T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI DÖNER ALET SİSTEMLERİ İLE HAZIRLANMIŞ KANALLARDA ÜÇ FARKLI KANAL DOLGU PATI KULLANIMININ KÖK KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ (BİR LABORATUAR VE FEM ÇALIŞMASI)

Gürkay GÜRSES

DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof.Dr. Sema BELLİ

KONYA/2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI DÖNER ALET SİSTEMLERİ İLE HAZIRLANMIŞ KANALLARDA ÜÇ FARKLI KANAL DOLGU PATI KULLANIMININ KÖK KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ (BİR LABORATUAR VE FEM ÇALIŞMASI)

Gürkay GÜRSES

DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof.Dr. Sema BELLİ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 09202058 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA/2013

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez çalışma sürem boyunca benden değerli bilgilerini, ilgi ve desteğini esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Sema Belli' ye ve tüm bölüm hocalarıma sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Tezimin istatistik değerlendirmesinde yardımcı olan Fen Edebiyat Fakültesi Uygulamalı İstatistik bölümünden Doç. Dr. Mustafa Semiz'e,

Tezimin Micro-CT analizi bölümünde yardımlarını esirgemeyen İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.B.D 'dan Prof. Dr. Sıddık Malkoç'a

Tez süresince benden manevi desteklerini esirgemeyen gerçek dostlarıma,

Hayatım boyunca desteklerini ve yanımda olduklarını hissettiğim aileme, sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

1.**GİRİŞ** 1

1.1.Kök Kanal Tedavisinin Amacı 1

1.2.Kök Kanal Tedavisinde Preparasyon 1

1.3.El ile Yapılan Preparasyon teknikleri 2

1.3.1.Step-Down Tekniği 3

1.3.2.Double Flared Tekniği 3

1.3.3.Crown-down Basınçsız Preparasyon Tekniği 4

1.3.4.Standart Preparasyon Tekniği 4

1.3.5.Balanced-Force Tekniği 4

1.3.6.Step-Back Tekniği 5

1.3.6.1.Uygulama 7

1.4.Kanal Aletlerinin Motorla Kullanımı 7

1.5.Ni-Ti Esaslı Döner Alet sistemleri 9

1.5.1.Profile sistemi 11

1.5.1.1.ProFile .04\.06 ve Orifice Shapers Şekillendirme Yöntemi 12

1.5.2.Revo-S 13

1.5.2.1.Revo-S'in avantajları 14

1.5.2.2.Preparasyon Yöntemi 14

1.5.2.3.Apikal Şekillendirme 15

1.5.3.K3 16

1.5.3.1.K3 Yönteminin Uygulanışı 18

1.5.4.RaCe 18

1.5.4.1.Özellikleri 19

1.5.4.2.Preparasyon Tekniği 20

1.5.5.Twisted Files 20

1.5.5.1.Preparasyon Yöntemi 21

1.6.Kök Kanal Tedavisinde İrrigasyon 22

1.7.Kanal Dolgusu 22

1.7.1.Kök Kanal Kor Materyalleri 23

1.7.1.1.GütaPerka 23

1.7.1.2.Resilon 24

1.8.Kök Kanal Dolgu Patları 25

1.8.1.Çinko Oksit Öjenol Esaslı Patlar 26

1.8.2.Kalsiyum Hidroksit Esaslı Patlar 26
1.8.3.Cam İyonomer Esaslı Patlar 27
1.8.4.Silikon Esaslı Patlar 27
1.8.5.Rezin Esaslı Patlar 27
1.9.Kök Kanal Dolgu Yöntemleri 30
1.9.1.Soğuk Lateral Kondensasyon 30
1.9.2.Sıcak Gütaperkanın Lateral Kondensasyonu 31
1.9.3.Basit Tek Kon Tekniği 31
1.9.4.Güta-Perka'nın Termomekanik Kondensasyonu 32
1.9.5.Isıtılmış Güta-Perka Taşıyıcılar 32
1.9.6.Sıcak Güta-Perkanın Vertikal Kondensasyonu 33
1.9.7.Termoplastik Enjeksiyon Teknikleri 33
1.9.8.Açılı Tek Kon Tekniği 34
1.10.Vertikal Kök Kırıkları 34
1.11.Kırık Stres İlişkisi 37
1.12.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri 39
1.12.1.Kırılgan Vernik Yöntemi ile Kuvvet Analizi 40
1.12.2.Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi 40
1.12.3.Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi 40
1.12.4.Holografik Interferometri Yöntemi 40
1.12.5.Termografik Kuvvet Analizi 41
1.12.6.Radyotelemetri 41
1.12.7.Sonlu Elemanlar Yöntemi 41
1.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları 43
1.12.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları 43
1.13. Mekanik İlgili Bazı Temel Kavramlar 44
2.**GEREÇ VE YÖNTEM** 47
2.1.Örneklerin Hazırlanması ve Gruplar 47
2.1.1.Kök Kanallarının Şekillendirilmesi 49
2.1.1.1.El Aleti Grubu 49
2.1.1.2.Profile Grubu 49
2.1.1.3.Revo-S Grubu 49
2.1.1.4.K3 Grubu 49
2.1.1.5.RaCe Grubu 50
2.1.1.6.Twisted Files Grubu 50
2.2.Kök Kanallarının Doldurulması 50
2.3.Mekanik Yükleme Testi 52

2.3.1.İstatistiksel Analizler....54
2.3.2.Kırık Tipi Analizi....54
2.4.Micro CT Analizi....54
2.5.Sonlu Elemanlar Stres Analizi....56
3.**BULGULAR**....62
3.1.Kullanılan Dişler Arasındaki Farklara Ait Bulgular....62
3.2.Kanal dolgu patlarının kırılma dayanımına etkisi....66
3.3.Preparasyon gruplarına kanal dolgu patlarının etkisi....67
3.3.1.El aleti....67
3.3.2.Profile....68
3.3.3.Revo-S....69
3.3.4.K3....70
3.3.5.RaCe....71
3.3.6.Twisted files....72
3.4.Preparasyonun kırılma dayanımına etkisi....73
3.5.Tüm gruplarda kırılma dayanımı sonuçları....74
3.6.Kırık Tipi Analizi Sonuçları....76
3.7.Sonlu Eleman Stres Analizi Sonuçları....81
4.**TARTIŞMA**....89
5.**SONUÇLAR VE ÖNERİLER**....106
6.**ÖZET**....108
7.**SUMMARY**....109
8.**KAYNAKLAR**....110
9.**EKLER**....136
EK-A: Etik Kurul Kararı....136
10.**ÖZGEÇMİŞ**....138

1.GİRİŞ

1.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Kök kanal tedavisinin temel amacı, tüm canlı veya nekrotik dokuların uzaklaştırılması için kuron ve kök pulpasının çıkarılmasını takiben kök kanallarının mekanik olarak genişletilip mikroorganizmalardan ve mikrobiyal ürünlerden arındırılarak, kök ucuna kadar üç boyutlu olarak doldurulmasıdır (Schılder 1974, Ingle 1994, Weıne 1996, Regan ve Gutmann 2002, Ruddle 2002, Endal ve ark 2011). Bu amaca ulaşmak kimyasal ve mekanik işlemler ile mümkün olmasına rağmen (Sjögren ve ark 1990), kök kanal anatomisinin doğası nedeni ile (Skidmore ve ark 1971, Peters ve ark 2000) bazen oldukça zordur (Shuping ve ark 2000, Fariniuk ve ark 2003). Etkili bir preparasyondan sonra bile, kanaldaki düzensizlikler nedeni ile doku artıkları, mikroorganizmalar ve debrisler kalabilir, bu da kök kanal tedavisinin başarısını olumsuz etkileyebilir (Paque ve ark 2009).

