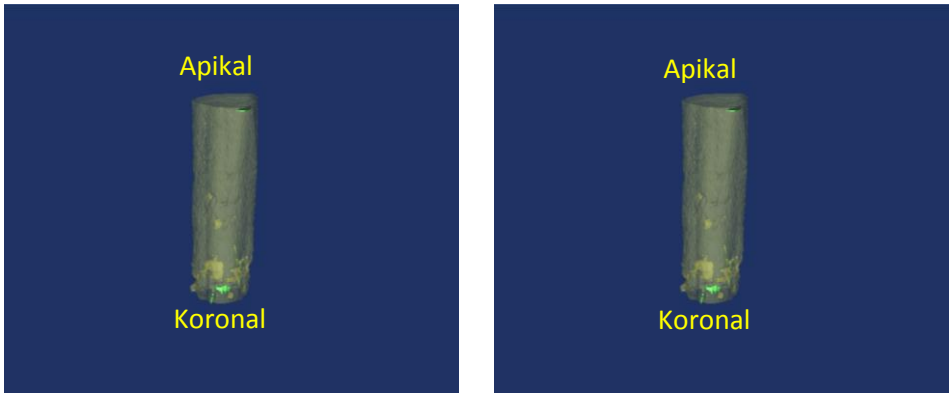
Tüm grupların mekanik yükleme sonrasında boşluk hacmi yüzde değerlerinin artış gösterdiği görüldü. Bununla birlikte, Super EBA, IRM, Kompozit Rezin ve MTA gruplarının mekanik yükleme öncesi ve sonrası boşluk hacmi yüzde değerleri arasında Wilcoxon Testi'ne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$).



Şekil 3.2.1. Kök ucu dolgu materyallerinin mekanik yükleme öncesi ve sonrasındaki ortalama boşluk hacmi yüzde değerleri ve standart sapmaları.

3.2.1. Mikro CT Taraması İle Elde Edilen 3 Boyutlu Görüntüler

MTA



Resim 3.2.1.6. MTA'nın mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü. Boşluklar yeşil, dolgu materyali sarı olarak görüntülenmiştir.

En az boşluk hacmi yüzde değeri gösteren MTA materyali içinde koronale yakın kısımda çok az boşluk görülmektedir.

TechBiosealer



Resim 3.2.1.7. TechBiosealer'a ait mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü.

En az boşluklu yapı gösteren materyallerden biri olan TechBiosealer koronalde kavite tabanına yakın boşluk görülmektedir.

Super EBA



Resim 3.2.1.1. Super EBA'nın mekanik yükleme öncesi (solda) ve sonrası (sağda) 3 boyutlu model görüntüsü.

Super EBA'da boşlukların materyal içinde ve korono-apikal olarak homojen olarak dağıldığı gözlenmektedir.

IRM



Resim 3.2.1.2. IRM'nin mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü.

IRM materyali içinde ve koronal üçlü ile orta üçlü birleşimi civarında boşluklu yapı gösterdiği görülmektedir.

Vitrebond



Resim 3.2.1.3. Vitrebond'un mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü.

Vitrebond materyalinde apikal üçlüde daha az olmak üzere materyal içine homojen dağılmış boşluk görülmektedir.

Kompozit Rezin



Resim 3.2.1.4. Kompozit Rezin'in mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü.

En fazla boşluklu yapı gösteren materyallerden biri olan Kompozit Rezin, materyal içinde ve koronak tarafta materyal ile gütta perka birleşim bölgesinde büyük hacimli boşluklar görülmektedir.

Geristore



Resim 3.2.1.5. Geristore'nin mekanik yükleme öncesi ve sonrası 3 boyutlu model görüntüsü.

En fazla boşluk hacmi yüzde değeri gösteren Geristore'nin özellikle koronal kısımda kök ucu kavitesi tabanında oldukça büyük ve tek parça boşluk gözlenmektedir.

3.3. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Mikrosızıntı Değerlerinin Boşluk Hacmi Yüzde Değerleri ile İlişkisi

Mekanik yükleme öncesi, kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı değerleri ve boşluk hacmi yüzde değerleri arasında yapılan korelasyon testi sonuçları Çizelge 3.3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.3.1. Kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı değerleri ve boşluk hacmi yüzde değerleri arasında yapılan korelasyon testi sonuçları

		Boşluk hacmi yüzde değeri (%)						
		MTA	TechBio.	SEBA	IRM	Vitrebond	Kompozit	Geristore
Mikrosızıntı Değeri ($Lpx10^{-4}$)	Korelasyon katsayısı	0,727	0,360	0,036	0,327	0,685	0,714	-0,556
	P	0,064	0,939	0,939	0,474	0,090	0,710	0,195
	n	7	7	7	7	7	7	7

Mekanik yükleme öncesinde mikrosızıntı değerleri ile boşluk hacmi yüzde değerleri arasında hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamakla birlikte MTA, TechBiosealer, Super EBA, IRM, Vitrebond ve Kompozit rezin gruplarında pozitif, Geristore grubunda ise negatif ilişki bulundu ($p>0,05$).

Mekanik yükleme sonrası, kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı değerleri ve boşluk hacmi yüzde değerleri arasında yapılan korelasyon testi sonuçları Çizelge 3.3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.3.2. Kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı değerleri ve boşluk hacmi yüzde değerleri arasında yapılan korelasyon testi sonuçları

		Boşluk hacmi yüzde değeri (%)						
		MTA	TechBio.	SEBA	IRM	Vitrebond	Kompozit	Geristore
Mikrosızıntı Değeri ($Lpx10^{-4}$)	Korelasyon katsayısı	0,595	0,000	0,055	0,286	0,685	0,775	-0,679
	P	0,159	1	0,908	0,535	0,090	**0,041**	0,094
	n	7	7	7	7	7	7	7

Mekanik yükleme sonrasında mikrosızıntı değerleri ile boşluk hacmi yüzde değerleri arasında MTA, TechBiosealer, Super EBA, IRM, Vitrebond ve Kompozit rezin gruplarında pozitif, Geristore grubunda ise negatif ilişki bulundu. Kompozit

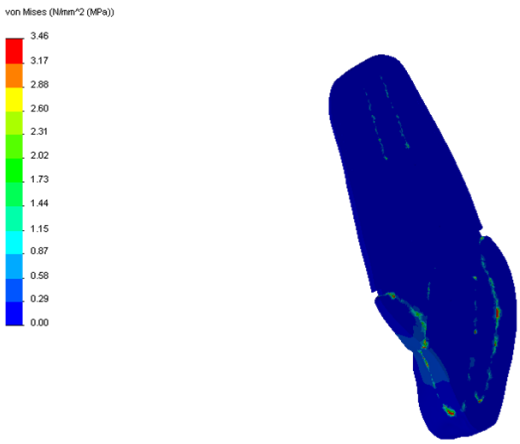
Rezin grubu ($p<0,05$) hariç hiçbir gruptaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

3.4. Sonlu Eleman Stres Analizi Bulguları

Yapılan sonlu eleman stres analizi sonucunda von Mises stres analiz değerleri tüm retrograt dolgu materyallerine ait modellerde hem modeller bir bütün olarak hem de retrograt dolgu materyalleri üzerindeki stres dağılım ve miktarları ayrı ayrı incelendi. TechBiosealer materyali hariç diğer tüm retrograt dolgu materyallerine ait modellerde maksimum von Mises stres değerinin dentin dokusunun serviko koronal kısmı giriş kavitesinin bukkal yüzeyi civarında oluştuğu gözlendi. TechBiosealer materyaline ait modelde ise koronal dentinde aynı bölgede de yüksek von Mises stres değeri gözlenmesine rağmen en yüksek değer dolgu materyalinin kök ucu kavitesinin dentin dokusuna bakan yüzeyinde oluştuğu izlendi. Mine-dentin arayüzü, giriş kavitesi dolgu materyali-dentin ile arayüzü, özellikle giriş kavitesi-mine-dentin birleşiminin gerçekleştiği singulum altı bölgesi ve retrograt dolgu materyali-dentin dokusu arayüzleri diğer yüksek stres konsantrasyon bölgeleri olarak gözlendi.

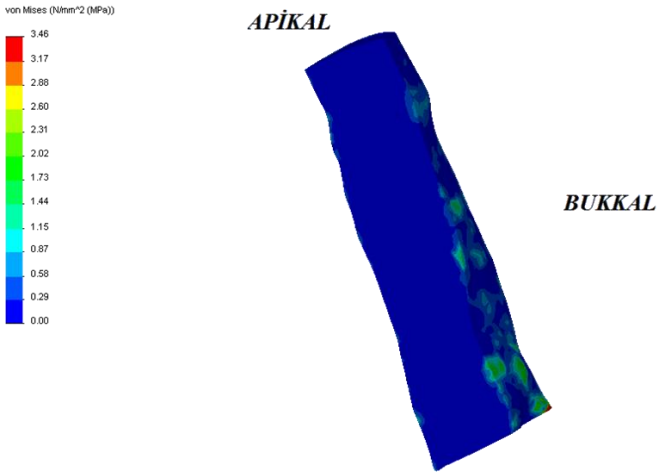
Dentin dokusunda ortaya çıkan von Mises stres değerleri en yüksekten düşüğe doğru Super EBA (6.77 MPa), Geristore (6.74 MPa), MTA (6.73 MPa), Kompozit (6.71 MPa), Tech Biosealer (6.66 MPa), Vitrebond (6.46 MPa), ve IRM (6.45 MPa) olarak sıralandı.

Retrograt dolgu materyaline ait grafikler incelendiğinde ise von Mises stres konsantrasyonlarının materyallerin içyapısından ziyade dentine komşu bağlanma yüzeylerinde oluştuğu gözlendi. Tech Biosealer materyalinin yüzeyinde 6.81 MPa von Mises stres değeri gözlenmiştir. Ortaya çıkan von Mises stres değerleri en yüksekten düşüğe doğru Tech Biosealer (6.81 MPa), Super EBA (3.47 MPa), Kompozit (2.22 MPa), MTA (1.68 MPa), Geristore (1.57 MPa), IRM (0.31 MPa) ve Vitrebond (0.17 MPa) olarak sıralandı.



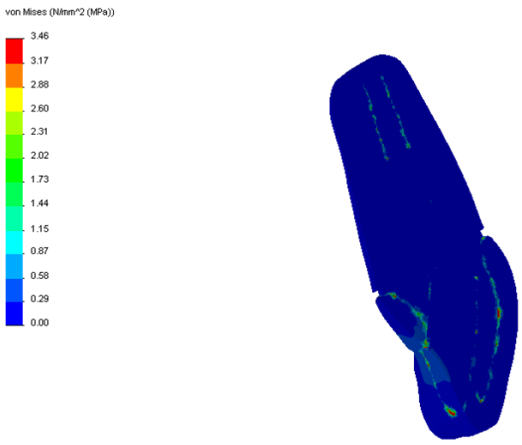
Resim 3.4.1. Super EBA modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Super EBA kök ucu dolgu materyaline ait modelde maksimum von Mises stres değerinin dentin dokusunun serviko koronal kısmı-giriş kavitesinin bukkal yüzeyi civarında oluştuğu gözlenmiştir (6.77MPa).



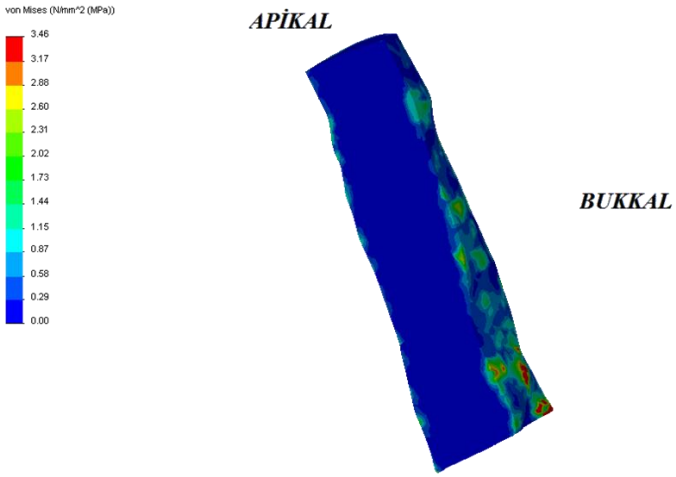
Resim 3.4.2. Super EBA modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Super EBA materyalinin yüzeyinde özellikle de koronal kavite tabanına yakın kısmında 3.47 MPa von Mises stres değeri gözlenmiştir.

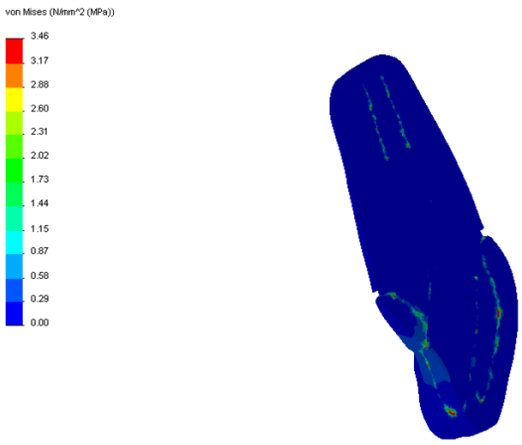


Resim 3.4.3. Geristore modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Mavi'den Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Geristore kök ucu dolgu materyalinde 6.74 Mpa'lık maksimum von Mises stres değeri modelin dentin dokusunun serviko koronal kısmı-giriş kavitesinin bukkal yüzeyi civarında oluştuğu gözlenmiştir.

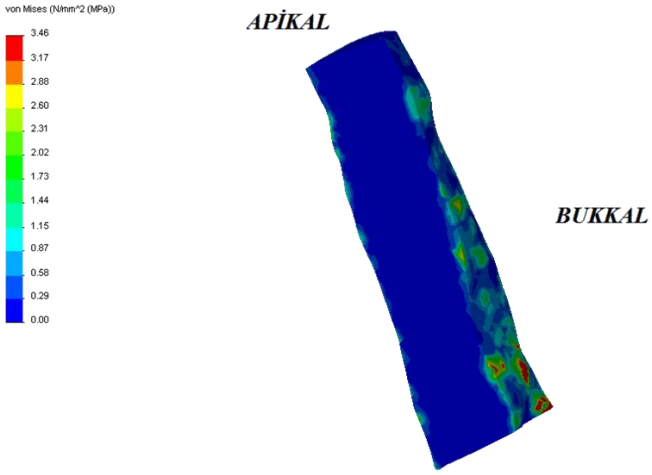


Resim 3.4.4. Geristore modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir. Geristore kök ucu dolgu materyali yüzeyinde kavite tabanına yaklaştıkça yoğunlaşan şekilde 1.57MPa'lık maximum von Mises stres değeri izlenmektedir.



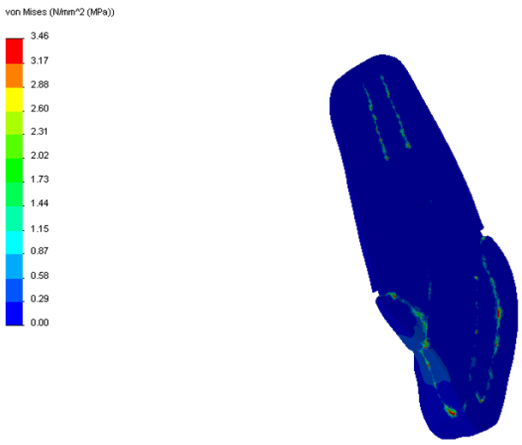
Resim 3.4.5. MTA modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Mavi'den Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

MTA materyaline ait modelde koronal dentinde 6.73 MPa maximum von Mises stres değeri gözlenmiştir.



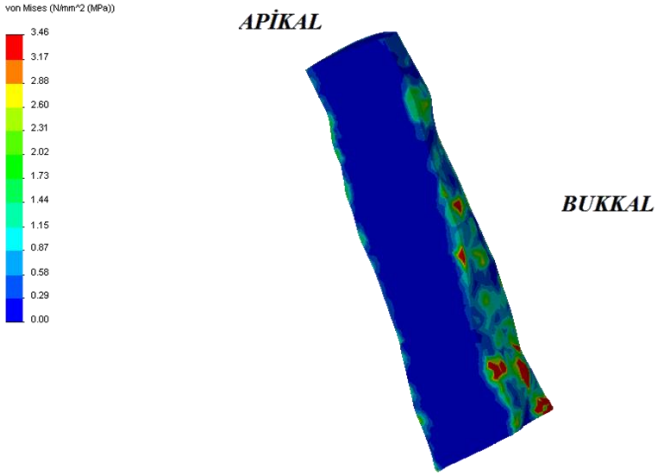
Resim 3.4.6. MTA modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

MTA materyal yüzeyinde kavite tabanına yaklaştıkça yoğunlaşan şekilde 1.68 MPa'lık maximum von Mises stres değeri izlenmektedir.