Kanal tedavisinin başarısını etkileyen faktörler; doğru teşhis, kök kanallarının etkin bir şekilde temizlenmesi, şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu, apikal ve koronalde sıkı bir tıkama sağlayacak şekilde doldurulması olarak sıralanmıştır (Deplazes ve ark 2001). Bunlar arasında en önemlisi, kök kanallarının genişletilmesidir. Çünkü mekanik temizlik, kanal dolgu maddesi yerleştirme boşluğunun oluşturulması ve kök kanalının şekline uygun bir tıkama sağlanması gibi işlemlerin birbirine bağlı olarak gerçekleştirilmesini etkiler (Al-Omari ve ark 1992, Stropko ve ark 1999).

1.2. Kök Kanal Tedavisinde Preparasyon

Geleneksel olarak temizleme, şekillendirme ve doldurma şeklinde bilinen endodontik triad (üçleme), günümüzde oldukça kabul gören bir tedavi yaklaşımıdır. "Temizleme ve doldurmayı kolaylaştırmak için şekillendirme" felsefesi, kök kanal tedavisinin esas amacı olan, kompleks kök kanal sisteminden mikroorganizmaların uzaklaştırılmasını amaçladığından daha doğru bir tedavi yaklaşımı olarak görünebilir. Biyomekanik şekillendirme, diş yapısı ve kanal şekli korunarak elde edilmelidir (Regan ve Guttman 2002).

Kök kanalının şekillendirilmesi, kanalın etkin bir biçimde doldurulmasını sağlamak ve böylece diş kanal yapısının mikrobiyal enfeksiyonlara karşı bir besiyeri

gibi davranmasını önleyebilmek için gereklidir (Saunders ve Saunders 2003). Biyolojik yönden incelendiğinde, temizleme ve şekillendirmenin temel amacı, kök kanal sistemini pulpadan, bakteriler ve endotoksinlerden arındırmak şeklinde tanımlanır (West ve Roane 1998).

Temizleme ve şekillendirmenin mekanik amaçları:

1. Devamlı uca doğru incelen preparasyon,

2. Orijinal kök kanal anatomisinin korunması,

3. Foramenin lokalizasyonun korunması,

4. Foramenin olabildiğince dar olması şeklinde özetlenmiştir (Schilder 1974, Allison 1979, Ruddle 2002).

Kanal sistemleri, onları koruyan köklerden daha fazla geometrik şekil ve eğim gösterirler. Buna rağmen diş kök eğimleri de dikkate alınmalı ve temizlemeyi sağlayacak kadar dentin kaldırılmalı, özellikle çok köklü dişlerin furka bölgelerinde olabilecek maksimum düzeyde dentin bırakılmalıdır (Abou-Rass 1980, Kessler 1983, McCann 1990). Foramenin yok edilmesi veya yer değiştirmesi, endodontik başarısızlığın en büyük nedenlerindendir (Dummer 1984).

Kök kanal anatomisinde olabilecek tüm değişkenlerin uygulayıcı tarafından bilinmesi şarttır (Southard ve ark 1987). Mayo ve ark 1986'da yaptıkları çalışmada, başarısızlıkların %58'den fazlasının kök kanal sisteminin şekillendirme yetersizliğinden dolayı tam olarak doldurulamamasına bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

1.3. El Aleti ile Yapılan Preparasyon Teknikleri

Kanal aletinin çalışma boyunda eğeleme haraketi ile kullanıldığı geleneksel preparasyonun özellikle eğri kanallardaki olumsuzluklardan dolayı konik preparasyon yöntemleri ortaya çıkmıştır. İlk olarak 1956'da Seidler kanal sisteminde konik şekilli preparasyonu önermiştir. 1960' lı yıllarda konik preparasyon geleneksel yöntemin önüne geçmiştir (Ingle 1961).

Kök kanalı genişletme yöntemleri uygulanmalarındaki farklılıklardan dolayı iki grup olarak sınıflandırılabilir (Küçükay ve ark 1995).

1.Koronalden apikale doğru uygulanan genişletme yöntemleri

a) Step-down yöntemi (Goering ve ark 1982)

b) Double-flared yöntemi (Fava 1983)

c) Crown-down basınçsız preparasyon yöntemi (Morgan ve Montgomery 1984)

2.Apikalden koronale doğru uygulanan preparasyon yöntemleri

a) Standardize preparasyon yöntemi (Ingle 1961)

b) Balanced-force yöntemi (Roane ve ark 1985)

c) Step-back yöntemi (Weine 1975)

1.3.1. Step-Down Tekniği

Georig ve ark tarafından 1982'de geliştirilen bu teknikte, önce koronal giriş genişletilerek kök ucuna daha kolay bir giriş sağlanır ve apikal kısımda step-back tekniği uygulanır. Step-down tekniği, crown-down basınçsız preparasyon yöntemi ve step-back tekniklerinin kombine kullanılmasıdır. Bu sistemde diğer sistemlerde olduğu gibi kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesinde kullanılan yıkama solüsyonlarının, kanal aletlerinin, apikal bölgeye etkin bir şekilde ulaşması ve mikroorganizmaların mümkün olduğunca yok edilmesi amaçlanır (Georig ve ark 1982).

1.3.2. Double Flared Tekniği

Fava 1983 yılında, preparasyon yapılırken kanal sistemi içinde bulunan mikroorganizmaların ve doku artıklarının kök ucundan taşmasını en aza indirmek amacıyla double-flared yöntemini tanıtmıştır. Preparasyon sırasında kanal eğeleri kök kanalı boşluğunun her tarafına temas edemeyebilir. Bu durumda, bu bölgedeki mikroorganizmaların yok edilmesi, ancak yıkama solüsyonları ile sağlanabilir. Bu yüzden; double flared yönteminde de diğer yöntemlerde olduğu gibi, şekillendirme sırasında bol miktarda yıkama solüsyonunun uygulanması önerilmektedir ve bu tekniğin kök kanallarının şekillendirmesinde oldukça etkili olduğunu bildirilmiştir (Saunders ve ark 1992).

1.3.3. Crown-down Pressureless (Basınçsız) Preparasyon Tekniği

Öncelikle kanalın 2/3 koronal bölümünde preparasyon yapılarak, apikal bölgeye daha rahat ulaşabilmenin hedeflendiği bir tekniktir. Koronalde oluşturulan bu rezervuar bölge sayesinde, yıkama solüsyonunun etkinliği arttırılarak, kontamine dentin talaşlarının apikal bölgeye ulaşmadan temizlenmesi sağlanır (Morgan ve ark 1984). Şekillendirmenin başlangıcında 35 numara K tipi eğe kullanılır. Morgan ve ark 1984 yılında yaptıkları çalışmada apikalden debris çıkışını en aza indirmek için geliştirilen crown-down basınçsız preparasyon yönteminin, geleneksel şekillendirme yöntemlerine göre daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Bu teknikte apikale geçiş sırasında basamak oluşma tehlikesi vardır. Konik formda kanal şekillendirilmesini amaçlayan tekniklerin tüm avantajlarını içeren bu teknikte, daha az miktarda debrisin apikalden dışarı taşırıldığı bildirilmiştir (Schafer ve ark 1996). Bununla birlikte, Gates-Glidden frezleri kullanılarak genişletme sonucu, furkasyon bölgesinde strip perforasyon oluşma riski bulunmaktadır (Schafer ve ark 1996).

1.3.4. Standart Preparasyon Tekniği (apikal stop preparasyonu)

Ingle tarafından 1961'de tanıtılmıştır. Bu yöntemde 15-40 numara arasındaki kanal aletleri en ince kanal eğesinden başlanarak giderek artan numaralar ile aynı çalışma uzunluğunda genişletme yapılır. Bu yöntemde hangi eğenin kullanılacağı ve genişletmenin kaç numaralı eğede bitirileceği hekimin seçimine bırakılmıştır. Paralel apikal genişletme yapmak ve uygun ana konun kullanılması esas amaçtır. Bu teknikte kök ucundan koronale doğru koni şeklinde genişleyen kanal hazırlamak imkansızdır. Apikal transportasyon, perforasyon veya çentik oluşumuna neden olunabilir (Ingle 1961, Çalışkan 2006).

1.3.5. Balanced-Force Tekniği

Roane ve ark tarafından 1985'de geliştirilen, kök kanalındaki her yüzeyden dengeli olarak genişletme yapılmasını amaçlayan bir tekniktir. Balanced-force tekniğinde, kanal aleti kök kanalına yerleştirilirken, saat yönünde en fazla 180° döndürülmekte ve kanal aleti kök kanalının içindeyken saat yönünün tersine 120° döndürülerek şekillendirme yapılmaktadır.

Tekniğin uygulanması sırasında, kanal aletlerinin üzerlerindeki debrisin (sert ve yumuşak doku artıkları) temizlenmesi gerekmektedir. Kanal aletinin bu şekilde kullanılmasının, eğri kanallarda bile kanal aletinin kanalın ortasında çalışacağı ve kanal şeklinin değişmesini önleyeceği ileri sürülmüştür (Roane ve ark 1985).

Yapılan çalışmalarda kök kanallarının şekillendirilmesinde, balanced-force tekniğinin avantajları gösterilmiştir (Calhoun ve ark 1988, Weine ve ark 1996, Blum ve ark 1997). Ancak bu teknikle dentini aşındırma etkinliğinin diğer birçok yönteme göre daha az olduğu bildirilmiştir. Apikal üçlü de şekillendirme tamamlandıktan sonra, orta ve koronal üçlünün şekillendirilmesinde gerektiğinde Gates-glidden frezleri kullanılabilir.

Kök kanalında Gates-Glidden frezleri kullanılarak şekillendirilen kısım ne kadar fazla ve el aletleriyle şekillendirilecek apikal kısım ne kadar az ise; balanced-force tekniğinin de o kadar etkin olacağı vurgulanmıştır (Roane ve ark 1985). Ancak, kanal eğiminin fazla olduğu durumlarda Gates-Glidden frezlerinin kullanımı sınırlı olmaktadır (Beer 1992). Ayrıca, preparasyon sırasında kullanılan aletlere fazla basınç uygulandığı takdirde, alet kırığı, strip perforasyon, kök kırığı gibi ciddi komplikasyonların oluşma tehlikesi artmaktadır (Roane ve ark 1985).

1.3.6. Step-Back Tekniği

Weine ve ark tarafından 1975'de tanıtılan ve kendi ismi ile bilinen bir yöntem olmasına karşın ilk kez 1969 yılında W H Clem tarafından tanıtılan bir yöntemdir. Foramen apikalenin orijinal şeklini korumayı ve apikalden koronale doğru genişleyen konik formda kanal şeklinin oluşturulmasını amaçlayan, apikalden koronale doğru yapılan şekillendirme tekniklerinin ilkidir. Preparasyon tamamlandığında fizyolojik foramenden koronale doğru açılan bir koni şekli oluşmaktadır.

1970'li yılların ortasında Weine tarafından geliştirilmiş ve 1979 yılında Mullaney tarafından modifiye edilmiştir (Weine ve ark 1975, Weine 1989). Kanal preparasyonunda geniş bir kullanım alanı bulmuştur (Voss ve ark 1995). Yapılan çalışmalarda, step-back tekniği kullanılarak şekillendirilen kanallarda elbow, zip, strip perforasyon, kanal düzleşmesi, çalışma uzunluğu kaybı (Weine ve ark 1975, Schafer ve ark 1996) konik kanal şeklinin oluşturulamaması (Weine ve ark 1975) ve

foramen apikalenin yerinin değişmesi (Weine ve ark 1996) gibi istenmeyen sonuçların ortaya çıktığı gösterilmiştir.



Resim 1.3.6. El Aleti

1915'te Kerr firması tarafından ilk olarak K-tipi eğeler piyasaya çıkarılmıştır (Wildey ve ark 1989). Dörtgen bir telin saat yönünün tersine burkulması ile elde edilmiştir (Ingle ve ark 1985). Bu nedenle ISO sembollerinde dörtgen şekli ile gösterilmiştir. Esas olarak döndürmeden kanaldan dışarı çekme hareketi ile kullanılırlar. Döndürme haraketi ile de genişletme yapılabilir (Ketterl 1984). Aletin ucu 06 numaradan 60 numaraya kadar kesmeyen bir forma, 70 numaradan itibaren keskin bir uca sahiptir (Beer 1992, Beer ve ark 1992). Bu tip eğeler rotasyon veya lineer eğelemede hemen hemen aynı miktarda madde kaldırırlar (Platzer ve ark 1993). K-tipi eğelerin K- reamerlardan farkı birim uzunluktaki adım sayısının iki katı fazla olmasıdır, bundan dolayı kesme yeteneği de fazladır (Ingle ve ark 1985). Kesme yeteneği, K reamerlardan fazla, fleksibl eğelerden azdır (Schaefer 1992). Bundan dolayı genişletme süresi esnek eğelerden fazladır (Al-Omari 1990). Kesici kenar kanal duvarına dik temas etmesinden dolayı apikal ve koroner yönde eşit madde kaldırmaktadır (Platzer ve ark 1993). Mekanik dayanıklılığı H-tipi eğelerden fazla, K-flexo eğelerden oldukça azdır (Haikel 1991, Tepel 1994). Yapılan çalışmalarda K-tipi eğelerin apikal dış kurvatürde zip ve eğriliğin bulunduğu koroner iç kurvatürde bir düzleşme meydana getirdiği açıklanmıştır. Ayrıca sıklıkla perforasyonlar yaptığı da gösterilmiştir (Al-Omari 1990; Briseno ve ark 1991). K-tipi eğelerin kullanılması iyi kesme yeteneği ve esnekliği nedeniyle önerilmektedir (Kröncke ve ark 1986). Ancak eğimli kanallarda 40 numaradan fazla apikal

genişletme yapılmamalıdır (Ingle ve ark 1985, Beer 1992, Beer ve ark 1992, Hülsmann ve ark 1993, Schafer 1993).