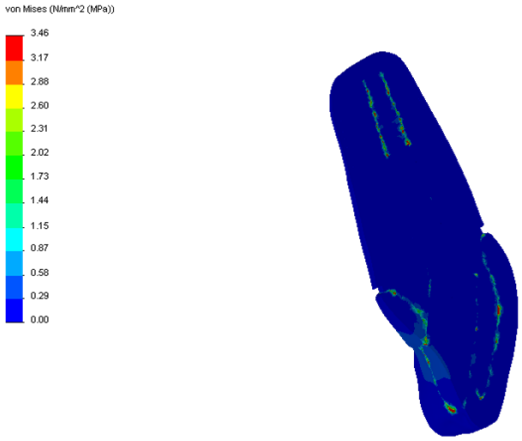


Resim 3.4.7. Kompozit Rezin modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

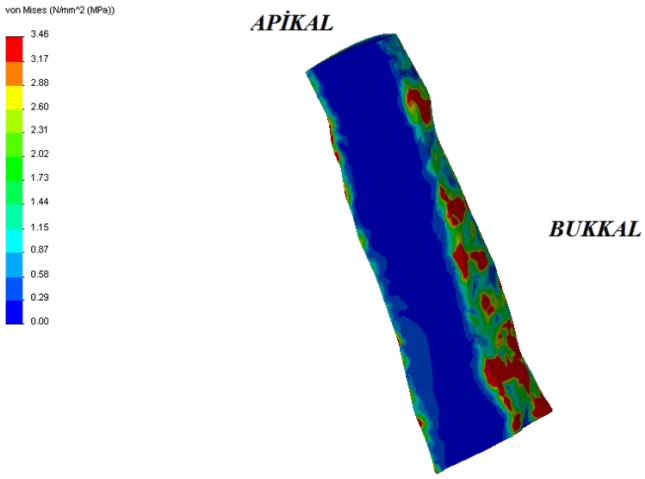
Kompozit rezine ait modelde koronal dentinde 6.71 MPa maximum stres değeri görülürken, mine-dentin arayüzü, giriş kavitesi dolgu materyali-dentin ile arayüzü, özellikle giriş kavitesi-mine-dentin birleşiminin gerçekleştiği singulum altı bölgesi ve retrograt dolgu materyali-dentin dokusu arayüzleri diğer yüksek stres konsantrasyon bölgeleri olarak gözlenmiştir.



Resim 3.4.8. Kompozit modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir. Kompozit rezin materyalinin dentin yüzeyinde yaygın dağılımlı 2.22 Mpa'lık maximum von Mises stres değeri gözlenmiştir.

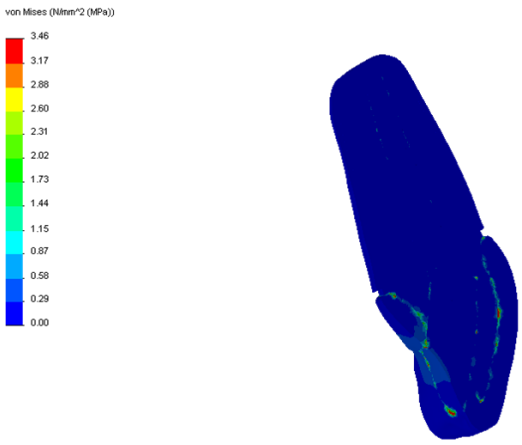


Resim 3.4.9. Tech Biosealer modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.



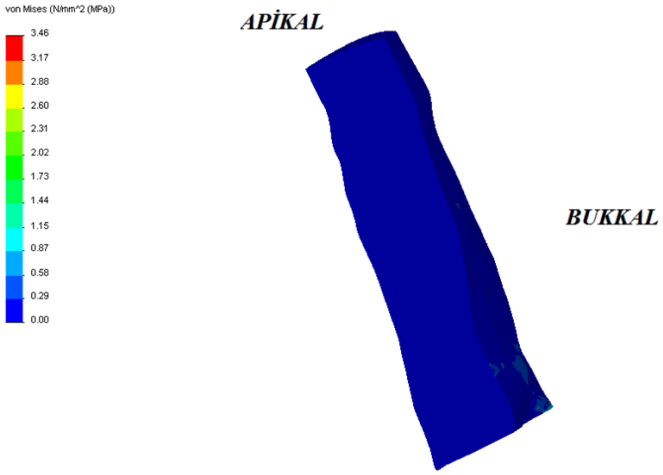
Resim 3.4.10. Tech Biosealer modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Tech Biosealer kök ucu dolgu materyalinde diğer gruplardan farklı olarak 6.81 MPa'lık en yüksek von Mises değeri dolgu materyalinin kök ucu kavitesinin dentin dokusuna bakan yüzeyinde oluşurken, koronal dentinde aynı bölgede de 6.66 MPa von Mises stres değeri gözlendi.



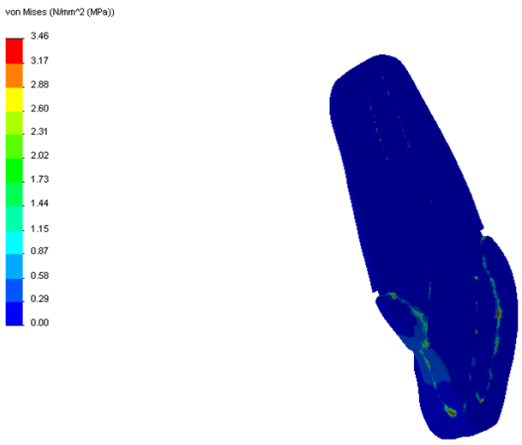
Resim 3.4.11. Vitrebond modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Vitrebond kök ucu dolgu materyaline ait modelde maksimum von Mises stres değerinin dentin dokusunun serviko koronal kısmı-giriş kavitesinin bukkal yüzeyi civarında oluştuğu gözlenmiştir (6.46 MPa). kök ucu dolgu materyali ile kök dentin birleşiminde çok az stres oluştuğu dikkat çekmektedir (0.17 MPa).



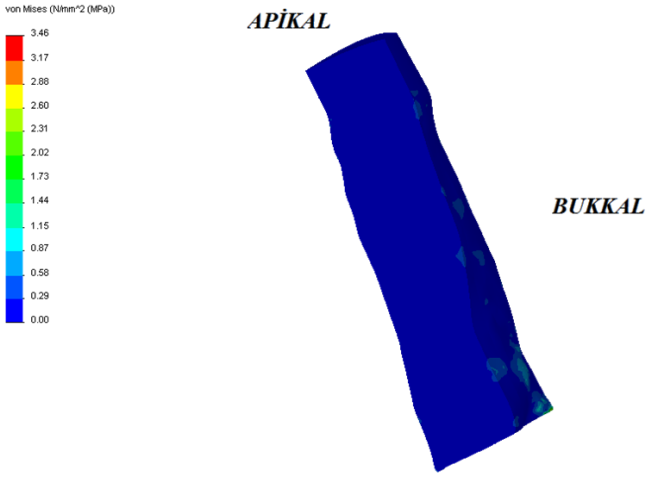
Resim 3.4.12. Vitrebond modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

Vitrebond kök ucu dolgu materyali yapısında ve yüzeyinde diğer materyaller arasında en düşük değer olan 0.17 Mpa von Mises stres değeri gözlenmiştir.



Resim 3.4.13. IRM modeline ait von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

IRM materyaline ait modelde maksimum von Mises stres değerinin dentin dokusunun serviko koronal kısmı-giriş kavitesinin bukkal yüzeyi civarında oluştuğu gözlenmiştir (6.45 MPa). Yine kök ucu dolgu materyali yüzeyinde sadece 0.31 MPa'lık von Mises stres değeri oluşumu dikkat çekmektedir.



Resim 3.4.14. IRM modeline ait retrograt dolgu materyalindeki von Mises stres dağılımı (MPa). Kırmızıdan maviye doğru renkler azalan stres değerlerini belirtmektedir.

IRM materyaline ait modelin yüzeyinde çok az bölgede 0.31 MPa von Mises stres değeri görülmektedir.

4. TARTIŞMA

Modern endodontik tedavinin önemli bir bölümünü oluşturan kök ucu cerrahisi, bazı geleneksel endodontik tedavi başarısızlıklarında alternatif bir tedavi seçeneğidir ve kök ucu rezeksiyonunu takiben kök ucu kavite preparasyonu ve bu kavitenin uygun bir materyalle doldurulması işlemlerini içerir (Hsu ve Kim 1997, Wang ve ark 2004).

Kök ucu rezeksiyonu sonrasında normalde sementle sınırlı olan apikal dentin yüzeyi merkezindeki kök kanalı ile birlikte açığa çıkmaktadır. Kesilen kök yüzeyinde yapılan preparasyonla hazırlanan kök ucu kavitesinin mikrosızıntıyı engelleyen, biyouyumlu ve stabil bir kök ucu dolgu materyaliyle doldurulması çok önemlidir (Pitt Ford 2003).

Kök ucu dolgu materyallerinin sızdırmazlığını etkileyen birçok faktör vardır. Cerrahi işlem esnasında yapılan rezeksiyon şekli, kavite preparasyon yöntemi, kullanılan enstrümanlar, kök ucu dolgu materyalinin tipi, uygulama şekli, kaviteye adaptasyonu, okluzal kuvvetler ve materyalin yaşlanması gibi faktörler bunlar arasında sayılabilir (Johnson 1999, Kim ve Kratchman 2006, Blum ve ark 1997) .

Yeni dental materyallerin klinik performanslarını incelemek için ağız ortamını simüle eden in vitro çalışmalar kullanılır. Fakat fonksiyon gören bir oral kavitede kendine has özelleşmiş bir periodonsiyum içindeki bir insan dişinin davranışı, in vitro deneysel koşullarda standardize edilmiş dişlerin davranışından farklıdır (Bates ve ark 1975). Ağız ortamını simüle etmek amacıyla bu çalışmada Akman ve ark (2011) tarafından tarif edildiği gibi örneklerin kök yüzeyleri etrafında silikon ölçü materyali kullanılarak yapay periodontal ligament oluşturuldu. Hazırlanan bu yapay periodontal ligament, örneklerin akrilik bloklarla direkt temasını önlemekte (Heydecke ve ark 2002, Ottl ve ark 2002) ve böylece, rijit akrilik bloğun mekanik yükleme esnasında kökü desteklemesi ve sonuçlara etki etmesi önlenebilmektedir. Dişlerin ve periodontal ligamentin çevresindeki akrilik blok alveoler soketi temsil etmektedir. Bununla birlikte klinik şartlarda kök ucu cerrahisinde bir miktar osteotomi yapıldığı ve periapikal bölgede iyileşme olana kadar kemik olmadığı da göz önünde bulundurulmalıdır.

Ağız ortamındaki hareketler her üç düzlemde de gerçekleşmesine rağmen in vitro koşullarda bizim kullandığımız test cihazı sadece aksiyel döngüsel yükleme gerçekleştirebilmektedir (Bates ve ark 1975). Bu nedenle in vitro çalışmaların bulgularının değerlendirilmesinde bu çalışmaların gerçek hayattaki durumu doğru bir şekilde yansıtamayabilir. Mekanik ve termal döngünün kombinasyonu, materyal dentin ara yüzünün zorlanması için en etkili yol olarak bildirilmiştir (Drummond 2008). Fakat kök ucu dolgu materyallerinin klinik pozisyonları sonucu termal bir döngüye maruz kalmamaları nedeniyle bu çalışmada sadece mekanik yükleme yapıldı. Çiğneme sırasında bulunan sabit değerin ortalamasını temsil etmek için 50 N'luk bir kuvvet seçildi (Abdalla ve Davidson 1993, Nikaido ve ark 2002, Frankenberger ve ark 2003). Yükleme ile ilgili bugüne kadar yapılan çalışmalarda farklı döngü miktarları kullanılmıştır; 1000 (Dewji ve ark 1998), 5000 (Li ve ark 2002), 50,000 (Bedran de Castro ve ark 2004a), 100,000 (Bedran de Castro ve ark 2004b, Mitsui ve ark 2006), 500,000 (Mitsui ve ark 2006). Bu çalışmada, maksiller santral dişlerin singulum yüzeylerine 100,000 kez (Devji ve ark 1998, Sudsangiam ve Van Noort 1999, Nikaido ve ark 2002, De Munck ve ark 2005, Frankenberger ve ark 2005,) aksiyel olarak 50 N'luk mekanik yükleme yapıldı. Yüksek frekanslara bağlı, örneklerin iç ısınmasını önlemek için yükleme frekansı 0.2 Hz'e ayarlandı (Braem ve ark 1994, De Munck ve ark 2005).

Bu çalışmanın mekanik yükleme aşamasında kullanılan deneysel model Ülker ve ark (2010) tarafından geliştirilen modeli temel almaktadır. Farklı çalışmalarda antagonist olarak doğal diş kaspları (Jensen ve Abbott 2007) ve standardize edilmiş seramik küreler (Heffer 2007) kullanılmıştır. Bu çalışmada dişler üzerine gelen çiğneme kuvvetlerini taklit etmeye çalışan aksiyel eksenli çiğneme simülatörüne adapte edilen alt santral kesici dişlerin insizal kenarına benzer şekilde standardize edilmiş metal uçlar kullanıldı. Çiğneme simülatörünün okluzal yiyecek kitlesi ile kullanımı mümkün değildir ve restorasyona bir miktar kuvvet uygulamak için örneğin yüklendiği bütün zaman boyunca diş ve restorasyon ile yiyecek kitlesinin temasta olması gerekmektedir (Chailertvanitkul ve ark 2009). Buradan, çiğneme simülatörün yükleme kuvvetlerinin etkisini normalden daha fazla gösterdiği söylenebilir ve çalışmanın bu limitasyonlarının göz önünde bulundurulması gerekir.

Klinik koşullarda kök ucu dolgu materyalleri cerrahi işlem nedeniyle kanama, şişlik gibi durumlar sonucunda bir sıvı basıncına maruz kalabilmektedirler. Dişler üzerine etki eden okluzal yüklerin periapikal bölgedeki hidrostatik basıncı arttırdığı ve böylece dolgu materyali ile kök kanal duvarı arasındaki sızdırmazlığı etkilediği bildirilmiştir (Dobo-Nagy ve ark 2003). Ayrıca okluzal basıncın büyüklüğü ile periapikal sızıntı arasında direkt bir ilişki de tanımlanmıştır (Esber ve ark 1998). Daha önceki birçok çalışma, kök kanal tedavili dişlerde ortograt sıvı filtrasyonu ve apikal sızdırmazlığı incelemiş olmasına rağmen periapikal bölgede ısırma kuvvetlerine yanıtı ve periapikal sıvı dinamiğinde döngüsel ısırma kuvvetlerinin rolünü inceleyen çok az çalışma vardır (Blum ve ark 1997, Peters ve Peters 2002, Kishen 2005).

Kök ucu dolgu materyallerinin sızdırmazlık özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan birçok test yöntemi vardır. İn vitro sızıntı çalışmaları özellikle yeni geliştirilen materyallerin ve tekniklerin karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte birçok araştırıcı (Journal of Endodontics Yayın Kurulu 2007) klinik önemleri, tekrar edilebilirlikleri, test metodu ve uygulama tekniği, gerçeğe uygunluğu açısından farklı sızıntı ölçüm modellerine eleştirisel bir yaklaşım göstermektedirler. Sızıntının değerlendirilmesi için izleyici madde (boya, glukoz vb.) kullanılmasının problemlerinden biri izleyici maddenin kendisinin bazı materyaller ile reaksiyona girebilmesi ve böyle bir testin sızdırmazlık yeteneğinin test edilmesinde kullanımının güvenilirliğini güçleştirmesidir. Örneğin, boya penetrasyon çalışmaları için sıklıkla kullanılan metilen mavisinin, bazı belirli dolgu materyalleri ile temasa geçtiğinde renk değiştirdiği daha önce gösterilmiş (Wu ve ark. 1998b), bakteri sızıntı çalışmalarında, kök kanal dolgularının kendisi de bakterileri direkt olarak inhibe edebildiği bildirilmiştir (Pitout ve ark. 2006).