1.3.6.1. Uygulama

Preparasyona fizyolojik foramendeki apikal daralmada sıkışan en ince kanal aleti ile başlanır. Bu alet (başlangıç eğesi-IAF) ile hafif basınç uygulanarak apikal daralma hissedilene kadar ilerlenir. Çok dar kanallarda 10, 8, 6; eğer daha genişse 15 veya 20 numara eğe ile başlanabilir. Kanal çalışma boyunda bu aletler en az üç büyük alete kadar genişletilir. Preparasyonun yapıldığı üçüncü eğe ise apikal ana eğe, master apikal file (MAF) olarak adlandırılır (Weine ve ark 1975, Ingle ve ark 1985, Weine 1989). Burada en fazla 45 ° çevrilerek kanal duvarlarında çevresel eğeleme yapılır, böylece zip, elbow oluşumu önlenir, foramen apikalenin dentin talaşları ile tıkanması önlenmiş olur. Her alet değişiminde irrigasyon solüsyonu ile irrigasyon yapılır (Ram 1977). Büyük numaralı eğelerle eğeleme işlemi devam ederken üçüncü eğeden sonra daha küçük numaralı esas çalışma eğesi (MAF) ile eğeleme yapılır (rekapitülasyon). Eğelerle şekillendirme tamamlanmasından sonra, orta ve koronel 1/3 te kök kanalı sırası ile 2 ve 3 nolu Gates-glidden ile genişletilir. Gates-glidden'lerle yapılan şekillendirmeden sonra MAF ile kanalda basamak kalmasını önlemek için son şekillendirme yapılır. Step back tekniği öğrenme kolaylığı, güvenli oluşu sebebiyle uzun yıllar pratikte sıklıkla kullanılan standart yöntem olmuştur (Çalışkan 2006).

1.4. Kanal Aletlerinin Motorla Kullanımı

Son zamanlarda, döner aletlerle kök kanalı şekillendirme yöntemleri, Ni-Ti kanal aletlerinin olumlu özelliklerini de göz önüne alarak geliştirilmiş ve kanal preparasyonunda "düşük devirli motorla çalışan Ni-Ti esaslı döner aletler" gündeme gelmiştir. Preparasyonunun kalitesini arttırmak, karşılaşılan zorlukların üstesinden gelmek ve süreyi azaltmak için geliştirilen döner Ni-Ti aletlerin kullanılması, preparasyonda bir devrim yaratmıştır (Brankin ve ark 1993, Bertrand ve ark 2001, Behr 2003).

İlk özel endodonti anguldurvası 1899' da Rollins tarafından tanıtılmıştır. Rollins, özel tasarlanmış anguldurvada tirnerf benzeri kanal aletlerini, dakikada 100 devir gibi düşük bir hızda döndürerek kullanmış, böylece aletlerin ince olanlarının

kırılmasını önlemeye çalışmıştır. Bu gelişmeyi, 1928 yılında, W+H firmasının ürettiği Endo-cursor adlı anguldurvanın piyasaya sürülmesi izlemiştir (Hülsmann ve ark 1996).

1958 yılında RaCer anguldurvanın dişhekimliğinde kullanılmasıyla, endodontide motorla kullanılarak gerçekleştirilen preparasyon uygulamaları artmaya başlamıştır. RaCer sisteminde, anguldurvaya takılan aletin 1 mm' lik mesafede yukarı-aşağı hareket etmesi sağlanmıştır (Schaller ve ark 1987). Kerr firması, Endo-lift olarak adlandırılan anguldurvaya takılan kanal aletlerinin, yukarı-aşağı doğru hareket ederken aynı zamanda sağa-sola da dönmesini sağlamıştır (Lehman ve ark 1982, Schafer ve ark 1995).

1984 yılında Levy' nin Canal Finder şekillendirme sistemini tanıtmasıyla motorla kullanılan, sert dönme hareketiyle çalıştırılmayan bir şekillendirme sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Anguldurva, ucuna takılan şekli değiştirilmiş Hedström kanal aletine dikey vuruşlar yaptırırken aynı zamanda çeyrek tur sağa-sola hareket ettirmektedir. Daha sonraki yıllarda Canal Finder sistemini, değişik hareket prensiplerine sahip olan Excalibur, Endo-planer, Intra-Endo ve Canal Leader 2000 sistemleri izlemiştir (Smith ve ark 1997).

Son yıllarda, eğelerin yapımında kullanılan alaşımlardaki yenilikler (Serene ve ark 1995) ve kanal aletlerindeki değişiklikler (Schilder ve ark 1993) ile kanal preparasyon teknikleri daha da geliştirilmiştir. Wildey ve Senia'nın 1989 yılında Canal Master adlı kanal aletini tanıtması ile Canal Master U sistemi geliştirilmiş ve bu sayede ilki Lightspeed olmak üzere Ni-Ti esaslı döner sistemlerin gelişmesine yol açmıştır.

Döner aletli preparasyon yöntemlerinin en önemli ortak özellikleri, kullanılan aletlerin Ni-Ti alaşımından yapılmış olması; preparasyonun koronalden apikale doğru yapıldığı crown-down tekniği ve devamlı rotasyon hareketiyle kullanılmalarıdır. Bu teknikle, daha yuvarlak kök kanalları ve daha az düzleşme elde edilirken, apikalden itilen debris miktarı da azaltılabilir (Backman ve ark 1992).

Döner aletlerin, tork kontrollü elektrikli motor ve redüksiyonlu anguldurva ile kullanılmaları, bir mikromotora takılı anguldurva ile kullanılmalarına göre daha emniyetlidir. Hava tribünlü mikromotorların hızını kontrol etmek daha zordur ve

aletin kırılmasına daha çok yol açarlar. Aletlerin, üretici firmaların tavsiye ettiği hızlarda kullanılmaları önemlidir (Chan ve ark 1996).

Döner sistem Ni-Ti eğeler, "açılı endodontik aletler" olarak da tanımlanmaktadır. ISO tepe açısı, sistemin çeşidine göre %2, %4, %6, %8, %10 ve %12'ye kadar değişebilir. Örneğin, açısı %6 olan bir alette, her 1 mm' de 0.06 mm' lik çap artışı söz konusudur (Blum ve ark 1997). Bu kanal aletlerindeki açı artışı, preparasyon yönteminde amaçlanan, en dar yeri fizyolojik apikal foramende olan ve koronale doğru giderek genişleyen huni şeklinde bir form elde etmeye yardımcı olmaktadır (Bertrand ve ark 2001).

Döner Ni-Ti alet sistemlerinin şekil verme yeteneklerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (Fava ve ark 1983, Eldeeb ve ark 1985, Coleman ve ark 1996, Elliot ve ark 1998, Calas ve ark 1999). Birçok çalışmada, çok eğimli kanallarda bile kanal şeklinin korunduğu, döner aletlerin ideal şekilde açılı kanal formu oluşturdukları da gösterilmiştir (Bryant ve ark 1999). Ayrıca döner aletlerle yapılan preparasyonun, el aletleri ile yapılanlara göre daha hızlı olduğu sonucuna varılmıştır (Craig ve ark 1959, Coleman ve ark 1996).

1.5. Ni-Ti Esaslı Döner Alet Sistemleri

Nikel-titanyum (Ni-Ti), ilk olarak 1960' da William Buehler ve arkadaşları tarafından Maryland'de bulunan Silver Spring'deki Naval Ordnance Labaratuarlarında (NOL-Maryland) geliştirilmiştir. Metallerin sembolleri geliştirildiği yer ile birleştirilerek NİTİNOL ismi verilmiştir. %55 Ni ve %45 Ti birleşimi ile elde edilen metal endodonti de en çok kullanılan metaldir; buna '55 NiTiNOL' denilmektedir. Diğer çeşidi ise '60 NiTİNOL' olarak adlandırılır ve %5 daha fazla nikel içermektedir.

Walia' ya göre Ni-Ti eğeleri paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırıldıklarında eğilme ve bükülmelere karşı dirençleri aynı kalınlıktaki paslanmaz eğelere göre 2-3 kat daha fazladır ve daha fazla esneklik göstermektedirler (Crumpton ve ark 2003). Bu özellikler aletlerin daha fazla merkezde olmalarını sağlamakta (Esposito ve ark 1995); kanalda daha az düzleşme, daha az dirsek, leç oluşumu ve daha az trasportasyon oluşmasına neden olmaktadır (Zmener ve ark 1995).

Tüm Ni-Ti metalleri, paslanmaz çelikten daha yumuşaktır. Sıcağa dayanamazlar, daha düşük elastik modülüsüne sahiptir, daha dayanıklı, daha elastiktirler. Ayrıca hafıza etkisi ve süper elastikiyet özellikleri vardır (Baumann 2004).

Kalıcı deformasyon olmadan strese dayanabilme yeteneğine (ilk kafes formuna geri dönmesine) *süperelastiklik* adı verilir. En son deformasyondan hiçbir belirti göstermeden kendi orijinal düz formuna geri dönmesine ise *şekil hafıza etkisi* denir. Ni-Ti'nin vickers sertlik derecesi 300-350 arasındadır. Bu değer vickers sertlik derecesi 70 olan dentinden ve 30-34 olan kök kanal dentininden oldukça yüksektir (Baumann 2004).

Ni-Ti kanal aletleri esnek yapılarından dolayı, kanal duvarına sürtünmeleri azdır kanalın orjinal şeklini çok az değiştirirler. Bu durum, Ni-Ti döner aletlerin dentini kesme yeteneklerinin de kısıtlı olduğunu göstermektedir (Walia ve ark 1988; Weine ve ark 1996).

Ni-Ti aletler şekil hafızalı olması nedeniyle eğri kanallarda bile rahatlıkla kullanılmaktadırlar. Yani eğe ne kadar eğilirse eğilsin tekrar eski haline geri dönebilmektedir. Geleneksel el aletlerindeki ucu ile şaftı arasındaki %2'lik açı, Ni-Ti döner aletlerde %4 ,%6 ve üzerindedir. Böylelikle kök kanal şekillendirilmesinde istenilen en dar yer olan fizyolojik foramenden koronale doğru gittikçe genişleyen huni şeklinde bir form elde etmeye yardımcı olunur (flaring) (Küçükay ve ark 2004).

Farklı açılı kanal aletlerinin kök kanalı içinde kullanım alanları belirlenmiştir. Buna göre:

- %6 açılı kanal aleti ile sadece kök kanalının koronal 1\3' lük kısmında ve orta 1\3' lük kısmının bir bölümünde şekillendirme yapılabilir.
- %4 açılı kanal aleti ile fizyolojik foramen apikalenin 2 mm yakınına kadar şekillendirme yapılabilir.
- %2 açılı kanal aleti ile saptanan çalışma uzunluğunda şekillendirme yapılır (Küçükay ve ark 2004).

Döner aletlerle ilgili dikkat edilecek diğer önemli bir husus ta basınç yapılmadan, pasif basınçla çalışılmasıdır. Kök kanalı içinde direnç ile karşılaşıldığında geri çekilmelidir (Küçükay ve ark 2004).

Ni-Ti döner aletlerin eğeleri redüksiyonlu mikromotor ile sabit dönme hızında kullanılmaktadır. Dönme hızı yönteme göre 150-600 devir\dakika (rpm) arasında değişmektedir (Küçükay ve ark 2004). Bu tip redüksiyonlu mikromotorlar kullanılacak eğe sistemine göre önceden hız ve tork değerleri programlanmıştır ancak uygulayıcı tarafından da değerler değiştirilebilmektedir. Ek bir özellik olarak 'auto-reverse' ile eğenin elastik limitine ulaşıldığında geri dönerek eğenin kırılması engellenmektedir. Ayrıca dental ünitlerdeki hava ile çalışan motorlara ek olarak yavaş hızla çalışan ek parçalar takılarak redüksiyonlu mikromotor etkisi yaratılabilmektedir. Hava ile çalışan motorlar elektrikli mikromotorlara oranla daha ucuzdurlar ancak tork kontrolü ve auto reverse özelliği olmadığı için kullanımları zordur (Crumpton ve ark 2003).

Bunlardan bazıları;

1.5.1. Profile Sistemi



Resim: 1.5.1.1. Profile Döner Alet sistemi

Johnson tarafından geliştirilen bu sistemde, kesitleri U şeklinde olan, küt uçlu Ni-Ti kanal aletleri kullanılmaktadır (Dentsply Tulsa Dental, Oklahama) (Küçükay 2004).

En iyi performansı elde etmek ve kırılma riskinden kaçınmak için ProFile kanal aletleri 250-350 rpm arasında sabit bir hızda kullanılmalıdır. Fakat tecrübesi olmayan hekimlerin 150-170 rpm arasındaki sabit hızlarda çalışmaları uygundur. ProFile sistem, devri sabit tutan elektrikli bir mikromotor ya da redüksiyonlu havalı

mikromotor ile kullanılır. Endo-box içinde kullanıma sunulmuştur. Kök kanalı tedavisi yapılacak dişin özelliğine göre izlenecek yol belirlenmiştir.

ProFile sistemi üç tür kanal aletinden oluşmakta ve bu türler aletin sapındaki renkli halkalardan kolayca tanınabilmektedir:

1. ProFile Orifice Shapers: %5-8 açılı, 20-80 numara, 19 mm uzunluktadır. Aletlerin sapında renkli üç halka bulunur. Bunlar kök kanalının koronal kısmının hazırlanmasında, post yerleştirilmesinden önce veya retreatment olgularında Güta perka ve patın uzaklaştırılmasında kullanılırlar.

2. ProFile 0.06: %6 açılı, 15-40 numara, 21 ve 25 mm uzunluklardadır. Aletlerin sapında iki renkli halka bulunur. Bunlar kök kanalının orta kısmının hazırlanmasında kullanılırlar. Orta dereceli eğri kanallarda mümkün olduğunca apikal kısma yakın olarak kullanılabilirler.