Kök ucu dolgu materyallerinin sızdırmazlığının değerlendirilmesinde en çok boya sızıntı, sıvı filtrasyon, bakteriyel sızıntı, insan serumu sızıntı yöntemleri kullanılmıştır (Parirokh ve Torabinejad 2010b). Farklı dental materyalleri test eden bir boya penetrasyon çalışması MTA'nın metilen mavisiyle dekolorasyon etkisini göstermiştir (Wu ve ark 1998b). MTA'nın nem ile reaksiyonundan sonra oluşan kalsiyum hidroksit oluşumu sızıntı değerlendirmesi için boya kullanıldığında metilen mavisi dekolorasyonun sebebi olabileceği düşünülmektedir. Kökler kalsiyum

hidroksit ile doldurulduğunda da aynı bulguların gözlendiği bildirilmiştir (Fridland ve Rosado 2003, Camilleri ve ark 2005a). Bu çalışmada kalsiyum silikat içerikli iki materyal (MTA, TechBiosealer) kullanıldığından sonuçları etkileyebileceği düşüncesiyle ve sıvı filtrasyon modeli hem daha hassas hem de tekrarlanabilir olduğundan boya penetrasyonuna ve glikoz filtrasyon tekniğine tercih edilmiştir (Wu ve ark 1994, Van der Sluis ve ark 2005). Sıvı filtrasyon metodu ilk olarak Greenhill ve Pashley (1981) tarafından dentin geçirgenliği için bildirilmiş ve Wu ve ark. (1993) tarafından endodontik sızıntı çalışmalarına uyarlanmıştır. Bu metot boylu boyunca olan boşlukları incelemekte ve bu teknik kullanıldığındaki sonuç, boşluğun çapını göstermektedir. Boya penetrasyon metodu sıvı filtrasyonda olduğu gibi boylu boyunca olan boşlukları incelemekte fakat bu teknik kullanıldığında sonuç boşluğun çapından ziyade uzunluğunu göstermektedir. Sıvı filtrasyon metodu sızdırmazlık kabiliyeti hakkında hem nicel hem de nitel bilgi sağlayabilmektedir. Mikropipet içerisinde hava kabarcığının hareketi (sıvı akışı) ile elde edilen nicel verilerin yanı sıra, sıvı akışının tespit edildiği örneklerin yüzdesi ile elde edilen niteliksel veriler de belirlenebilmektedir. Bu nedenle, her bir sıvı filtrasyonu boylu boyunca boşluk (through-and-through) diye adlandırılan bir seri hatanın belirlenmesini temsil ettiği söylenmektedir (Wu ve ark. 1993). Van der Sluis ve ark. (2005), çok küçük boylu boyunca boşlukların radyografilerde veya kesitlerde görülemediğini ve sıvı filtrasyon metodu ile tespit edilebildiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle materyal içerisindeki marjinal aralık, porözite ve kırık varlığı sıvı filtrasyon oranlarıyla tahmin edilebilmektedir. Ayrıca, bu metotda örnekler bozulmamakta, bu da örneklerle uzun zaman aralıklarında farklı dönemlerde sızıntı testi yapılabileceğini ve aynı örnek üzerinde farklı metotların kullanılabileceği anlamına gelmektedir (Pelliccioni ve ark 2007).

Klinik başarı için kesin bir sıvı sızdırmaz obturasyonun gerekli olduğuna dair hiçbir kanıt olmaması nedeniyle ne kadar sıvı hareketinin önemli olduğu sorusu ortaya çıkmaktadır. Bakterilerin geçişine izin verecek kadar geniş aralıklar kesinlikle istenmemektedir. Aynı zamanda bakteriyel toksinlerin ve mikroorganizmaların besinlerinin sızıntısına izin verecek küçük aralıklar da göz önünde tutulmalıdır. Bu nedenle küçük moleküllerin geçmesine izin vermeyecek bir apikal tıkaç elde etmek idealdir ve burada kullanıldığı gibi bir sıvı filtrasyon metodu, içinden küçük moleküllerin geçebileceği küçük boşlukların tesbit edilmesine olanak sağlayabilir.

Yeni kök ucu dolgu materyallerinin incelenmesinde sıvı filtrasyonun mükemmel bir metot olduğu bildirilmiştir (Fogel ve Peikoff 2001).

Kök ucu cerrahisinden sonra, kök ucu dolgusunun yüzeyi periapikal ortama maruz kalmaktadır. Bu temas neticesinde materyalin dekompozisyonu meydana gelebilmekte ve sızdırmazlık kabiliyeti azalabilmektedir. Kök ucu dolgu materyallerinin uzun dönem performansları hakkında bilgi edinebilmek için materyallerin sızdırmazlık kabiliyetlerinin dolumdan sonra farklı aralıklarda test edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Wu ve ark 1998a, De Bruyne ve ark 2006). Bu nedenle çalışmamızda kök ucu dolgu materyallerinin sızdırmazlıkları dolumdan hemen sonra ve bir yıllık kullanımı temsil eden mekanik yükleme sonrasında test edilmiştir.

Bu çalışmada mekanik yükleme öncesinde, dolumdan yedi gün sonraki sızıntı ölçümleri sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Bu sonuçlar Greer ve ark (2001)'nın Dyract, Geristore, IRM ve Super EBA'nın mikrosızıntılarını benzer sıvı filtrasyon metodu kullanarak karşılaştırdıkları çalışmanın 7. gün bulguları ile paralellik göstermektedir. Bahsedilen bu çalışmada birinci günün sonunda Super EBA diğer materyallerden istatistiksel olarak daha fazla sızıntı göstermiş, Dyract diğer üç materyalden istatistiksel olarak daha düşük sızıntı sergilerken 30 gün sonra, IRM diğer materyallerden belirgin bir biçimde daha yüksek sızıntı göstermiştir. 180 gün sonundaki son bulguları ise IRM'nin Geristore'dan belirgin biçimde daha yüksek sızıntı gösterdiğini fakat diğer materyallerle arasında bir fark olmadığını göstemiştir. Sıvı filtrasyon metodunun kullanıldığı benzer bir çalışmada Fogel ve Peikoff (2001) amalgam, IRM, dentin bonding ajan, Super EBA ve MTA'nın sızdırmazlıklarını değerlendirmişler ve materyaller arasında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Wu ve ark (1998a) MTA, iki cam iyonomer siman, amalgam ve Super EBA'yı 1 yıla kadar farklı zaman aralıklarında kıyaslamışlardır. Bu yazarların 24 saat sonraki bulguları bizim çalışmamızın bulguları ile benzerlik göstermektedir. Fakat 3, 6 ve 12 aylık zaman aralıklarında hem cam iyonomerlerin hem de MTA'nın, Super EBA ve amalgamdan daha az sızıntı sergilediğini bildirmişlerdir. Bates ve ark (1996)'nın yaptığı başka bir sıvı filtrasyon çalışmasında yazarlar MTA, Super EBA ve amalgamı karşılaştırmışlar ve sızıntıyı önlemede

MTA'nın Super EBA ile kıyaslanabilir olduğunu ve amalgamdan daha iyi olduğunu bulmuşlardır.

Erkut ve arkadaşları (2006) yapmış oldukları bir çalışmada MTA, amalgam, IRM ve çinko fosfat simanın kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığında sızıntılarını karşılaştırmışlar ve MTA'nın anlamlı farklılık göstermemekle birlikte en az sızıntı gösteren materyal olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da MTA en düşük sızıntı ortalama değeri göstermekle birlikte istatistiksel farklılık göstermedi.

Pereira ve ark (2004)'nın MTA, Super EBA, Vitremer ve amalgamı boya sızıntı yöntemiyle karşılaştırdıkları çalışmalarında bütün materyaller arasında istatistiksel fark bulduklarını ve sızdırmazlığın MTA<Vitremer< Super EBA<amalgam şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte sızdırmazlık değerleri MTA<Super EBA<Vitrebond şeklinde gözlenmiştir. Her iki çalışma arasındaki farklı sonuçların kullanılan farklı yöntemlerden kaynaklandığı düşünülebilir.

Gandolfi ve ark (2007)'nın TechBiosealer'ı deneysel aşamada iken (TC-1 ve TC-2) beyaz MTA ile SEM replika metodu kullanarak marjinal adaptasyonunu ve sıvı filtrasyonla sızdırmazlık açısından karşılaştırdıkları çalışmada TC-1, TC-2 ve beyaz MTA arasında benzer sızıntı oranları ve her bir materyalin benzer marjinal uyum sergilediğini bulmuşlardır. Bunun yanı sıra tüm simanların, güvenilir ve stabil sızdırmazlık kabiliyetlerini gösterecek şekilde, zamanla sıvı akış oranında düşüş sergilediğini ve test sonunda simanlar arasında belirgin bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da MTA ve TechBiosealer arasında sızıntı değerleri açısından anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte mekanik yükleme öncesinde dolumdan 7 gün sonraki ölçümde MTA daha az sızıntı değeri gösterirken, yükleme sonrasında, dolumdan 6 ay sonraki ölçümde Tech Biosealer daha düşük sızıntı değeri gösterdi.

MTA birçok çalışmada iyi sızdırmazlık sonuçları gösterdiğinden (Bates ve ark. 1996, Wu ve ark. 1998, Yatsushiro ve ark. 1998, Fogel ve Peikoff 2001, Lamb ve ark. 2003, Valois ve Costa 2004, Al-Hezaimi ve ark. 2005, Bortoluzzi ve ark.

2006, De Bruyne ve ark 2006, Hamad ve ark 2006) yeni endodontik materyallerin en azından MTA' ya benzer sızıntı önleme kabiliyeti göstermesi önemlidir. MTA'nın üstün sızdırmazlık bulguları sergilemesini sağlayan mekanizma tamamen anlaşılmamıştır. MTA'nın sentetik bir doku sıvısı ve kök dentini ile temasını inceleyen Sarkar ve ark (2005) MTA'nın başlangıçta mekanik bir tıkama sağladığı ve daha sonra çözünerek hidroksiapatit kristalleri oluşturduğu ve bunların dentin ile reaksiyona girerek kimyasal bir adezyon sağladığını öne sürmüşlerdir. TechBiosealer'ın hidroksiapatit içermesi bu çalışmada MTA'ya yakın sızıntı sonuçları göstermesini açıklayabilir ($P > 0.05$).

Çalışmamızın sonuçlarına göre TechBiosealer'ın sıvı filtrasyon değerleri mekanik yükleme sonrasında anlamlı olarak azalma gösterdi. Yatsushiro ve ark (1998) sıvı hareketinin; dolgu materyali ve diş dokuları arasındaki aralıklardan, siman materyali özelliklerinden ve diş dokularından (kesik dentin tübülleri veya sement) kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir. TechBiosealer'da gözlenen daha düşük sıvı filtrasyon değerlerinin muhtemelen içeriklerine eklenmiş olan filosilikat kaynaklı olabileceği bildirilmiştir (Gandolfi ve ark 2007). Gandolfi ve ark (2007) filosilikatın yüksek su adsorpsiyon kabiliyeti ile karakterize olduğunu ve suya batırıldığında genişleyip hacimsel artış gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu özellik simanların dentin duvarlarına adaptasyonunun artışından sorumlu olabilir. Materyallerin çözünürlük ve su absorbsiyon özelliklerinin bir arada incelendiği ileri çalışmaların yapılmasının bu konuda faydalı olacağı düşünülmektedir (Gandolfi ve ark 2007).

Bozeman ve ark (2006) SEM görüntülerinde, kalsiyum içermeyen fosfat içeren solüsyonlardan, kimyasal ve yapısal olarak hidroksiapatite benzeyen kalsiyum fosfat kristallerinin beyaz MTA yüzeyine çökeldiğini göstermişlerdir. Bu veriler MTA, TC-1 ve TC-2'nin fosfat içeren fizyolojik sıvılara kalsiyum salınımı yaptığı ve sement yüzeyinde hidroksiapatit kristali oluşumuna olanak sağlayarak boşlukların, deliklerin ve kapiller kanalların tıkanmasına katkıda bulunup apikal sıvı filtrasyonunu azaltabileceği iddiasını desteklemektedir (Bozeman ve ark 2006). Fakat çalışmamızda bu bulguların aksine, MTA'nın mekanik yükleme sonrası sıvı filtrasyon değerlerinde azalma saptanamadı. Bunun da fosfat içeren bir solüsyon içinde bekletilmemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Torabinejad ve ark (1995a) MTA kök ucu dolgularını boya solüsyonuna hemen yerleştirdiklerinde, muhtemelen materyalin uzun sertleşme süresinden dolayı, daha fazla mikrosızıntı gözlemişlerdir. Gandolfi ve ark (2007) TechBiosealer'ın deneysel simanlarının (TC-1 ve TC-2) SEM morfolojisinin dentin duvarlarına aralık ve fraktür içermeyen bir marjinal adaptasyon gösterdiğini, tüm simanlarda sızdırmazlık kabiliyetini etkileyebilecek herhangi bir yüzeyel boşluk veya porözite görülmediğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da TechBiosealer ve MTA'nın en düşük boşluk hacmi yüzde değerleri sergilediği görüldü. Ancak TechBiosealer sadece Geristore ile, MTA ise Geristore, Kompozit rezin ve Vitrebond ile istatistiksel olarak anlamlı boşluk hacmi yüzde farklılığı gösterdi.

Kök ucu dolgu materyallerinin mikro yapısı bazı çalışmalarda incelenmiş ve porözite miktarının toz ve likitin karıştırılması ile hazırlanan dental simanlarda daha çok görüldüğü bildirilmiştir (Fridland ve Rosado 2003). Mevcut mikro yapılarda kök ucu dolgu materyallerinin tipik yüzey topografisini belirsizleştiren, örnek işleme ve SEM incelemesi esnasında oluşabilecek bazı düzensizliklerin (hacimsel büzülme, yoğun/poröz yamalar, boşluklar, aralıklar ve mikroçatlaklar gibi) mümkün olabileceği bildirilmiştir. Arroyave ve ark (2007)'nın çalışmasında SEM görüntüleri kök ucu dolgu materyallerinin farklı yapısal özelliklerini ortaya çıkartmıştır. Çalışmanın görüntülerinde partikül büyüklüklerinin kabadan (IRM ve Super EBA) inceye (MTA) değiştiği gösterilmiş, IRM'nin kesit yüzeyinde daha düz, uniform ve sıkı konumlanmış, birbiriyle bağlantılı çubuk yapılı kristaller ve farklı konfigürasyonlarda dağınık dar boşlukların göründüğü bildirilmiştir. Super EBA ile doldurulmuş bütün örneklerin kesit yüzeyinde küre yapılı kristaller ile bunların arasında çok sayıda boşluktan oluşan pürüzlü bir yüzey sergilediği gösterilmiştir. Diğer taraftan, MTA örneklerinin daha entegre ve kapillerlerin varlığı ile karakterize oldukça kaynaşmış yüzeye sahip olduğu bildirilmiştir. IRM iki öjenol molekülü ile bir çinkooksit molekülü arasında şelat oluşumu ile sertleşen polimetil metakrilat rezinle güçlendirilmiş bir ZOE'dir (Craig 1997). Bu şelatın su varlığında hidrolize olduğu ve öjenol saldığı (Hashieh ve ark. 1998) bilinmekte ve Belli ve ark (2001)'na göre çinko oksit partikülleri arasında gözlenen boşluklar muhtemelen öjenolün buharlaştığı yerleri temsil etmekte ve SEM için kullanılan yüksek vakum sonucu oluşmaktadır. Bizim çalışmamızda örneklerin görüntüsü mikro CT tarama yöntemi ile elde edildiğinden IRM ve Super EBA üzerinde SEM yönteminin olumsuz etkileri

oluşmadığı ve bu nedenle bu materyallerde düşük boşluk hacmi yüzde değerleri saptanmış olabileceği düşünüldü.

IRM, Vitrebond ve Geristore kullanıldığında, ara yüzde boşluklar bulunmasına rağmen daha önce bildirildiği gibi (Torabinejad ve ark 1995b, Pioch ve ark 2003) yeterli bir sızdırmazlık elde edilmiştir. Vitrebond geleneksel cam iyonomerlerde (Nicholson ve ark 2009) gözlenene benzer bir asit-baz reaksiyonu oluşturan güçlendirilmiş bir cam iyonomer simandır fakat rezin ilavesi materyali neme karşı daha dirençli hale getirdiğinden (Rosales ve ark 1996) daha iyi bir sızdırmazlığa sahiptir. Buna rağmen asit-baz reaksiyonunun uzun sürmesi materyalin ortamdaki nemden etkilenmesine ve hermetik bir sızdırmazlığa ulaşamamasına neden olabilir. Kompomerler daha fazla rezin içeriğinden dolayı asit-baz reaksiyonunun oluşmasına izin vermezler ve sadece polimerizasyon gerçekleşir (Nicholson ve ark 2009). Bu kompomerlerin neme hassasiyetini engeller ve rezin ile güçlendirilmiş iyonomerlere (Vitrebond) kıyasla daha iyi sızdırmazlığını açıklar. Bu da çalışmamızda aralarında istatistiksel bir fark bulunmamakla birlikte Geristore'da Vitrebond'dan daha düşük sızıntı değerleri gözlenmesini açıklayabilir. Ancak, daha fazla polimerik içerik aralık oluşma ve devamında da polimerizasyon büzülmesine bağlı sızıntı riskini arttırır (Prati ve ark 1995, Adamo ve ark 1999). Bu bilgilere paralel olarak bizim çalışmamızda da Geristore ve Kompozit rezin örneklerinde daha yüksek boşluk hacmi yüzde değerleri gözlenmiştir. Ancak, enjekte edilebilen ve kavanozlarda pasta haline bulunabilen farklı ticari sürümleri mevcut olan Geristore'un bu çalışmada kavanozda sunulan şekli (Geristore A Initiator 5.5g ve Geristore B Shade A2 10g) kullanıldığından, materyalin kondensasyonu aşaması da daha fazla boşluk oluşumuna neden olmuş olabilir.