3. ProFile 0.04: %4 açılı, 15-90 numara; 21, 25 ve 31 mm uzunluklardadır. Aletlerin sapında renkli tek bir halka bulunur. Bunlar, sıklıkla kök kanalının apikal 1\3' lük kısmının hazırlanmasında kullanılırlar.

Bu üç tür ProFile döner aletin ve %2 açılı ProFile el aletlerinin kendi aralarında kombine kullanılmaları sonucunda, üç tane ProFile şekillendirme yöntemi ortaya çıkmıştır:

I- ProFile 0.02 el aletleri ve ProFile 0.04 şekillendirme yöntemi

II- ProFile 0.04 ve 0.06 şekillendirme yöntemi

III- ProFile 0.04 \0.06 ve Orifice Shapers şekillendirme yöntemi

Bu yöntemler arasında, kullanımı en çok önerilen ve sıklıkla kullanılanı ProFile 0.04\0.06 ve Orifice Shapers şekillendirme yöntemidir.

1.5.1.1. ProFile 0.04\.06 ve Orifice Shapers Şekillendirme Yöntemi

Aşağıda açıklanan işlem sırası olguların büyük çoğunluğu için geçerlidir. Fakat her olgunun kök kanalı anatomisi kendine özgü olduğu için, yöntemde değişiklik yapılabilir.

Bu yöntem 4 aşamadan oluşur:

1. Crown-down Aşaması

2. Çalişma Uzunluğunun Saptanması

3. Apikal Kısmın Hazırlanması

4. Son Şekillendirme Aşaması

1.5.2. Revo-S



Resim 1.5.2. Revo-S Döner Alet Sistemi

Revo-S Ni-Ti döner alet sistemi (Micro-Mega, Besançon Cedex, Fransa), üç şekillendirici alet içeren bir sistemdir. Şekillendirme ve temizleme eğesi (SC), kanalın koronal 2/3'nü genişletmek için kullanılan 25/.06 açılı 1 numaralı eğe (SC1), çalışma uzunluğunda kullanılan SC2 25/.04 açılı eğe ve yine çalışma uzunluğunda kullanılan evrensel şekillendirici (SU) 25/.06 açılı eğelerdir. Bu sistemi diğer sistemlerden ayıran başlıca özellik kanal boyunca aletin üzerindeki stresin minimuma indirgenmesi düşünülerek asimetrik kesite sahip olarak tasarlanmış olmasıdır (Basrani ve ark 2011). Bu özelliğin kanal preparasyonunu ve debrisin dışarı atılmasını kolaylaştırdığı üretici firma tarafından ifade edilmiştir. Ancak aletin üzerindeki torsiyonel streslerin azaltılması amacı ile tasarlanan yenilikçi asimetrik kesme profili özellikleri SC1 aleti üzerinde gösterilmiştir. Apikal büyütmenin daha fazla yapılması düşünülüyorsa 30, 35, 40 numaralı aletler kullanılabilir. Üreticinin talimatlarına göre Revo-S döner aletleri birkaç kez kullanılabilir (Basrani ve ark 2011).

Bu yeni yaklaşımda üç Ni-Ti alet ile endodontik tedavi basitleştirilmiş ve en iyi şekilde kanalların temizlemesi sağlanmıştır. Revo-S'in asimetrik kesiti; yılan benzeri hareket ile kanaldaki biyolojik ve ergonomik değişikliklere karşı adapte olmasını kolaylaştırmaktadır. Bu özellik ile kesme, dentin debrislerinin uzaklaştırılmasının arttırılması ile temizleme özelliği geliştirilmiştir. Apikal bitirme için AS30, AS35 ve AS40 eğelerinin seçilmesi ile anatomik ve ekolojik kriterlere göre kanal en iyi şekilde bitirilebilir.

Bu eğeler 3 aşama ile çalışır;

a) Kesme
b) Debris eliminasyonu
c) Temizleme

1.5.2.1. Revo-S 'in Avantajları

- Yılan benzeri hareketi nedeni ile kök kanalının apikal bölümüne daha kolay ilerlemeye bağlı olarak daha iyi kök kanal preparasyonunun sağlanması,
- Oluşan debris miktarında artışla birlikte koronale doğru eliminasyonunun kolaylaşması,
- Aletlerin kanalda sıkışmasının ve debrisin apikal foramen'den dışarı doğru itilmesinin önlenmesi,
- Alet üzerindeki stresin azaltılması ile kanal duvarları arasında eğe izlerinin oluşmaması, vidalama etkisinin olmaması, daha fazla esneklik ve çok eğimli kanallara mükemmel uyum sağlaması sayılabilir.

1.5.2.2. Preparasyon Yöntemi

- Preparasyonun ilk adımı olarak; operasyon öncesi çekilen radyograflara ek olarak geleneksel K tipi kanal aleti (genellikle 10-15 numara) ile kanalın anatomisi hakkında bilgi edinilir.
- Aletler preparasyon yapılırken sıklıkla çıkarılmalı, sıkışması önlenmeli, üzerindeki debrisler silinmeli, bol irrigasyon yapılmalı, dentin debrislerinin eliminasyonu sağlanmalıdır.
- Revo-S aletleri 250-400 rpm rotasyon hızında kullanılmalıdır.

- SC 1 eğesi (şekillendirici ve temizleyici 1 numaralı) 25/.06 açılı eğedir. Uzunluğu 21 mm kadardır. Kanal çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar ilerlenir. Genişletilmiş sarmal açısı sayesinde daha fazla esnektir. Asimetrik kesit açısı ile daha fazla dentin debrisi uzaklaştırır. Etkin temizlik yapar. SC1 aleti kullanılırken yavaş ve kuvvet uygulanmadan yapılacak aşağı yönlü hareket ile kullanılmalıdır.
- SC2 eğesi şekillendirici ve temizleyici 2 numaralı eğedir. 25/.04 açılıdır. Uzunluğu 25 veya 29 mm' dir. Çalışma uzunluğunda kullanılır. Simetrik bölümü ile mükemmel klavuz yolu açar ve zip oluşumu gözlenmez. Apikal darlık bölgesine kadar kanal anatomisine sadık kalır. SC2 aleti ilerleyici tarzda dalga haraketi (aşağı yukarı hareket) ile kullanılmalıdır.
- SU aleti şekillendirici eğedir. 25/.06 açılıdır. Uzunluğu 25 veya 29 mm'dir. SC 1 ve SC 2 eğelerinin uygulanmasından sonra kullanılır. Kanal duvarlarını düzleştirir. Optimal temizlik sağlar. SU aleti kullanılırken yavaş ve tek haraketle aşağı yönlü baskı oluşturmadan ilerlenmelidir.