MTA; trikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, trikalsiyum oksit ve silikat oksitten oluşan bir mineral karışımıdır. Materyal nem varlığında sertleşme esnasında genişlediğinden (higroskopik genişleme) mükemmel sonuçlar oluşur, böylece arayüzü hermetik olarak kapatır ve SEM görüntülerinde herhangi bir aralık gözlenmez (Torabinejad ve ark 1995b). MTA, amalgam, IRM ve diğer materyallere kıyasla sızdırmazlık kalitesi yönüyle üstün materyal olarak değerlendirilmektedir (Torabinejad ve ark 1995a, Wu ve ark 1998a, Adamo ve ark 1999). Bu çalışmada da

MTA en düşük sıvı filtrasyon ve boşluk hacmi yüzde değerleri sergilediğinden, sonuçların literatürle uygunluk gösterdiği söylenebilir.

Özgün adeziv sistemler periapikal cerrahide uygulanmış ve faydaları gösterilmiştir. Adeziv materyal, diş dokusu ile etkileşime girmekte ve arayüzde sanal bir hermetik kapamaya ulaşılmaktadır. Self etch sistemler smear tabakasını çözmekte ve dentinle reaksiyona girmekte, hibrit tabakası oluşturmakta (Tay ve ark 2001) ve aralık içermeyen bir arayüz ile daha önce bildirildiği gibi üstün sızdırmazlık kapasitesi oluşturmaktadır (Torabinejad ve ark 1995b). Çalışmamızın bulgularında da kompozit rezin yeterli sızıntı değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda ölçülen boşluk hacim yüzdeleri yüksek standart sapma değerleri gösterdi. Bu tecrübesiz ellerin performansındaki değişimleri gösteriyor diye kabul ediliyorsa da kök kanal dolgularının mikro CT ile incelendiği güncel çalışmada da yüksek standart sapma değerleri bildirilmiştir (Hammad ve ark 2009). Bu çalışmada, kök ucu dolguları tek bir kişi tarafından gerçekleştirilmiş olduğundan dolgu kalitesindeki farklılıkların klinik deneyimden bağımsız olduğu ve tüm dolgu metodlarının doğasında olabileceği düşünülmektedir.

Endodontik tedavili dişlerin fonksiyon esnasında maruz kaldığı okluzal kuvvetlerin kök kanal dolgusunun bütünlüğünü etkileme ve sonrasında sızıntıya neden olma ihtimali vardır. Bishop ve ark (2008) kök kanal dolgusu üzerinde okluzal kuvvetlerin etkisini inceleyen çalışmalarında yükleme yapılan gruplarda kök kanal dolgusu ve dentin duvarlarında istatistiksel olarak anlamlı ve kök kanal dolgusunun sızdırmazlığını etkileyebilecek düzeyde ayrılma meydana geldiğini bildirmişler. Bizim çalışmamızda IRM grubunda mekanik yükleme benzer etkilere sebep olurken diğer gruplarda böyle bir etki istatistiksel olarak gözlenmedi. IRM iki öjenol molekülü ile bir çinkooksit molekülü arasında şelat oluşumu ile sertleşen polimetil metakrilat rezinle güçlendirilmiş bir çinkooksit öjenoldür (Craig 1997) Bu şelat su varlığında hidrolize olup öjenol saldığı için IRM'nin zamanla sızıntısı artmaktadır (Hashieh ve ark 1998, Belli ve ark 2001). Benzer şekilde bu çalışmada da IRM grubunun sızıntısı mekanik yüklemeden sonra zamanla istatistiksel olarak artış gösterdi.

Kök ucu dolgu materyalleri ile ilgili çalışmalarda genellikle çekilmiş insan dişleri kullanıldığından bizim çalışmamızda da örneklerin hazırlanması için çekilmiş insan dişleri tercih edilmiştir. Çekilmiş insan dişlerinin kullanımında en önemli problem, yüksek standart sapmalara neden olan, boyut ve mekanik özelliklerdeki farklılıklardır (Morgano ve Milot 1993). Dentinin inorganik yapısı, farklı su içeriği, çekim öncesindeki pulpa şartları ve hastanın yaşı bu farklılığa sebep olmaktadır. Maksiler santral kesici dişlerin daha geniş köklere ve apikal üçlülerinde daha az varyasyonlara sahip oldukları bildirilmiştir (Carotte 2004, Iqbal ve ark 2005,). Bu nedenle çalışmamızda maksiler santral kesici dişler kullanıldı ve dişlerin boyutsal olarak birbirine yakın olması ve gruplara dengeli dağıtılması için gayret gösterildi.

Ne yazık ki, herhangi bir in vitro modeldeki tüm değişkenleri elimine etme ve klinik ilişkiyi her zaman sağlama imkanı yoktur. Bu çalışmada periodontal nedenlerle çekilmiş dişler kullanıldı; bu nedenle dentin tübül genişliğinin az olduğu dişlerin seçilme eğilimi gerçekleşmiş ve böylece deneysel modelin hassasiyetini arttırmış olabilir.

Bununla birlikte bu çalışmada örnekler 100.000 gibi yüksek sayıda bir siklusa maruz bırakıldığı için mekanik yükleme işlemi ancak 90 günde tamamlanabildi. Standardizasyonun sağlanabilmesi için tüm gruplardaki örnekler 37 ˚C'de NaN_3 içerisinde toplam 6 ay bekletildikten sonra sıvı filtrasyon ve mikro CT taramaları gerçekleştirildi.

Kök ucu dolgu materyallerinin sızıntısını değerlendiren bazı çalışmalarda kök kanal dolgusu değişken bir faktör olarak değerlendirilmiş ve sızıntıyı etkileyebileceği düşünülerek kök kanalları boş bırakılmıştır (Wu ve ark 1998a, Gandolfi ve ark 2007, Tay ve ark 2007). Bunun aksine bizim çalışmamızda klinik koşulları sağlamak amacıyla ve mekanik yüklemede kuvvet iletiminde etkisi olabileceği düşünülerek kök kanalları Protaper F4 gütta perka kon ve rezin esaslı AH Plus kök kanal patı ile doldurulduu.

Apikal sızıntı çalışmaları ile kök ucu rezeksiyon miktarının ve eğim açısının, kavite preparasyonunun derinliğinin ve şeklinin sızıntı üzerine önemli etkilerinin olduğu gösterilmiştir (Johnson 1999, Kim ve Kratchman 2006). Eğim açısı arttıkça

ve preparasyon derinliği azaldıkça sızıntının arttığı bildirilmiştir. Eğim açısı 0 derece iken 1 mm'lik kök ucu dolgusu ile apikal sızıntının önemli derecede azaldığı gözlenmiştir (Andreasen ve ark 1993). Bununla birlikte, 3 mm'lik bir kök ucu preparasyon derinliği kavitedeki materyalin temas miktarını arttırmakta ve sızıntı ihtimalini azaltmaktadır (Kim ve Kratchman 2006). Bunun yanı sıra, 3 mm'den daha düşük bir derinlik lateral kanalların ve apikal dallanmaların tamamını uzaklaştıramamakta, enfeksiyonun tekrarlaması ve geç başarısızlık riskini ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, rezeksiyon kökün uzun aksına dik yapıldı ve kavite preparasyonu 3 mm derinliğinde olacak şekilde hazırlandı.

Kök ucu kavite preparasyonu geleneksel olarak frezlerle ya da sonik ve ultrasonik cihazların kullanımıyla yapılabilmektedir. Frezle açılan kök ucu kavitelerinin aksine, ultrasonik retro uçlarla kavitelerin daha derin hazırlanabildiği, kanal boşluğundan sapmaların nadiren görüldüğü, istmus gibi anatomik güçlüklerin daha kolay preparasyonu, daha küçük osteotomi gerektirdiği ve belirgin biçimde daha küçük bevel açılarına sahip rezeksiyon gerektirmesi gibi avantajları bildirilmiştir (Waplington ve ark. 1997, Peters ve ark 2001). Yüzey yapılarından dolayı elmas kaplı retro uçlar kök dentininin kolay ve hızlı uzaklaştırılmasına olanak sağlamakta ve mikro çatlak ve geçiş çizgilerine paslanmaz çelik retro uçlardan daha az neden olmaktadır. Peters ve ark (2001) elmas kaplı retro uçlar ile paslanmaz çelik muadillerine göre daha kısa sürede mükemmel kök ucu kavitelerinin oluşturulduğunu bildirmişlerdir. Ultrasonik aletlerin kök ucundaki çatlakların artmasından sorumlu olmadığı konusunda hemfikir olan araştırmacılar da mevcuttur (Engel ve Steiman 1995, Beling ve ark 1997, Lange ve ark 2007). De Bruyne ve De Moor (2005), düşük ve yüksek güç seviyelerinde oluşan çatlak oranlarını değerlendikleri i*n vitro* çalışmalarında, düşük güç seviyesinde yüksek güç seviyesine nazaran büyük oranda çatlak oluştuğunu tespit etmiştir. Bernardes ve ark (2007) ise *in vitro* çalışmalarında orta güç seviyesinde herhangi bir çatlak oluşumu tespit etmemişlerdir. Bu bilgiler ışığında bu çalışmada örneklerin kök ucu kavite preparasyonları orta güçte çalışan ultrasonik cihaz ve elmas kaplı retro uçlar kullanılarak yapıldı.

Birçok araştırmacı (Andreasen ve ark 1993, Gilheany ve ark 1994, Vignaroli ve ark 1995, Rud ve ark 1996) adezivin açılmış dentin tübüllerini ve açıktaki kök kanallarını kapatabilmesi için dentin bonding ajanlı rezin kompozitler kullanıldığında

hafifçe konkav bir kök ucu kavitesi önermişlerdir. Çalışmamızda kullanılan materyallerden biri dentin bonding ajanlı rezin kompozit olmasına rağmen standardizasyon sağlayabilmek için daha önceki çalışmalarda olduğu gibi geleneksel kavite tasarımı (3 mm derinliğinde sınıf I kavite) kullanıldı (Fogel ve Peikoff 2001, Maltezos ve ark 2006). Bazı yazarlara göre bu kök ucu kavite preparasyon tasarımı istenmeyen bir C-faktöre (bağlanan-bağlanmayan alan oranı) sahip olduğundan kompozit gibi bir kök ucu dolgu materyali için uygun değildir (Andreasen ve ark 1993, Gilheany ve ark 1994, Vignaroli ve ark 1995, Rud ve ark 1996). Fakat güncel çalışmalar (Nikolaenko ve ark 2004, He ve ark 2007) C-faktörün uygun tekniklerle azaltılabileceğini göstermiştir. Nikolaenko ve ark. (2004) yığma tekniği kullanılarak derin kavite duvarlarına bağlanma dayanımlarının arttırılabileceğini bulmuşlardır. Yığma tekniğinin kavite tabanına mikrotensile bağlanma dayanıklılığını arttırdığı büyük boyutlu kavitelerde (5 mm derinliğinde) yüksek C faktörünün bağlanma için riskli olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, küçük kavitelerde (3 mm derinliğinde) kavite tabanına bağlanma dayanıklılığı doldurma tekniğinden o kadar etkilenmemektedir. Ayrıca, küçük kavitelerde derin kavitenin tabanındaki rezin kompozit tamamen polimerize edilebilmektedir. Bu çalışmada C-faktörü azaltabilmek için kök ucu kavitesi 3 mm derinliğinde hazırlandı ve yığma tekniği kullanılarak rezin kompozit ile dolduruldu.

Tawil ve ark (2009)'nın çalışması dikkate alınarak diğer materyallerle arasındaki değişkenleri mümkün olduğunca azaltabilmek için bizim çalışmamızda Geristore ile asit ya da bonding uygulaması yapılmamıştır. Üretici Geristore'un self-adeziv bir materyal olduğunu ve bonding ajanı gerekmediğini bununla birlikte, bağlanma dayanıklılığının arttırılması için Tenure (bonding ajanı) kullanılabileceğini belirtmektedir. Geristore ile Tenure bonding sisteminin önemini anlamak için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Blum ve ark (1997) çiğneme kuvvetlerine bağlı in vitro sızıntının zamanla arttığını ve kavite derinliğinden etkilendiğini göstermişlerdir. Çiğneme döngülerinin tüm aşamalarında 1,5 mm'lik kaviteler 3 mm'lik kavitelerden daha fazla sızıntı göstermişlerdir. Kishen (2005) periapikal bölgede ısırma kuvvetleri ile oluşan stres dağılım şekillerini ve döngüsel ısırma kuvvetlerinin periapikal sıvı hareketindeki rolünü incelemiş, bulgulara göre, ısırma kuvvetleri periapikal kemiğin bükülmesine

yol açmış ve döngüsel ısırma kuvvetlerinin kök kanal boşluğu içine ve ekstraradiküler bölgeye retrograt sıvı hareketine katkıda bulunmuştur. Bununla birlikte kök ucu dolgu materyallerinin çiğneme sırasında oluşan yüklemeden nasıl etkilendiği hakkında çok az bilgi vardır (Blum ve ark. 1997, Peters ve Peters 2002). Bilgisayar kontrollü bir çiğneme cihazları (Krejci ve ark 1990) klinik koşulları taklit edecek şekilde dental restorasyonların in vitro olarak okluzal yüklenmesine olanak sağlamakta ve kliniğe uyarlanabilir sonuçlar elde edilebilmektedir (Krejci ve ark. 1999). Bazı çiğneme simülatörlerinde doğal insan diş mine kaspları antagonist olarak kullanılabilmekte ve ağız ortamında oluşabilecek fiziksel kuvvetler, aşınma mekanizmaları ve ısısal değişimler simüle edilebilmektedir (Peters ve Peters 2002).

Peters ve ark'nın (2002) Super EBA ve MTA'nın mekanik yükleme öncesi ve sonrası marjinal adaptasyonlarını SEM kullanarak incelediği çalışmalarında her iki materyal ile dentin duvarı arasında %1 kadar düşük aralık oluşumu gibi mükemmel yükleme öncesi sonuçlar bulunduğu bildirilmiştir. Her iki kök ucu dolgu materyali içinde yükleme sonrası devamlı marjin miktarı düşüş göstermiş fakat hala oldukça tatmin edici bulgular göstermiştir. Bunun aksine bizim çalışmamızda MTA ve Super EBA'nın mekanik yüklemeden sonra boşluk yüzde hacim değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış gösterdi. Peters ve ark'nın (2002) çalışmasında bizden farklı olarak örnekler 1.2 milyon çiğneme döngüsü veya 5 yıla tekabül eden strese maruz bırakılmış ve mekanik yükleme sonrası ölçümlerin ilk ölçümden itibaren ne kadar süre sonra yapıldığı bildirilmemiştir. MTA Super EBA'nın daha kısa sertleşme zamanına (0.75-6 dk) kıyasla 3-4 saatlik bir sertleşme zamanına ihtiyaç duymaktadır (Torabinejad ve Chivian 1999). Bahsedilen çalışmada Super EBA'nın kök ucu dolguları ince grenli elmas kaplı frezlerle bitim işlemine tabi tutulduğu ve okluzal yükleme esnasında belirgin biçimde azaldığı bildirilmiştir. MTA kök ucu dolgularında ise, okluzal yükleme sonrası marjinal temas miktarı önemli derecede arttığı bildirimiştir.

Yatsushiro ve ark (1998) MTA'nın dış tabakasının fosfatla tamponlanmış serum fizyolojik solüsyonunda çözündüğünü ve kök ucu dolgularının yüzeyinin yarım milimetresinin kaybedildiğini bulmuşlardır. Bu bulgular yükleme işleminden sonra MTA dolgu materyalinin boşluk hacim yüzde değerler ortalamasının arttığı çalışmamızın bulgularıyla uyuşmaktadır. Bizim çalışmamızda da MTA bir miktar

çözünüp materyal kaybına uğramış olabilir, ancak mikroskop görüntülerine göre de MTA kök ucu dolgularının marjinal bütünlüğü herhangi bir görünür uyumsuzluk göstermemektedir. İn vivo koşullar altında kök ucu dolgu materyalinin bu yüzey bozunması bu kadar gerçekleşmeyebilir ya da kendini kısıtlayabilir.