1.5.2.3. Apikal Şekillendirme

Başarılı kanal preparasyonu için; AS30, apikal şekillendirici 30 numara; 0.06 açılı, çalışma boyunda kullanılır, AS35 apikal şekillendirici 35 numara; 0.06 açılı, çalışma boyunda kullanılır, AS40 apikal şekillendirici 40 numara; 0.06 açılı, çalışma boyunda kullanılır, bitirme eğelerinden biriyle tamamlanır. AS eğeleri SU eğesinden sonra baskı oluşturmadan kullanılmalıdır. Eğer gerekli ise ve kök kanal anatomisi gerektiriyor ise AS30, AS35 ve AS40 eğeleri apikal bölgenin genişletilmesi için kullanılabilir. Penetrasyon uzunluğu çalışma uzunluğu ile uyumlu olmalıdır. Bu uzunluk ince kanallarda veya çok fazla eğimin olduğu kanallarda kısa olabilir. Bu durumda step-back hareketi ile kullanılmalıdırlar. AS30 çalışma uzunluğunda, AS35 çalışma uzunluğunda, AS40 eğer gerekli ise çalışma uzunluğundan 1 mm kısa kullanılmalıdır.

1.5.3. K3



Resim 1.5.3. K3 Döner Alet Sistemi

K3 Ni-Ti döner alet sistemi (Sybron Endo, Orange California), şubat 2002' de ilk olarak Kuzey Amerika'da tanıtılmıştır. K3 sistemi Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır (Mounce 2004). K3 eğelerini kısaca tanıtacak olursak;

Renk kodları ile farklı tip genişlik ve açıdakiler ayrılmıştır, güvenli bir şekilde sona eren ucu vardır. K3 ün koronal ve orta üçlüyü şekillendirici eğeler arttırılmış açıya sahip olan 0,08; 0,10 ve 0,12 eğeleridir. Kanal şekillendirici olarak, giriş açıcı ve apikal üçlüyü şekillendirici olarak kullanılabilir. Bu eğelerin boyutu 25 numara ve 17, 21 ve 25 mm uzunluktadırlar. Bu gövde şekillendirici eğeler 0.02, 0.04 ve 0.06 açılı eğelerin modifiye edilmiş şekilleridir. Gövde şekillendiriciler apikalde 8 mm' lik bir kesme bölgesine sahiptir ve bu sayede daha esnek bir eğe elde edilebilmiştir (Kim ve ark 2004, Richard 2004)

Üretici firma bu sistemin diğer döner eğe sistemlerinden bir takım farklılıkları olduğunu belirtmektedir. Bunlar;

1) Hafif Pozitif Kesme Açısı: Kanal aletlerinin kesicilik etkinliği, aletin kesici yüzeylerinin kesme açısına bağlıdır. Negatif kesme açısı kesmekten ziyade parçalamaya neden olur ki bu açı U şekilli döner aletlerde mevcuttur (Küçükay ve ark 2004, Mounce 2004). Ayrıca fazla pozitif açı da delme ya da kazımaya sebep olabilir. İdeal kesme açısı hafif pozitif olandır.

2) Değişken Sarmal Açı: K3 kanal aletlerinin D1 noktasında 31°, D2 noktasında 43° sarmal açı bulunur. Böylece kazımayla oluşan debrisin koronale

doğru taşınması sağlanır ayrıca aletlerin kanal duvarlarına vidalanması önlenmiş olur.

3) Geniş Radial Alan: Bıçak desteği, aletin bıçaklarını destekleyen madde miktarı olarak tarif edilir. Aletin bu bölümü 'radial' alan olarak adlandırılır. K3 bıçak kütlesinin arttırılmasıyla çatlakların yayılmasını engeller, streslere karşı fleksibiliteyi arttırarak kırılma ve deformasyon şansını azaltır.

4) Relief radial Alan: Temas eden radial alan ne kadar artarsa aletin kırılma riski artar.

5) Üçüncü radial alan: İki radial alanın ardından bir relief radial alan mevcuttur. Bu aletin kanal içinde merkezi olarak hareket etmesini sağlar. Şekillendirme sırasında kanal anatomisinin bozulmamasını sağlar. Ayrıca aletin kanal duvarlarına sürtünmesini azaltır.

6) Değişken Alet Sapı: Özel sap dizaynı (Axess handle) ile çalışma uzunluğu etkilenmeden aletin boyu 5 mm kısalmaktadır.

7) Güvenli Pilot Uç: Kanal perforasyonu ve kanal içi basamak oluşumu gibi komplikasyonların oluşmasını engeller.

8) Renk Kodları: Farklı eğe boyutları ve açılarını belirten renk kodları vardır. Yeşil renk halkası %4 koniklik açısını, turuncu renk halkası ise %6 koniklik açısını simgeler.

9) Değişken kor çapına sahiptir: Bu yapı, tüm kesici bölüm boyunca fleksibiliteyi arttırır.

10) K3 ana şekillendirici eğelerin açıları, kanal şekillendirici, kanal ağzı şekillendirici (Orifice Shapers) ve deep body şekillendirici olarak da kullanılabilecek 0.08, 0.10 ve 0.12' ye arttırılmıştır**.** Bu aletler ISO standartına göre 25 numaradır ve 17, 21 ve 25 mm uzunluklardadır. Bunun dışında 0.02, 0.04 ve 0.06 koniklik açılarına sahip 15-60 numaralar arasında 21, 25 ve 30 mm uzunluklarda çeşitleri vardır.

1.5.3.1. K3 Yönteminin Uygulanışı:

10 numara bir K tipi eğe ile kök kanallarının tıkalı olup olmadığı kontrol edilmelidir. 0.10 açılı Orifice shaper ile birkaç mm ilerlenir. Daha sonra kanal ağızlarına etilendiamintetraasidikasit (EDTA) uygulanarak 0.08 açılı Orifice shaper ile 3-4 mm ilerlenir. Sodyum hipoklorit ile kanallar yıkandıktan sonra 10-15 numara K-file ile çalışma boyu belirlenir. 35 numara, 0.06 açılı kanal aleti ile şekillendirmeye başlanır. Sırasıyla 0.06/30, 0.06/25, 0.06/20 numara kanal aleti ile 0.06/20 numaralı kanal aleti çalışma uzunluğuna ulaşana kadar crown down işlemine devam edilir. Çok dar, uzun ve eğri kök kanallarda 0.04 ve 0.06 açılı kanal aletleri birlikte kullanılır. Bu tür kanallarda koronal 3/3' lük kısım Orifice shaperlar ile şekillendirilir. Daha sonra sırasıyla 0.06/30, 0.04/30, 0.06/25, 0.04/25, 0.06/20, 0.04/20 açılı ve numaralı kanal aletleri çalışma boyuna ulaşana kadar kullanılır. Eğer çalışma boyuna ulaşılamazsa sırasıyla 10, 15, 20 numaralı K tipi eğe ile çalışma uzunluğunda şekillendirme yapılır. Yukarıdaki işlem tekrarlanarak şekillendirmeye son verilir.

1.5.4. RaCe



Resim 1.5.4. RaCe Döner Alet Sistemi

Farklı Ni-Ti döner alet sistemleri kesit dizaynı, açısı, yivlerin derinliği, spirallerin sayısı veya derinliği bakımından farklı karakteristik özellikleri vardır. Bu sistemlerin seçiminde özellikle kanalı şekillendirme yeteneği büyük rol oynamaktadır.