Otopolimerizan akrilik rezinin polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik bir reaksiyon olduğundan polimerizasyon esnasında oluşan ısı dentinde nem azalması ve çatlaklar oluşması yoluyla örneklerin zayıflamasına neden olabilir. Örneklerin otopolimerizan akrilik bloklara gömülme işlemi esnasında, polimerizasyon ısısının dentin üzerindeki olası etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla akrilikte ilk polimerizasyon belirtileri görüldükten sonra örnekler bloklardan çıkarıldı (Fernandes ve Dessasi 2001).

Endodontide kullanılan restoratif materyallerin diş dokuları ve birbirleriyle ilişkilerinin incelenmesi amacıyla günümüze kadar histolojik kesitlerin alınması (Walton 1976), kök kanallarının silikon ölçü maddesi ile modellerinin çıkartılması (Abou Rass ve ark 1982), Tarama Elektron Mikroskobisi (SEM) (Mizrahi ve ark 1999), muflalama sistemleri ile dişlerden seri horizontal kesit alınması (Bramante ve Berbert 1987, Schneider 1971), radyografik karşılaştırmalar (Spoor ve ark 1993) gibi yöntemler kullanılmıştır. Örneklerin histolojik seri kesit alımı esnasında materyal kaybına uğraması, ölçü maddelerinin dar kök kanallarındaki kontrolünün zorluğu, radyografi ile elde edilen görüntülerin iki boyutlu olması ve ışının yönüne bağlı görüntü değişimleri gibi sorunlar bilgisayar destekli 3D rekonstrüksiyon sistemlerinin kullanımını arttırmıştır (Uzun 2007). Bununla birlikte biomedikal araştırmalarda 3D modelleri oluşturmak için geleneksel tarayıcılar ve profil projektörleri de kullanılmıştır. Fakat bu yöntemlerde çok fazla manuel işlem gerekmekteydi ve daha kaba bir model elde edilmekteydi (Verdonschot ve ark 2001, Akagawa ve ark 2003). Bazı 3D modeller dişin dış hatlarından (Kubota ve ark 1994), kopya modellerden ve dental alçı modellerinden kesitler alınıp fotoğraflanarak (Khera ve ark 1988), lazer taraması yapılarak, stereo mikroskopa bağlı çift kamera yardımıyla görüntüler sayısallaştırılarak (Magne ve Douglas 2000) ya da CT taramalarıyla hazırlanabilmektedir. Daha sonra bunlar bir tarama cihazıyla sayısallaştırılarak ardı ardına gelen kesitlerin ilişkisi kurgulanmaktaydı. Mikro CT tarama yönteminin kullanılması ise kişiye bağlı bu faktörlerin ortadan kaldırılmasını

ve dokuların yüksek çözünürlüklü gerçek görüntülerinin hassas yazılımlarla işlenerek çok daha detaylı bir modelin daha kolay bir şekilde elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Mikro CT, kök kanal dolgularının in vitro değerlendirilmesinde hızlı, oldukça doğru ve yıkıcı olmayan bir metot olarak birçok çalışmada kullanılmaktadır (Jung ve ark 2005, Bartletta ve ark 2008). Yüksek çözünürlüklü mikro CT diş hekimliğindeki (Jung ve ark 2005) ve endodontideki (Hammad ve ark 2008, Bartletta ve ark 2008) birçok farklı alanlardaki umut verici uygulamalarla yükselen bir teknolojidir ve kullanımı son yirmi yılda hızla artmıştır (Huumonen ve ark 2006). Endodontik araştırma alanında mikro CT teknolojisi kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi ve enstrümantasyon sonrası kök kanal morfolojisinin incelenmesinde kullanılmıştır (Jung ve ark 2005, Bartletta ve ark 2008). Ayrıca kök kanal dolgusunun 3 boyutlu modellemesinin mümkün olduğu ve kök kanal dolgularının hacimsel ölçümlerinin yapılabileceği gösterilmiştir (Hammad ve ark 2008, Hammad ve ark 2009, Gandolfi ve ark 2012). Bizim çalışmamızda da, kök kanalındaki boşlukların ve aralıkların hacim yüzdelerinin ölçümü için mikro CT'nin kullanıldığı ilk çalışmalardan biri olarak varsayılan Hammad ve ark'nın (2008) çalışmasına benzer bir metot kullanıldı.

Kök kanallarının anatomisi veya morfolojisinin incelendiği önceki mikro CT çalışmalarında 81 µm (Rhodes ve ark 1999), 68 µm (Peters ve ark 2001), 14,6 µm (Hammad ve ark 2009) ve 11 µm (Jung ve ark 2005) gibi düşük çözünürlükler kullanılmıştır. Gandolfi ve ark'nın (2012) arayüz porözitelerini (boşluklar ve aralıklar) inceledikleri bir çalışmada ise 4µm'lik çözünürlük kullanılmış ve tüm kök boyunca 3000 kesit alınmıştır. Bizim çalışmamızda da benzer hassasiyeti yakalamak amacıyla 3 mm'lik kök ucu alanında 9 µm çözünürlükte ortalama 700 kesit kullanıldı. Çalışmamızda 9 µm'den büyük "cul-de-sac" ve boylu boyunca olan boşluklar birlikte tespit edildi. Tespit edilen boşlukların tüm materyallerde büyük bir kısmının materyal içi boşluk olduğu, Geristore ve kısmen kompozit rezin materyalinde kavite tabanına yakın kondensasyon güçlüğü nedeniyle oluşmuş olabilecek boşluklar dikkat çekmektedir.

Bu çalışmanın limitasyonları; mikro CT görüntüleme yönteminin kullanımı açısından görüntüdeki dokuların eşit değerlerinin seçimi ve tarama parametrelerinin hassas bir şekilde seçilmesi gibi faktörlerle doğrudan ilişkili olduğundan çalışmanın

başarısı için deneyimli operatörler gerektirmektedir. Bununla birlikte tüm örneklerin oda sıcaklığında hazırlanması da (22º C) limitasyonları arasında sayılabilir (Belli ve ark 2009).

Karmaşık geometriler söz konusu olduğunda birçok biomedikal problemin incelenmesinde FEA'in kendini oldukça kuvvetli bir gereç olarak kanıtladığı çoğu araştırmacı tarafından kabul edilmiştir (Ichim ve ark 2007). Nesnelerin ve/veya doku modellerinin (reprezantasyonlarının) uzaysal ilişkilerini ve karmaşıklıklarını incelemek için sonlu eleman modellerinin oluşturulmasında yardımcı olmak için yazılımlar geliştirilmiştir. Bunlardan biride sonlu eleman analizi gerçekleştirilmesinden önce ara bir yazılım kullanan mikro CT taraması gibi bazı ileri tekniklerin kullanılabilmesidir (Rodrigues ve ark 2009). Sonlu elemanlar stres analizi uygulamasında, simüle edilen matematiksel modelin iki ya da üç boyutlu olması önemlidir. Romeed ve ark. (2006), iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizini kıyasladıkları çalışmalarında, üç boyutlu analiz sonuçlarının stres dağılımlarını belirlemede 2 boyutlu analize göre daha güvenilir sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir. Bunun sebebinin de, karışık geometrik yapıların üç boyutlu modelde daha iyi temsil edilmesi olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle bu çalışmada farklı kök ucu dolgu materyallerinde stres dağılım şekillerinin değerlendirilmesi için üç boyutlu FEA metodu kullanıldı.

Doğru ve hassas bulguların elde edilebilmesi anatomik komponentlerin doğru bir şekilde modellenmesine ve modele uygulanan kuvvetler ile kullanılan sınır koşullarının doğruluğuna bağlıdır (Cruz ve ark. 2003). Modelimizin doğruluğu FEA modeli hazırlanmasında sıvı filtrasyon için hazırlanan maksiller santral diş örneklerinden birinin mikro CT verilerinin üç boyutlu modellemede kullanılmasıyla sağlandı. Bu şekilde üç boyutlu modeller hazırlandı ve modeldeki tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayıldı. Bununla birlikte çalışmamızda modellenen canlı doku materyallerinin özellikleri farklıdır. Aynı zamanda, modelin her bir katmanı için kullanılan materyaller ve özelliklerine ve deneylerde kullanılan modele bağlı olarak stres dağılım şekilleri farklı olmuş olabilir. Bu nedenle, bu çalışmada sonlu eleman stres analiz yönteminin doğal limitasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

FEA bulguları incelenen yapılardaki stres dağılımları olarak gösterilir. Bu stresler şıkışma, gerilme, makaslama veya stres kombinasyonu şeklinde olabilir. Tüm streslerin gerçek değerlerinin karesinin global kombinasyonu (x, y ve z doğrultu eksenleri) von Mises stresleri olarak bilinir (Ricks-Williamson ve ark 1995). Von Mises stresleri tüm stres alanına dayanır ve genellikle hasar oluşma ihtimalinin bir göstergesi olarak kullanılır (Pegoretti ve ark 2002). Bu nedenle çalışmamızda von Mises streslerinin temsili tercih edilmiştir.

Bu çalışmada okluzal kuvvet 300 N olarak kullanılmıştır. Bununla birlikte gruplar arasında standardizasyon sağlandığından bu değerin gerçeğe birebir uyması gerekmemektedir. Chen ve Xu (1994) FEA'nın öneminin ölçülen değerler arasındaki görecelikte olduğunu vurgulamıştır.

Kök ucu dolgu materyallerine ait von Mises stres değer ve dağılım grafikleri karşılaştırıldığında, farklı dolgu materyallerine ait modellerdeki maximum von Mises stres değerleri birbirine yakın olmasına rağmen, Tech Biosealer grubu hariç tüm gruplarda maximum stres değerleri koronal dentin dokusunda gözlendi. Ancak farklı retrograt dolgu materyallerinin sızdırmazlık performansları üzerinde okluzal yükleme sonucu oluşacak streslerin etkileri değerlendirilmek istendiğinde dolgu materyalinin dentin dokusuna (kavite duvarları) bakan yüzeyinde oluşacak stresler daha önemli olabilir. Çalışmamızda farklı retrograt dolgu materyallerinin dentine bakan yüzeylerinde oluşan stres değerleri açısından farklılıklar gözlendi. En yüksek stres değeri Tech Biosealer materyaline ait modelde gözlendi (6.81 MPa). Dolgu materyalinde oluşan en düşük von Mises stres değerleri ise Vitrebond (0.17 MPa) ve IRM (0.31 MPa) modellerinde görüldü. Diğer materyallerde ise birbirine yakın stres değerleri gözlendi (1.57-3.47 MPa). Kök ucu dolgu materyali yüzeyinde en yüksek stres değeri Tech Biosealer grubunda gözlenmesine rağmen mekanik yükleme sonrası bu grubun sıvı filtrasyon değerlerinin düşmesi, en düşük stres değerlerinin gözlendiği Vitrebond ve IRM gruplarında mekanik yükleme sonrası yüksek sıvı filtrasyon değerlerinin gözlenmesi ve gruplar arasında mekanik yükleme sonrası sıvı filtrasyon değerleri açısından farklılık bulunmaması nedeniyle gözlenen bu stres farklılıklarının materyalin sızdırmazlığı üzerinde etkisinin olmadığı düşünülebilir. Aynı zamanda, yapılan korelasyon testi sonucunda da TechBiosealer'ın mikrosızıntı değrleri ile boşluk hacmi yüzde değerleri arasındaistatistiksel olarak anlamlı bir ilişki

çıkmaması bunu desteklemektedir. Ancak, retrograt dolgu materyallerinde gözlenen stres değerlerinin çok düşük değerler olduğu, bununla birlikte düşük değerlerde oluşan yüklemelerin bile uzun dönemde başarısızlık üzerinde etkili olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Materyallerin statik yüklemeye ilaveten uzun dönem etkilerinin incelenebileceği dinamik (fatigue) stres analizlerinin ileriki çalışmalarda kullanılmasının faydalı olacağını düşünülmektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yedi farklı kök ucu dolgu materyalinin farklı yöntemlerle değerlendirildiği bu in vitro tez çalışmasının sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Mekanik yükleme öncesinde en fazla mikrosızıntı TechBiosealer grubunda en az mikrosızıntı MTA grubunda görülmekle birlikte deney grupları arasında istatistiksel açısından anlamlı bir farklılık bulunmadı. Mekanik yükleme sonrasından ise en fazla mikrosızıntı değeri ortalaması IRM, en az mikrosızıntı değeri ortalaması TechBiosealer grubunda görülmekle birlikte grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.
- Mekanik yüklemenin IRM ve TechBiosealer haricindeki grupların mikrosızıntıları üzerinde herhangi bir etkisi bulunmadı. Mekanik yükleme, IRM grubunda sızıntının artmasına ve TechBiosealer grubunda sızıntının azalmasına neden oldu. Fakat kök ucu dolgu materyallerinin mikrosızıntı performanslarında mekanik yüklemenin yanı sıra materyalin zamana bağlı çözünürlük, su emilimi, sertleşme süresi gibi faktörlerin de etkili olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
- Mekanik yükleme öncesinde ve sonrasında kök ucu dolgu materyalleri arasında içerdikleri boşluk hacimleri açısından farklılık olduğu gözlendi. Mekanik yükleme öncesinde sonrasında Geristore ‘nin en fazla, MTA’nın en az boşluklu yapı sergilediği görüldü. Bu sonuca bağlı olarak özellikle rezin esaslı materyallerin kök ucu kavitesi gibi dar alanlarda uygulamalarının materyalde boşluk oluşması açısından etkili olduğu düşünülebilir.
- Mekanik yükleme sonrasında boşluk hacmi yüzde değerlerinin bazı gruplarda (Süper EBA, IRM, kompozit rezin, MTA) anlamlı olarak arttığı bulundu. Ancak yine de zamana bağlı olarak materyal yapısında gerçekleşebilecek değişikliklerin boşluk hacmi yüzde değerlerini de etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
- Bu çalışmada incelenen kök ucu dolgu materyallerinde boşluk hacmi değerleri açısından farklılıklar bulunmasına rağmen materyallerin mikrosızıntılarının benzer gözlenmesi, materyalin içindeki boşluk miktarından ziyade kenar uyumunun daha önemli bir faktör olması ile açıklanabilir. Sadece kök ucu dolgu materyali ve diş dokusu ara yüzündeki boşlukların incelendiği ve bunun materyalin uzun dönem mikrosızıntısı ile karşılaştırıldığı ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Bu çalışmanın FEA bulgularına göre mekanik yükleme esnasında kök ucu dolgu materyallerinde oluşan stres değerlerinin farklı olduğu bulundu. Bununla birlikte daha yüksek stres değeri sergileyen materyallerde daha düşük sızıntı değerleri veya tam tersinin oluşabileceği görüldü. Bu durum kök ucu dolgu materyallerinde gözlenen stres değerlerinin çok düşük değerler olması ile açıklanabilir. Bununla birlikte düşük değerlerde oluşan streslerin bile zamanla birikimi sonucunda uzun dönemde başarısızlık üzerinde etkili olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

"Mekanik Yüklemenin Farklı Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Apikal Sızıntılarına ve Boşluk Hacimlerine Etkisi ve Oluşan Streslerin Sonlu Eleman Stres Analiz (FEA) Yöntemiyle Değerlendirilmesi"

Öznur ERASLAN

Endodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA- 2012

Bu çalışmanın amacı yedi farklı kök ucu dolgu materyalinin apikal mikrosızıntısı ve iç yapısında oluşan boşlukların hacmi üzerine 1 yıla tekabül eden mekanik yüklemenin etkisinin değerlendirilmesi ve sonlu eleman stres analiz (FEA) yöntemi ile oluşan streslerin miktarı ve dağılımının incelenmesidir.

Bu çalışmada periodontal nedenlerle çekilmiş 112 adet insan maksiler santral keser dişler kullanıldı. Tüm dişlere giriş kavitesi açılmasının ardından kök kanalları ProTaper F4 gütta-perka konlar ve AH Plus kanal patı kullanılarak dolduruldu. Tüm dişlerin apikal 3 mm'lik kısımları rezeke edildikten sonra elmas kaplı ultrasonik uç ile 3 mm derinliğinde kök ucu kaviteleri açıldı. Dişler yedi gruba (n=16) ayrıldı ve kök ucu kaviteleri ProRoot MTA, Super EBA, IRM, Vitrebond, Geristore, kompozit rezin ve TechBiosealer ile dolduruldu. Örneklerin mikrosızıntısı mekanik yükleme (100000, 50 N, 0,2 Hz) öncesinde ve sonrasında sıvı filtrasyon test metodu kullanılarak değerlendirildi. Elde edilen veriler Kruskal Wallis, Wilcoxon testi kullanılarak analiz edildi.

Materyal içi boşlukların hacmininin yüzdesini ölçmek amacıyla her gruptan seçilen 7 örneğin mekanik yükleme öncesinde ve sonrasında mikro CT cihazı kullanılarak elde edilen kesit görüntüleri üç boyutlu modeller oluşturmak üzere MIMICS 10.01 yazılımına aktarıldı. Bu programla materyallerin üç boyutlu görüntüleri üzerinde içerdikleri boşluk hacmi yüzde değerleri ölçüldü ve kaydedildi. Elde edilen veriler Kruskal Wallis, Banferonni düzeltmeli Mann Whitney U ve Wilcoxon testleri kullanılarak değerlendirildi. Mikro CT ile elde edilen veriler SolidWorks (2009) üç boyutlu çizim programına aktarılarak stres analizi yapıldı.

Bu çalışmada mekanik yükleme öncesinde ve sonrasında mikrosızıntı değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Mekanik yükleme sonrasında TechBiosealer'in mikrosızıntısı anlamlı azalış, IRM'nin mikrosızıntısı anlamlı olarak artış gösterdi ($P<0,05$). Mekanik yükleme öncesinde ve sonrasında Geristore, kompozit hariç diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha fazla boşluklu yapı gösterdi ($p<0,05$). MTA, TechBiosealer, IRM ve Super EBA hariç diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha az boşluklu yapı gösterdi ($p<0,05$). Super EBA, IRM, kompozit ve MTA gruplerının mekanik yükleme sonrasında boşluk hacmi yüzde değerlerinde anlamlı artış gözlendi ($p<0,05$). Kök ucu dolgu materyallerinde gözlenen, FEA ile elde edilen stres değerleri en yüksekten düşüğe doğru TechBiosealer (6.81MPa), Super EBA (3.47MPa), Kompozit (2.22MPa), MTA (1.68MPa), Geristore (1.57MPa), IRM (0.31MPa) ve Vitrebond (0.17MPa) olarak sıralandı.

Anahtar sözcükler: kök ucu dolgu materyali; mikrosızıntı; mikro CT; mekanik yükleme; FEA.

7. SUMMARY

Effect of Mechanical Loading on Apical Leakage and Gap Volumes of Different Root-End Filling Materials and Evaluation of Stresses Via Finite Element Analysis (FEA)

The aim of current study was to the effect of mechanic cyclic loading simulating one year of usage on apical leakage and volume of voids inside the root end filling material, and the evaluation of amount and distribution of stresses via finite element analysis (FEA).

112 human central incisor teeth extracted due to periodontal disease were used at current study. Root canals were filled with ProTaper F4 gutta-percha cones and AH Plus paste following the preparation of access cavity. Root end cavities of 3 mm depth were prepared with diamond coated ultrasonic tips after the resection of 3 mm apical parts of all teeth. Teeth were divided in to seven groups (n=16) and root end cavities were filled with ProRoot MTA, Super EBA, IRM, Vitrebond, Geristore, Composite Resin, and TechBiosealer. Microleakage of specimens were evaluated by fluid filtration method both before and after mechanical loading (100000, 50 N, 0,2 Hz). Data acquired were evaluated by Kruskal Wallis, Wilcoxon statistical tests.

In order to measure the percentage of void volumes, cross-section views of seven specimens acquired by microCT device both before and after mechanical loading were transferred in to MIMICS 10.01 software to develop three dimensional models. Percentage of void volume values were measured and recorded via this software. Data acquired were evaluated by Kruskal Wallis, Mann Whithey U test with Bonferonni correction, and Wilcoxon statistical tests. Data acquired by microCT were transferred in to SolidWorks (2009) software and stress analyses were performed.

There were no statistically significant differences among groups as micro-leakage values neither before nor after mechanical loading ($p>0,05$). Micro-leakage of TechBioselaer exhibited significant decrease after mechanical loading, while micro-leakage of IRM was increasing ($p<0,05$). Geristore shown significantly higher void ratios than other groups except Composite Resin both before and after mechanical loading ($p<0,05$). MTA exhibited significantly lower void ratio than other groups except TechBiosealer, IRM, and Super EBA ($p<0,05$). Significant increase were observed after mechanical loading at void volume percentages of Super EBA, IRM, Composite Resin, and MTA groups ($p<0,05$). Stress values observed at root and filling materials acquired via FEA were as following (from higher to lower); TechBiosealer (6.81MPa), Super EBA (3.47MPa), Composite Resin (2.22MPa), MTA (1.68MPa), Geristore (1.57MPa), IRM (0.31MPa), and Vitrebond (0.17MPa).

Keywords: FEA.; microleakage; micro CT; mechanical loading; Root end filling material

8. KAYNAKLAR

1. Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent. 1993;21:158-62.
2. Abou-Rass M, Jastrab RJ. The use of rotary instruments as auxillary aids to root canal preparation of molars. J Endod. 1982;8:78-82.
3. Aboush YE, Jenkins JB. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. Br Dent J. 1986;161:179-84.
4. Adamo HL, Buruiana R, Schertzer L, Boylan RJ. A comparison of MTA, Super-EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. Int Endod J. 1999;32:197-203.
5. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehab. 2003;30:41-45
6. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. Int Endod J. 2011;44:407-15.
7. Al-Hezaimi K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Human saliva penetration of root canals obturated with two types of mineral trioxide aggregate cements. J Endod. 2005;31:453-6.
8. Andreasen JO, Munksgaard EC, Fredebo L, Rud J. Periodontal tissue regeneration including cementogenesis adjacent to dentinbonded retrograde composite fillings in humans. J Endod. 1993;19:151-3.
9. Antonopoulos KG, Attin T, Hellwig E. Evaluation of the apical seal of root canal fillings with different methods. J Endod. 1998;24:655-8.
10. Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. Br Dent J. 2000;188:266-8.
11. Araujo CS, Silva TI, Oquari FA, Meireles SS, Piva E, Demarco FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. J Contemp Dent Pract. 2006;7:26-33.
12. Arroyave SIT, Perez MMR, Echavarrıa JAA, Restrepo ZV, Botero MLM, Dorado ECG. Ex vivo microscopic assessment of factors affecting the quality of apical seal created by root-end fillings. Int Endod J. 2007;40:590–602.
13. Arroyave SIT, Perez RMM, Arismendi- Echavarrı´a JA, Vela´squez-Restrepo Z, Marı´n-Botero
14. Assif D, Gorfil C. Biomechanical Considerations in Restoring Endodontically Treated Teeth. J Prosthet Dent. 1994;71:565-7.
15. Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve inceleme Yöntemleri: Derleme. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2009;19:219-26.
16. Badr AE. Marginal Adaptation and Cytotoxicity of Bone Cement Compared with Amalgam and Mineral Trioxide Aggregate as Root-end Filling Materials. J Endod. 2010;36:1056-60.
17. Bala O. Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler): Literatür Taraması. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 1998;1:113-8.
18. Baldissara P, Zicari F, Valandro LF, Scotti R. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding to root dentin. J Endod. 2006;32:985-8.
19. Barreto MS, Moraes RA, Abreu da Rosa R, Moreira CHC, Reis So MV, Souza Bier CA. Vertical Root Fractures and Dentin Defects: Effects of Root Canal Preparation, Filling, and Mechanical Cycling. J Endod. 2012;38:1135-9.
20. Bartletta F, Reis M, Wagner M, Borges J, Dall'Agnol C. Computed tomography assessment of three techniques for removal of filling material. Aust Endod J. 2008;34:102-5.
21. Basker RM, Ogden AR, Ralph JP. Complete denture prescription- an audit performance. A literature review. J Adhes Dent. 2001;3:295-308.
22. Bates CF, Carnes DL, del Rio CE. Longitudinal sealing ability of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. J Endod. 1996;22:575-8.
23. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function-a review of the literature (II) Speed movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehab. 1975;2:349-61.
24. Bayırlı G. Endodontik Cerrahi, Endodontik Tedavi II, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1999. p. 627-81.
25. Bedran-de-Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM, Pimenta LA. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent. 2004a;29:42-8.

26. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent. 2004b;29:150-6.
27. Beling KL, Marshall JG, Morgan LA, Baumgardner JC. Evaluation for cracks associated with ultrasonic root-end preparation of gutta-percha filled canals. J Endod. 1997;23:323-6.
28. Belli S, Ozcopur B, Yesilyurt, Bulut G, Ding X, Dorsman G. The effect of loading on microTBS of four all-in-one adhesives on bonding to dentin. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater. 2009;91B:948-56.
29. Belli S, Zhang Y, Pereira PNR, Pashley DH. Adhesive sealing of the pulp chamber. J Endod. 2001;27:521-6.
30. Bernardes RA, Moraes IG de, Garcia RB, Bernardineli N, Baldi JV, Victorino FR, Vasconcelos BC, Duarte MA, Bramante CM. Evaluation of apical cavity preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. J Endod. 2007;33:484-7.
31. Berutti E. Computerized analysis of the instrumentation of the root canal system. J Endod. 1993;19:237-8.
32. Bishop D, Griggs J, He J. Effect of dynamic loading on the integrity of the interface between root canal and obturation materials. J Endod. 2008;34:470-73.
33. Blum JY, Esber S, Parahy E, Franquin J-C. Effect of masticatory cycles on tooth compression and resultant leakage of amalgam retrofills. J Endod. 1997;23:605-9.
34. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. Aust Endod J. 2007;34:30-5.
35. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Garcia RB, Moraes IG, Bernardineli N. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root-end filling. J Endod. 2006;32:897-900.
36. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. J Endod. 2006;32:425-8.
37. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatique studies. J Dent. 1994;22:97-102.
38. Bramante CM, Berbert RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. J Endod. 1987:13;243-5.
39. Brent PD, Morgan LA, Marshall JG, Baumgartner JC. Evaluation of diamond-coated ultrasonic instruments for root-end preparations. J Endod. 1999;25:672-5.
40. Bruce GR, McDonald NJ, Sydiskis RJ. Cytotoxicity of retrofill materials. J Endod. 1993;19:288-92.
41. Camileri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Pitt Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. Dent Mater. 2005;21:297-303. b
42. Camileri J, Montesin FE, Di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. Int Endod J. 2005;38:834-42. a
43. Carr GB. Microscope in endodontics. J Calif Dent Assoc. 1992;20:55-61.
44. Carr GB. Surgical endodontics. In: Cohen S, Burns R, eds. Pathways of the pulp, 6th ed. St Louis: Mosby, 1994. p. 531.
45. Carr GB. Ultrasonic root end preparation. Dent Clin North Am. 1997;41:541-4.
46. Carrotte P. Endodontics: Part 4. Br Dent J. 2004;197:379-83.
47. Cartmell S, Huynh K, Lin A, Nagaraja S, Guldberg R. Quantitative microcomputed tomography analysis of mineralization within three-dimensional scaffolds in vitro. J Biomed Mater Res A. 2004;69:97-104.
48. Chailertvanitkul P, Abbott PV, Riley TV, Sooksuntisakoonchai N. Bacterial and Dye Penetration through Interim Restorations Used During Endodontic Treatment of Molar Teeth. J Endod. 2009;35:1017-22.
49. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection test. J Dent. 1992;20:55-8.
50. Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. J Biomech Eng. 1994;116:401-7.
51. Cheung GS, Yang J, Fan B. Morphometric study of the apical anatomy of C-shaped root canal systems in mandibular second molars. Int Endod J. 2007;40:239-46.
52. Cheung LHM, Cheung GSP. Evaluation of a rotary instrumentation method for C-shaped canals with micro-computed tomography. J Endod. 2008;34:1233-8.
53. Chong BS, Owadally ID, Pitt Ford TR, Wilson RF. Antibacterial activity of potential retrograde root filling materials. Endod Dent Traumatol. 1994;10:66-70.a

54. Chong BS, Owadally ID, Pitt Ford TR, Wilson RF. Cytotoxicity of potential retrograde root filling materials. Endod Dent Traumatol. 1994;10:129-33.b
55. Chong BS, Pitt Ford TR, Hudson MB. A prospective clinical study of Mineral Trioxide Aggregate and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. Int Endod J. 2003;36:520-6.
56. Chong BS, Pitt Ford TR, Watson TF. The adaptation and sealing ability of light-cured glass ionomer retrograde root fillings. Int Endod J. 1991;24:223-33.
57. Chong BS, Pitt Ford TR,Watson TF. Light-cured glass ionomer as a retrograde root seal. Int Endod J. 1993;26:218-24.
58. Chong BS, Pitt Ford TR. Root-end filling materials: rationale and tissue response. Endodontic Topics. 2005;11:114-30.
59. Chong BS. A study of the adaptation and sealing ability of Vitrabond light cured glass ionomer retrograde root fillings. MSc Thesis, University of London, 1990.
60. Chong BS. A surgical alternative. In: Managing Endodontic Failure in Practice, Ch. 8. London: Quintessence Publishing Co., Ltd, 2004. p.123-47.
61. Civjan S, Brauer GM. Physical properties of cements based on zinc oxide hydrogenated rosin, o-ethoxy benzoic acid and eugenol. J Dent Res. 1964;43:281-99.
62. Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp, 6th edn. St Louis: CV Mosby, 1994.
63. Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp, 7th edn. St Louis: CV Mosby, 1998.
64. Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp, 8th edn. St Louis: CV Mosby, 2002.
65. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofman MP. Effect of bismuth oxide radiopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTAlike) system. J Endod. 2007;33:295-8.
66. Craig R. Restorative Dental Materials, 10th edn. St Louis: CV Mosby, 1997. p. 315
67. Crim AG, Swartz ML, Philips RW. Comparison of four thermocycling tecniques. J Prosthet Dent. 1985;53:50-3.
68. Cruz M, Wassall T, Toledo EM. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:675-84.
69. Czarnecka B, Nicholson JW. A preliminary study of the interaction of glass-ionomer dental cements with amino acids. Dent mater. 2006;22:133-7.
70. Czonstkowsky M, Michanowicz A, Vazquez JA. Evaluation of an injection of thermoplasticized low-temperature gutta-percha using radioactive isotopes. J Endod. 1985;11:71-4.
71. Çalıkoğlu S. Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul. 1992.
72. Çelik K. Kök kanal tedavisinde başarısızlığa sebep olan faktörlerin araştırılması ve endodontik sebeplerle çekilmiş dişlerin mineral içeriğinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi. Konya 2012.
73. Dally JW, Riley WF. Experimental stres analysis. First Edition, Mc Graw Hill Book Company, New York, 1965.
74. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. Int Endod J. 2006;39:213-9.
75. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınoğlu T. Analiysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method. J Oral Rehab. 1992;19:371-83.
76. Davis JL, Jeansonne BG, Davenport WD, Gardiner D. The effect of irrigation with doxycycline or citric acid on leakage and osseous would healing. J Endod. 2003;29:31-5.
77. De Bruyne MA, De Bruyne RJ, De Moor RJ. Long-term assessment of the seal provided by root-end filling materials in large cavities through capillary flow porometry. Int Endod J. 2006;39:493-501.
78. De Bruyne MA, De Bruyne RJE, Rosiers L, De Moor RJ. Longitudinal study on microleakage of three root-end filling materials by the fluid transport method and by capillary flow porometry. Int Endod J. 2005;38:129-36.
79. De Bruyne MA, De Moor RJ. SEM analysis of the integrity of resected root apices of cadaver and extracted teeth after ultrasonic root-end preparation at different intensities. Int Endod J. 2005;38:310-9.
80. De Munck J, Van Meerbeek B, Wevers M, Lambrechts P, Braem M. Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. Biomaterials. 2005;26:1145-53.
81. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Linhares A, Senne MI, Granjeiro JM. Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. J Endod. 2009;35:887-90.

82. De-Deus G, Canabarro A, Alves GG, Marins JR, Linhares ABR, Granjeiro JM. Cytocompatibility of the ready-to-use bioceramic putty repair cement iRoot BP Plus with primary human osteoblasts. Int Endod J. 2012;45:508-13.
83. Delivarin PD, Chapman KA. Comparison and reliability of techniques for measuring leakage and marginal penetration. Oral Surg. 1982;53:410-2.
84. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. J Prosthet Dent. 1986;56:435-40.
85. Dewji HR, Drummond JL, Fadavi S, Punwani I. Bond strength of BisGMA and glass ionomer pit and fissure sealants using cycling fatigue. Eur J Oral Sci. 1998;106:594-9.
86. Dobo-Nagy C, Fejerdy P, Angyal J, Harasztosi L, Daroczi L, Beke D, Wesselink PR. Measurement of periapical pressure created by occlusal loading. Int Endod J. 2003;36:700-4.
87. Dorn SO, Gartner AH. Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. J Endod. 1990;16:391-3.
88. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentine bonding. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 1996;32:533-41.
89. Drummond JL. Degradation, fatique and failure of resin dental composite materials. J Dent Res. 2008;87:711-9.
90. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;99:648-650.
91. Duarte MA, Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga SC. pH and calcium ion release of 2 rootfilling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;95:345-7.
92. Dunn PM. Wilhelm Conrad Roentgen (1845–1923), the discovery of X rays and perinatal diagnosis. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed. 2001;84:138-9.
93. Engel TK, Steiman HR. Preliminary investigation of ultrasonic root-end preparation. J Endod. 1995;21:443-8.
94. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibular eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Konya. 2004.
95. Erkut S, Tanyel C, Keklikoglu N, Yıldırım S, Katipoglu AB. A comparative microleakage study of retrograd fillings materials. Turk J Med Sci. 2006;36:113-20.
96. Esber S, Blum JY, Chazel JC, Parahy E. Effect of masticatory cycles on apical leakage of obturated teeth. J Endod. 1998;24:322-5.
97. Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pecora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, portland cement, calcium hydroxide paste, sealapex and dycal. Braz Dent J. 2000;11:3-9.
98. Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Bian Z. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part I-Anatomical features. J Endod. 2004;30:899-903. a
99. Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Fan W. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part II-Radiographic features. J Endod. 2004;30:904-8.b
100. Fan B, Yang J, Gutmann JL, Fan M. Root canal systems in mandibular first premolars with C-shaped root configurations. Part I: Microcomputed tomography mapping of the radicular groove and associated root canal cross-sections. J Endod. 2008;34:1337-41.
101. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. Int J Prosthodont. 2001;14:355-363.
102. Fogel HM, Peikoff MD. Microleakage of root-end materials. J Endod. 2001;27:456-8.
103. Frank AL, Glick DH, Patterson SS, Weine FS. Long-term evaluation of surgically placed amalgam fillings. J Endod. 1992;18:391-8.
104. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Fatigue behavior of different dentine adhesives. Clin Oral Investig. 1999;3:11-7.
105. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterization of resin-dentine interfaces by compressive cycling loading. Biomaterials. 2005;26:2043-52.
106. Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petscheldt A. Fatique behavior of the resindentin bond using different evaluation methods. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2003;67:712-21.
107. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. J Endod. 2003;29:814-7.

108. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. Endod Dent Traumatol. 1991;7:97-107.
109. Fujisawa S, Atsumi T, Kadoma Y, Sakagami H. Antioxidant and prooxidant action of eugenol-related compounds and their cytotoxicity. Toxicology. 2002;177:39-54.
110. Fujisawa S, Atsumi T, Satoh K, Sakagami H. Interaction between 2-ethoxybenzoic acid (EBA) and eugenol, and related changes in cytotoxicity. J Dent Res. 2003;82:43-47.
111. Gagliani M, Taschieri S, Molinari R. Ultrasonic root-end preparation: influence of cutting angle on the apical seal. J Endod. 1998;24:726-30.
112. Gambili JM, Alder M,del Rio CE. Comperison of Nickel-Titanium and stainless steel hand file instrumentation using computed tomography. J Endod. 1996;22:369-75.
113. Gandolfi MG, Parrilli AP, Fini M, Prati C, Dummer PMH. 3D micro-CT analysis of the interface voids associated with Thermafil root fillings used with AH Plus or a flowable MTA sealer. Int Endod J. 2012; doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02124.x.
114. Gandolfi MG, Sauro S, Mannocci F, Watson TF, Zanna S, Capoferri M, Prati C, Mongiorgi R. New Tetrasilicate Cements as Retrograde Filling Material: An In Vitro Study on Fluid Penetration. J Endod. 2007;33:742-5.
115. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Dorigo De Stefano E, Rossi PL, Prati C. Kinetics of apatite formation on a calcium-silicate cement for root-end filling during ageing in physiological-like phosphate solutions. Clin Oral Invest. 2010;14:659-68. A
116. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability of ProRoot MTA. Int Endod J. 2010;43:917-29.c
117. Gandolfi MG, Van Landuyt K, Taddei P, Modena E, Van Meerbeek B, Prati C. ESEM-EDX Raman techniques to study ProRoot MTA and calcium-silicate cements in wet conditions and in real-time. J Endod. 2010;36:851-7.b
118. Gao Y, Fan B, Cheung GS, Gutmann JL, Fan M. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part II-3D morphological analysis and transverse measurement. J Endod. 2006;32:1062-65.
119. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Destistry: A Review of the Literature. J Prosthet Dent. 2001;8:585-98
120. Gerhards F, Wagner W. Sealing ability of five different retrograde filling materials. J Endod. 1996;22:463-6.
121. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. J Endod. 1994;20:22-6.
122. Goldman M, Simmonds S, Rush R. The usefulness of dye-penetration studies re-examined. Oral Surg. 1989;67:327-32.
123. Greenhill JD, Pashley DH. The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. J Dent Res. 1981;60:686-98.
124. Greer BD, West LA, Liewehr FR, Pashley DH. Sealing ability of Dyract, Geristore, IRM and super-EBA as rootend filling materials. J Endod. 2001;27:441-3.
125. Grund B, Molven O, Halse A. Periapical surgery in a Norwegian county hospital: follow-up of 477 teeth. J Endod. 1990;16:411-7.
126. Gutmann JL, Harrison JW. Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. Int Endod J. 1985;18:8-34.
127. Gutmann JL, Harrison JW. Surgical Endodontics. Boston: Blackwell Scientific Publications, 1991.
128. Hamad H, Tordik P, McClanahan S. Furcation perforation repair comparing gray and white MTA: a dye extraction study. J Endod. 2006;32:337-40.
129. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Evaluation of Root Canal Obturation: A Three-dimensional In Vitro Study. J Endod. 2009;35:541-4.
130. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Three-dimensional evaluation of effectiveness of hand and rotary instrumentation for retreatment of canals filled with different materials. J Endod. 2008;34:1370-3.
131. Hashieh IA, Camps J, Dejou J, Franquin JC. Eugenol diffusion through dentin related to dentin hydraulic conductance. Dent Mater. 1998;14:229-36.
132. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on microtensile bond strength of resin composite in class I cavities. Dent Mater. 2007;23:533-8.
133. Heffer R. Orthodontic band reinforced interim endodontic restorations: structural integrity and microbial penetration (MDSc thesis). Nedlands, Australia: University of Western Australia; 2007.

134. Heikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apikal microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniquesof root canal obturation. J Endod. 2000;26:148-52.
135. Hendra LP. EBA cement a practical system for all cementation. J Br Endod Soc. 1970;4:28-31.
136. Hession RW. Long-term evaluation of endodontic treatment: Anatomy, instrumentation, obturation – the endodontic practice triad. Int End J. 1981;14:179-84.
137. Heydecke G, Butz F, Hussein A and Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. J Prosthet Dent. 2002;87:438-45.
138. Hollister SJ, Lin CY, Saito E, Lin CY, Schek RD, Taboas JM, Williams JM, Partee B, Flanagan CL, Diggs A, Wilke EN, Van Lenthe GH, Müller R, Wirtz T, Das S, Feinberg SE, Krebsbach PH. Engineering craniofacial scaffolds. Orthod Craniofac Res. 2005;8:162-73.
139. Holtan JR, Nystrom GP, Douglas WH. Microleakage and marginal placement of a glass ionomer liner. Quintessence Int. 1990;21:117-22.
140. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol. 1973;46:1016-22.
141. Hsu YY, Kim S. The resected root surface. The issue of canal isthmuses. Dent Clin North Am. 1997;41:529-40.
142. Hume WR. Effect of eugenol on respiration and division in human pulp, mouse fibroblasts and liver cells in vitro. J Dent Res. 1984;63:1262-5.
143. Huumonen S, Kvist T, Grondahl K, Molander A. Diagnostic value of computed tomography in re-treatment of root fillings in maxillary molars. Int Endod J. 2006;39:827-33.
144. Huysmans MCDNJM, Peters MCRB, Van der varst PGT, Plasschaert AJM. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. Int Endod J. 1993;26:294-300.a
145. Huysmans MCDNJM, Vander Varst PGT. Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatique of Post and Cores. J Dent. 1993;21:57-64.b
146. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions. Part I. Modelling of restorative fracture. Dent Mater. 2007;23:1553-61
147. Ingle JI, PDQ (PrettyDarnedQuick) Endodontics. Second edition. Shelton. People's Medical Publishing House. 2009: 167.
148. Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. J Am Dent Assoc. 2005;136:331-6.
149. Jeng JH, Hahn LJ, Lu FJ, Wang YJ, Kuo MY. Eugenol triggers different pathobiological effects on human oral mucosal fibroblasts. J Dent Res. 1994;73:1050-5.
150. Jensen AL, Abbott PV. Experimental model: dye penetration of extensive interim restorations used during endodontic treatment while under load in a multiple axis chewing simulator. J Endod. 2007;33:1243-6.
151. Jensen SS, Nattestad A, Egdo P, Sewerin I, Munksgaard EC, Schou S. A prospective, randomized, comparative clinical study of resin composite and glass ionomer cement for retrograde root filling. Clin Oral Invest. 2002;6:236-43.
152. Johnson BR. Considerations in the selection of a root-end filling material. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;87:398-404.
153. Johnson WT, Zakariasen KL. Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1983;56:305-9.
154. Juenger MCG, Monteiro PJM, Gartner EM, Denbeaux GP. A soft X-ray microscope investigation into the effects of calcium chloride on tricalcium silicate hydratation. Cem Concr Res. 2005;35:19-25.
155. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. Int Endod J. 2005;38:617-26.
156. Karadağ S. Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. 2005;15:80-87.
157. Kersten HW, Moorer WR. Particles and molecules in endodontic leakage. Int Endod J. 1989;22:118-24.
158. Kersten HW, ten Cate JM, Exterkate RA, Moorer WR, Thoden van Velzen SK. A standardized leakage test with curved root canals in artificial dentine. Int Endod J. 1988;21:191-9.
159. Khera SC, Goel VK, Chen RCS, Gurusami SA. A Three-dimensional finite element model. Oper Dent. 1988;13:128-137.
160. Kidd EA. Microleakage: A review. J Dent. 1976;4:199-206.

161. Kim S, Kratchman J. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. J Endod. 2006;32:601-23.
162. Kim S, Pecora G, Rubinstein R. Color Atlas of Microsurgery in Endodontics. Philadelphia: WB Saunders, 2001.
163. Kim S, Pecora G, Rubinstein R. Comparison of traditional and microsurgery in endodontics. In: Kim S, Pecora G, Rubinstein R, eds. Color atlas of microsurgery in endodontics. Philadelphia: W.B. Saunders, 2001. p. 5-11.
164. Kim S. Endodontic microsurgery. In: Cohen S, Burns R, eds. Pathways of the pulp, 8th ed. St Louis: Mosby, 2002. p. 683-721.
165. Kishen A. Periapical biomechanics and the role of cyclic biting force in apical retrograde fluid movement. Int Endod J. 2005;38:597-603.
166. Kodohiro G. A comparative study of the sealing quality of zinc-free amalgam and Diaket when used as a retrograde filling material. Hawaii Dent J. 1984;15:8-9.
167. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effect of various additives on setting properties of MTA. J Endod. 2006;32:569-72.
168. Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interfermetre Yöntemi ile İncelenmesi, Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi. 1995.
169. Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. J Dent Res. 1999;78:713-9.
170. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin. 1990;100:953-60.
171. Kubota K, Natori M, Sasaki K. Three-dimensional measurement study of the maximum protuberance and cervical line of the upper molars. J Nihon Univ Sch Dent. 1994;36:58-66.
172. Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç, Öztaş DD, Kaplan R. Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezin-modifiye cam iyonomer silanların su emilimi ve suda çözünürlüğü. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 2005;32:25-34.
173. Lamb EL, Loushine RJ, Weller N, Kimborugh WF, Pashley DH. Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;95:732-5.
174. Lange J, Putters T, Baas EM, van Ingen JM. Ultrasonic root-end preparation in apical surgery: a prospective randomized study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;104:841-5.
175. Leal F, De-Deus G, Branda˜o C, Luna AS, Fidel SR, Souza EM. Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and White MTA. Int Endod J. 2011;44:662-668.
176. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. J Endod. 1993;19:541-4.
177. Li H, Burrow M, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. Dent Mater. 2002;18:111-9.
178. Lin CP, Chou HG, Chen RS, Lan WH, Hsieh CC. Root deformation during root-end preparation. J Endod. 1999;25:668-71.
179. Linder L. Reaction of bone to the acute chemical trauma of bone cement. J Bone Joint Surg Am. 1977;59:82-7.
180. Luan Q, Desta T, Chehab L, Sanders VJ, Plattner J, Graves DT. Inhibition of experimental periodontitis by a topical boron-based antimicrobial. J Dent Res. 2008;87:148.
181. Lubow RM, Wayman BE, Cooley RL. Endodontic falp design: analysis and recommendations for current usage. Oral Surg. 1984;58:207-12.
182. Mackerle J. Finite element modelling and simula- tions in dentistry: a bibliography 1990–2003. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2004;7:277-303.
183. Magne P, Doglas WH. Desining Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis. Quintessence Int. 1999;30:661-72.
184. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dent Mater. 2007;23:539-48.
185. Magne P, Douglas WH. Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. Int J Prosthodont. 2000;13:117-24.

186. Maltezos C, Glickman GN, Ezzo P, He J. Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study. J Endod. 2006;32:324-7.
187. Mangin C, Yesilsoy C, Nissan R, Stevens R. The comparative sealing ability of hydroxyapatite cement, mineral trioxide aggregate, and super ethoxybenzoic acid as root-end filling materials. J Endod. 2003;29:261-4.
188. Mannocci F, Innocenti M, Bertelli E, Ferrari M. Dye leakage and SEM study of roots obturated with Thermafill and dentin bonding agent. Endod Dent Traumatol. 1999;15:60-4.
189. Markowitz K, Moynihan M, Liu M, Kim S. Biological properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992;73:729-37.
190. Martell B, Chandler NP. Electrical and dye leakage comparison of three root-end restorative materials. Quintessence Int. 2002;33:30-4.
191. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials, 8th Ed., Blackwell Science Ltd. Oxford. 1984.
192. McDonald NJ, Dumsha TC. An evaluation of the retrograde apical seal using dentine bonding materials. Int Endod J. 1990;23:156-62.
193. Meeuwissen R, Eschen S. Twenty years of endodontic treatment. J Endod. 1983;9:390-3.
194. Meleo D, Manzon L, Pecci R, Zuppante F, Bedini R. A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps . Ann Ist Super Sanità. 2012;48:83-8.
195. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials. 1998;19:529-39.
196. Michailesco PM, Valcarcel J, Grieve AR, Levallois B, Lerner D. Bacterial leakage in endodontics: an improved method for quantification. J Endod. 1996;22:535-9.
197. Miles DA, Anderson RW, Pashley DH. Evaluation of the bond strength of dentin bonding agents used to seal resected root apices. J Endod. 1994;20:538-41.
198. Min Y, Fan B, Cheung GS, Gutmann JL, Fan M. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part I-The morphology of the pulp chamber floor. J Endod. 2006;32:1155-9.
199. Mitchell PJC, Pitt Ford TR, Torabinejad M, Mcdonald F. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. Biomaterials. 1999;20:167-73.
200. Mitsui FHO, Peris AR, Cavalcanti AN, Marchi GM, Pimenta LAF. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. Oper Dent. 2006;31:240-7.
201. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. Ascanning electron microscopic study of the efficiacy of various endodontic instruments. J Endod. 1999;21:561-8.
ML, Garcı´a-Dorado EC. Ex vivo microscopic assessment of factors affecting the quality of apical seal created by root-end fillings. Int Endod J. 2007;40:590–602.
202. Morgan LA, Marshall JG. A scanning electron microscopic study of in vivo ultrasonic root-end preparations. J Endod. 1999;25:567-70.
203. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent. 1993;70:11-6.
204. Navarre SW, Steiman R. Root-end fracture during retropreparation: a comparison between zirconium nitride-coated and stainless steel microsurgical ultrasonic instruments. J Endod. 2002;28:330-2.
205. Nencka D,Walia H, Austin BP. Histologic evaluation of the biocompability of Diaket. J Dent Res. 1995;74:101.
206. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature-part 2: influence of clinical factors. Int Endod J. 2008;41:6-31.
207. Nicholls E. Periapical surgery. In: Endodontics, 3rd edn. Bristol: Wright, 1984: 232.
208. Nicholson JW, Czarnecka B. Review paper: Role of aluminum in glass-ionomer dental cements and its biological effects. J Biomater Appl. 2009;24:293-308.
209. Nicholson JW, McKenzie MA. The properties of polymerizable luting cements. J Oral Rehabil. 1999;26:767-74.
210. Nicholson JW, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. Br Dent J. 1992;173:98-101.
211. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed Tomography: An Advanced System for Detailed Endodontic Research. J Endod. 1995;21:561-8.
212. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dent Mater. 2002;18:269-75.

213. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of C-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater. 2004;20:579-85.
214. Nitta Y, Yamada T, Morigami M, Hosoda H. Study on dental cement Part 5. Cryo-SEM observation on dentin-glass polyalkenoate cement interface . In: Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various lightcured restorative materials after water immersion. Oper Dent. 1998;23:132-7.
215. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 2nd Ed., Quintessence Publishing Co.,USA. 1997.
216. Oi T, Saka H, Ide Y. Three-dimensional obser- vation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. Int Endod J. 2004;37:46-51.
217. Olejniczak AJ, Grine FE. Assessment of the accuracy of dental enamel thickness measurements using microfocal X-ray computed tomography. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2006;288:263-75.
218. Olejniczak AJ, Grine FE. High-resolution measure- ment of Neandertal tooth enamel thickness by micro-focal computed tomography. S Afr J Sci. 2005;101:219-20.
219. Oruçoğlu H, Farklı kök kanal patlarının apikal sızıntısının bilgisayarlı sıvı filtrasyon yöntemi ile değerlendirilmesi ve kanal patlarının kök kanal dentini ile olan bağlantılarının push-out tekniği ve SEM ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, Konya. 2003.
220. Ottl P, Hahn L, Lauer HCh, Fay M. Fracture charasteristics of carbon fibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously incrasing loads. J Oral Rehab. 2002;29:175-183.
221. Oynick J, Oynick T. A study of a new material for retrograde fillings. J Endod. 1978;4:203-6.
222. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004:4-123.
223. Özok AR, van der Sluis LWM, Wu MK, Wesselink PR. Sealing ability of a new polydimethylsiloxane-based root canal filling material. J Endod. 2008;34:204-7.
224. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. J Endod. 2010;36:16-27.a
225. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part III clinical applications, drawbacks and mechanism of action. J Endod. 2010;36:400-13.b
226. Park YS, Yi KY, Lee IS, Jung YC. Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. Clin Oral Implants Res. 2005;16:156-60.
227. Pashley EL, Commer RW, Simpson MD, Horner JA, Dentin permability sealing the dentin in crown preparations. Operative Dent. 1992;17:13-21.
228. Paz E, Satovsky J, Maldauer I. Comparison of the cutting efficiency of two ultrasonic units utilizing two different tips at two different power settings. J Endod. 2005;31:824-6.
229. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002;23:2667-82.
230. Pelliccioni GA, Vellani CP, Gatto MRA, Gandolfi MG, Marchetti C, Prati C. Proroot mineral trioxide aggregate cement used as a retrograde filling without addition of water: an in vitro evaluation of its microleakage. J Endod. 2007;33:1082-5.
231. Pereira CL, Cenci MS, Demarco FF. Sealing ability of MTA, Super EBA, Vitremer and amalgamas root-end filling materials. Braz Oral Res. 2004;18:317-21.
232. Peters CI, Peters OA, Barbakow F. An in vitro study comparing root-end cavities prepared by diamond coated and stainless steel ultrasonic retrotips. Int Endod J. 2001;34:142-8.
233. Peters CI, Peters OA. Occlusal loading of EBA and MTA rootend fillings in a computer-controlled masticator: a scanning electron microscopic study. Int Endod J. 2002;35:22-9.
234. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. Int Endod J. 2003;36: 86-92.
235. Peters OA. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. J Dent Res. 2000;79:1405-9.
236. Phillips RW, Love DR. The effect of certain additive agents on the physical properties of zinc oxide-eugenol mixtures. J Dent Res. 1961;40:294-303.
237. Pioch T, García-Godoy F, Duschner H, Koch MJ, Staehle HJ, Dörfer CE. Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. Dent Mater. 2003;19:259-63.

238. Pitout E, Oberholzer TG, Blignaut E, Molepo J. Coronal leakage of teeth root-filled with gutta-percha or Resilon root canal filling material. J Endod. 2006;32:879-81.
239. Pitt Ford TR. Surgical treatment of apical periodontitis. In: Orstavik D, Pitt Ford TR, eds. Essential endodontology. 5th ed. Oxford: Blackwell Publishing Company; 2003. pp. 278-308.
240. Plant CG, Shovelton DS, Vlietstra Jr, Wartnaby JM. The use of glass ionomer cement in deciduous teeth. Br Dent J. 1977;143:271-4.
241. Platt AS,Wannfors K. The effectiveness of compomer as a root-end filling: a clinical investigation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;97:508-12.
242. Poggio C, Lombardini M, Alessandro C, Simonetta R. Solubility of root-end-filling materials: a comparative study. J Endod. 2007;33:1094-7.
243. Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC. Long term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion tecnique. J Prosthet Dent. 1988;60:304-7.
244. Pradelle- Plassse N, Wenger F, Picard B, Colon P. Evaluation of microleakge of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology. Dent Mater. 2004; 20:425-34.
245. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. J Dent. 1995;23:217-26.
246. Renvall S. Bone cement and wound healing: an experimental study in the rat. Ann Chir Gynaecol 1991;80:285-8.
247. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J. 1999;32:165-70.
248. Richman MJ. The use of ultrasonics in root canal therapy and resection. J Dent Med. 1957;12:12-8.
249. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. J Endod. 1995;21:362-7.
250. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. Dent Mater. 2008;24:149-164.
251. Rodrigues FP, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. Dent Mater. 2009;25:47-55.
252. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehab. 2006;33:209-15.
253. Rosales JI, Vallecillo M, Osorio R, Bravo M, Toledano M. An in vitro comparison of micro leakage in three glass ionomer cements used as retrograde filling materials. Int Dent J. 1996;46:15-21.
254. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin MJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80:280-301.
255. Roy CO, Heansonne BG, Gerrets TF. Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials. J Endod. 2001;27:7-8.
256. Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Yi H. Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. J Dent Res. 1983;62:82-6.
257. Rubinstein RA, Kim S. Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and super-EBA as root-end filling material. J Endod. 1999;25:43-8.
258. Rud J, Munksgaard EC, Andreasen JO, Rud V, Asmussen E. Retrograde root filling with composite and a dentin-bonding agent. 1. Endod Dent Traumatol. 1991;7:118-25.a
259. Rud J, Munksgaard EC, Andreasen JO, Rud V. Retrograde root filling with composite and a dentin-bonding agent. 2. Endod Dent Traumatol. 1991;7:126-31.b
260. Rud J, Rud V, Munksgaard EC. Long-term evaluation of retrograde root filling with dentin-bonded resin composite. J Endod. 1996;22:90-3.
261. Ruse ND, Shew R, Feduik D. In vitro fatigue testing of a dental bonding system on enamel. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 1995;29:411-5.
262. Ruse ND. What is a compomer? J Can Dent Assoc. 1999;65:500-4.
263. Sağesen HLEM. İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. Ankara. 2000.
264. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biological properties of mineral trioxide aggregate. J Endod. 2005;31:97-100.

265. Saunders WP, Saunders EM, Gutmann JL. Ultrasonic root-end preparation: Part II. Microleakage of EBA root-end fillings. Int Endod J. 1994;27:325-9.
266. Saunders WP. A prospective clinical study of periradicular surgery using mineral trioxide aggregate as a root-end filling. J Endod. 2008;34:660-5.
267. Schmitt D, Bogen G. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. Pediatr Dent. 2001;23:326-30.
268. Schneider SW. A comparison of the canal preparation in straighy and curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endod. 1971;32:271-5.
269. Shahi S, Rahimi S, Yavari HR, Shakouie S, Nezafati S, Abdolrahimi M. Sealing ability of white and gray mineral trioxide aggregate mixed with distilled water and 0.12% chlorhexidine gluconate when used as root-end filling materials. J Endod. 2007;33:1429-32.
270. Shemesh H, Wu MK, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings with and without smear layer using two different leakage models: a two-month longitudinal ex vivo study. Int Endod J. 2006;39:968-76.
271. Sherer W, Dragoo MR. New subgingival restorative procedures with Geristore resin ionomer. Pract Proced Aesthet Dent. 1995;7:1-4.
272. Shie MY, Huang TH, Kao CT, Huang CH, Ding SJ. The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. J Endod. 2009;35:98-101.
273. Shigley JE. Mechanical Engineering design, First metric ed., McGnaw-Hill Book Company, Singapur. 1986.
274. Siqueira JF Jr. Aiteology of root canal treatmentfailure: why well- treated teeth can fail. Int Endod J. 2001;34:1-10.
275. Smith DC. A review of the zinc polycarboxylate cements. J Can Dent Assoc. 1971;37:22-9.
276. Spoor CF, Zonneveld FW, Macho GA. Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. Am J Phys Antropol. 1993;91:469-84.
277. Stanczyk M, van Rietbergen B. Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement-bone interface. J Biomech. 2004;37:1803-10.
278. Stewart GG. A comparative study of three root canal sealing agents. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1958;11:1029-41.
279. Stock CJ. Current status of the use of ultrasound in endodontics. Int Dent J. 1991;41:175-82.
280. Stowe TJ, Sedgley CM, Stowe B, Fenno JC. The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. J Endod. 2004;30:429-31.
281. Stropko JJ, Doyon GE, Gutmann JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. Endodontic Topics. 2005;11:131-51.
282. Stropko JJ. Apical surgery: Parts V and VI: Retrofill materials, techniques, sutures and suturing techniques. Endod Ther. 2003;3:10-5.
283. Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? J Adhes Dent. 1999;1:57-67.
284. Szeremeta-Browar TL, Van Cura JE, Zaki AE. A comparison of the sealing properties of different retrograde techniques: an autoradiographic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1985:59:82-7.
285. Tachibana H, Matsumoto K. Applicability of X-ray computerized Tomography in endodontics. Endodon Dent Traumotol. 1990;6:16-20.
286. Taddei P, Modena E, Tinti A, Siboni F, Prati C, Gandolfi MG. Vibrational investigation on the in vitro bioactivity of commercial and experimental calcium-silicate cements for root-end endodontic therapy. J Mol Struct. 2011;993:367-75.
287. Tawil PZ, Trope M, Curran AE, Caplan DJ, Kirakozova A, Duggan DJ, Teixeria FB. Periapical microsurgery: An in vivo evaluation of endodontic root-end filling materials. J Endod. 2009;35:357-62.
288. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary selfetching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater. 2001;17:296-308.
289. Tay KC, Loushine BA, Oxford C, et al. In vitro evaluation of a Ceramicrete-based rootend filling material. J Endod. 2007;33:1438-43.
290. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent. 1992;20:3-10.
291. Tetsch P. Wurzelspitzenresektionen. Munchen, Germany: Carl Hanser Verlag. 1986. p. 96-9.
292. Theodosopoulou JN, Niederman R. A systematic review of in vitro retrograde obturation materials. J Endod. 2005;31:341-9.

293. Tiritoglu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. Ege Universitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1994;15:132-8.
294. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of Mineral Trioxide Aggregate. J Endod. 1999;25:197-205.
295. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: effect of blood contamination. J Endod. 1993;20:159-63. a
296. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod. 1995;21:349-53.a
297. Torabinejad M, McDonald NJ. In: Walton RE, Torabinejad M, eds. Principles and Practice of Endodonitcs 3th ed, St Louis: W.B.Saunders Company, 2001. p. 424-44.
298. Torabinejad M, Pitt Ford TR, McKendry DJ, Abedi HR, Miller DA, Kariyawasam SP. Histologic assessment of Mineral Trioxide Aggregate as a root-end filling material in monkeys. J Endod. 1997;23:225-8.
299. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials. a review. Endod Dent Traumatol. 1996;12:161-78.
300. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other comonly used root-end filling materials. J Endod. 1995;21:295-9.b
301. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root-end filling material. J Endod. 1993;19:591-5. b
302. Torabinejad M, White DJ. Tooth filling material and use. US Patent Number, 5,769,638: May 1995.
303. Trope M, Lo¨st C, Schmitz HJ, Friedman S. Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996;81:221-8.
304. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. Oper Dent 1987;12:164-72.
305. Tuggle S, Anderson R, Pantera E, Neaverth E. A dye penetration study of retrofilling materials. J Endod. 1989;15:122-4.
306. Ulusoy M, Aydın K. Bölümlü Protezler, Ankara Ü Diş Hek Yayınları. 1988.
307. Uzun, Ö. Deneysel endodontide 3 boyutlu rekonstrüksiyon çalışmaları. G. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;3:181-6.
308. Ülker M, Özcan M, Şengün A, Özer F, Belli S. Effect of Artificial Aging Regimens on the Performance of Self-Etching adhesives J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater. 2010;93B:1751184.
309. Valois CR, Costa ED. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on the sealing ability of root-end fillings in vitro. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;97:108-11.
310. Van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. An evaluation of the quality of root fillings in mandibular incisors and maxillary and mandibular canines using different methodologies. J Dent. 2005;33:683-8.
311. Van Noort R. Dental Materials, Mosby Company, Spain. 1994.
312. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9:257-70.
313. Verdonschot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. Int J Prosthodont. 2001;14:310-5.
314. Vignaroli PA, Anderson RW, Pashley DH. Longitudinal evalu- ation of the microleakage of dentin bonding agents used to seal resected root apices. J Endod. 1995;21:509-12.
315. Von Arx T, Kurt B. Root-end cavity preparation after apicoectomy using a new type of sonic and diamond-surfaced retrotip: a 1-year follow-up study. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57:656-61.
316. Von Arx T, Walker WA, 3rd. Microsurgical instruments for root-end cavity preparation following apicoectomy: a literature review. Endod Dent Traumatol. 2000;16:47-62.
317. Wagh AS, Jeong SY, Lohan D, Elizabeth A. Chemically bonded phospho-silicate ceramic. U.S. Patent No. 6,518,212. US Patent & Trademark Office, 2003.
318. Wagh AS, Primus C. Method and product for phosphosilicate slurry for use in dentistry and related bone cements. US Patent No. 7,083,672. US Patent & Trademark Office, 2006.
319. Walia HD, Newlin S, Austin BP. Electrochemical analysis of retrofilling microleakage in extracted human teeth. J Dent Res. 1995;74:101.

320. Walton RE. Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. J Endodon. 1976;2:304-11.
321. Wang N, Knight K, Dao T, Friedman S. Treatment outcome in endodontics- The Toronto Study. Phases I and II: apical surgery. J Endod. 2004;30:751-6.
322. Waplington M, Lumley PJ, Walmsley AD. Incidence of root face alteration after ultrasonic retrograde cavity preparation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997;83:387-92.
323. Weine FS, Kelly RF, Lio Pj. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod. 1975;1:255-62.
324. Weine FS. Endodontic Therapy, 4th edn. St Louis, MO, USA: Mosby, 1982. p. 498-502.
325. Weller RN, Niemczyk SP, Kim S. Incidence and position of the canal isthmus: part 1. Mesiobuccal root of the maxillary first molar. J Endod 1995;21:380 –3.
326. Wesson CM, Gale TM. Molar apicectomy with amalgam root-end filling: results of a prospective study in two district general hospitals. Br Dent J. 2003;195:707-14.
327. Wilson AD, Kent BE. Glass-ionomer cement – a new translucent dental filling material. J Appl Chem Biotech. 1971;21:313.
328. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont. 1995;8:105-16.
329. Wong FS, Anderson P, Fan H, Davis GR. X-ray microtomographic study of mineral concentration distribution in deciduous enamel. Arch Oral Biol. 2004;49:937-44.
330. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR, Moorer WR. Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. Int Endod J. 1993;26:203-8.
331. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Fluid transport and dye penetration along root canal fillings. Int Endod J. 1994;27:233-8.
332. Wu MK, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Decoloration of 1% methylene blue solution in contact with dental filling materials. J Dent. 1998;26:585-9.b
333. Wu MK, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Long-term seal provided by some root-end filling materials. J Endod. 1998;24:557-60.a
334. Wu MK, Wesselink PR, Boersma J. A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. Int Endod J. 1995;28:185-9.
335. Xu Q, Fan MW, Fan B, Cheung GS, Hu HL. A new quantitative method using glucose for analysis of endodontic leakage. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;99:107-11.
336. Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. J Oral Rehabil. 1997;24:310-4.
337. Yatsushiro J, Baumgartner JC, Tinkle J. Longitudinal study of the microleakage of two root-end filling materials using a fluid conductive system. J Endod. 1998;24:716-9.
338. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Ü Basımevi, Ankara. 1993.
339. Zesis A, Lin S, Fuss Z. Endodontic surgery (apicoectomy)-success rate of more than 90% using dental operating microscope and ultrasonic tips. Refuat Hapeh Vehashinayim. 2005;22:33-41.
340. Zhao W, Wang J, Zhai W, Wang Z, Chang J. The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. Biomaterials. 2005;26:6113-21.
341. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001;91:353-8.
342. Zuolo ML, Ferreira MO, Gutmann JL. Prognosis in periradicular surgery: a clinical prospective study. Int Endod J. 2000;33:91-8.

10. ÖZGEÇMİŞ

1982 yılı Ağustos ayında Konya'da doğdu. Lise öğrenimini 2000 yılında Konya Mehmet Akif Ersoy Lisesi'nde tamamladıktan sonra aynı yıl Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandı ve 2005 yılında mezun oldu. 2006 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. İngilizce bilmektedir. Evli ve bir çocuk annesidir.