RaCe ismi değişken kesici kenarlı reamer'ın kısaltılmışıdır. Yenilikçi bir dizayna sahip değişken kesici kenarlı reamer olan RaCe endodontik aletleri (FKG Dentaire, La-Chaux-de Fonds, Genf, Switzerland) üçgen kesite ve değişken kesici kenara sahip (Spiral olan ve olmayan parçalar çalışma boyu üzerinde birleştirilmiştir) bir alet sistemidir. Bir kesici kenar ikinci kesici kenarla üçgen kesit oluşturacak şekilde farklı bir açıyla birleştirilmiştir (Al-Suadani ve ark 2006). Bu dizayn sayesinde vidalama etkisi ve rotasyon sırasında durma önlenmiş, çalışma torku azaltılmıştır böylece burkulma stresleri azaltılarak potansiyel alet kırılmalarının önüne geçilmiştir. RaCe aletlerinin yüzeyleri elektrokimyasal olarak düzleştirilmiş böylece kesme etkinliği arttırılmıştır. Kesici olmayan uç yapısına sahiptir (Paque ve ark 2005, Ya ve ark 2009).

Yapılan birkaç çalışmada bu eğe sistemi ile kanalın yapısının korunduğu ve kullanımının güvenli olduğu belirtilmiştir (Schafer ve ark 2004, Paque ve ark 2005). Schafer ve ark 2004' de yaptıkları çalışma da RaCe'in dizaynı sayesinde daha merkezi bir kanal şekillendirmesi, daha kolay temizleme ve etkili bir preparasyon elde edildiği gözlemlenmiştir (Schafer ve ark 2004).

1.5.4.1. Özellikleri

- Değişken kesici kenar,
- Vidalama etkisinin önlenmesi,
- Düşürülmüş operasyon torku,
- Keskin kesici kenarlar,
- Torsiyona ve metal yorgunluğuna karşı direnç,
- Metal yorgunluğu nedeni ile kırılmalarının önlenebilmesi için aletin üzerinde koparılabilen 8 plastik yaprak sayesinde kullanım sayısı hesaplanabilen güvenli '*MEMODİSC*' sayılabilir.
- Her memodisc yaprağı reamerların maksimum 8 kullanım sayısını temsil etmektedir.
- Sistem 5 Ni-Ti RaCe eğeden oluşmaktadır.
- Basit ve orta derece zorlukta olan kanallarda kullanılabilir.

1.5.4.2. Preparasyon Tekniği

Giriş kavitesi açılır ve kanal girişleri bulunur ve 10 numara kanal aleti ile kanalın şekli, derinliği hakkında bilgi sahibi olunur. Kanalın koronal ve orta üçlü bölümleri ilk olarak Pre-RaCe 40/.10 daha sonra 35/.08 kullanılarak şekillendirilir. Apex locator/ x-ray kullanılarak çalışma uzunluğu tesbit edilir. Şekillendirmeye RaCe 25/.06-25/.04-25/.02 sırası izlenerek devam edilir. 25/.06 direnç direnç hissedilene kadar kullanılır. Direnç hissedildiğinde 25/.04'e geçilir. Birçok vakada (anterior dişte) 25/.06 çalışma uzunluğunda direk olarak kullanılabilir (EasyRaCe Kullanım Klavuzu-FKG).

1.5.5. Twisted Files



Resim 1.5.5. Twisted Files Döner Alet Sistemi

2008 yılında SybronEndo (Orage, CA) şirketi tarafından kanal preparasyonunda yeni yaklaşım olarak Twisted File (TF) sistemi tanıtılmıştır. Bu sistemde eğeler ısı ile iki materyal birbiri etrafına bükülerek oluşturulmuş; bu sayede süper elastisite sağlanmış ve aletin kırılmaya direnci arttırılmaya çalışılmıştır (TF Brochure 2008). TF aletleri ham haldeki Ni-Ti daki ostenit kristallerinin ısıtma ve soğutma işlemlerinden sonra kristal yapısının farklı bir faza (R-fazına) dönüştürülmesi ile elde edilir. R-fazında Ni-Ti bükülebilir. Süperelastik yapı oluşturulabilmesi için eğe bir kez bükülür daha sonra bu yeni yapısının korunması ve ostenit kristal yapısına geri dönmesi amacı ile ilk olarak ısıtılır sonra tekrar soğutulur. Normal yapıdaki Ni-Ti aletler dövülerek yapıldıklarından ve kristal yapısının aletin uzunluğu boyunca mikrokırık yapıları oluşturmasından dolayı

kırıklara doğal olarak dayanıklı değillerdir. Bu yeni işlemin amacı bu damarlı yapıyı maksimum dayanıklılığa ulaştırmaktır (Gambarini ve ark 2008).

Yapılan çalışmalarda bu sayede boydan boya geçen zayıf noktalar oluşmadığı için daha yavaş kırık oluşumu ve yayılması gözlenmektedir (Gambarini ve ark 2008, Larsen ve ark 2009).

TF sistemi 0.04, 0.06, 0.08, 0.10 ve 0.12 açılara sahip triangular kesit açılarına sahiptir. Bu sistemde 5 çeşit büyüklüğe sahip eğeler mevcuttur (Park ve ark 2001). Üretici tarafından R-faz ısı işlemi, metalin bükülmesi, özel yüzeyi sayesinde önemli derecede döngüsel yorgunluğa karşı direnç ve esnekliğin arttırılması, orijinal kanal şeklinin korunarak eğimli kanallarda bile kanal transportasyonun en aza indirgendiği ifade edilmiştir (Chang ve ark 2010, Gergi ve ark 2010).

SybronEndo (Orange, CA) şirketinin dövme yerine ısıyla burkulma yöntemi (R-fazı) ile oluşturdukları TF, döngüsel yorgunluk direnci arttırılmış ve superelastite sağlanmıştır (Gambarini ve ark 2008). TF' ın diğer eğelerden daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir (Gambrini ve ark 2008, Larsen ve ark 2009, El Batouty ve ark 2011).

1.5.5.1. Preparasyon Yöntemi

Kanalın koronal 1/3' ünde düz bir giriş sağlanır. En küçük K tipi kanal aleti ile tüm kanal uzunluğuna ulaşılmaya çalışılır ve apikale kadar çalışma boyu için yol oluşturulur. Bu işlem 20 numara K tipi kanal aletinin boyuna gelininceye kadar tekrar edilir ve sıklıkla sodyum hipoklorit (NaOCL) ile irrigasyon yapılır. 08/25 numaralı eğe ile dentin ile karşılaşılana kadar ilerlenir. İrrigasyon yapılır ve paslanmaz çelik eğe ile kanal boyu kontrol edilir. Döner eğe ile kanalda işlem yaparken; eğe apikale doğru ilerlerken yavaş davranmalı kuvvet uygulanmamalıdır. 08/25 ile tekrardan kanal boyuna ulaşana kadar ilerlenir, kanal boyuna ulaşılamazsa 06/25 numaralı eğe ile kanal boyuna ilerlenir. 06/30 numaralı eğe ile kanal boyuna ilerlenir ve şekillendirme işlemi bitirilebilir. Daha geniş apikale sahip kanallarda 0.06/35 ve 0.06/40 numaralı eğeler kullanılabilir. Tüm eğeler 2,3 torkda (Nouvag motor: AP 40; Endotouch TC: 4-5) ve 500-600 rpm hızında kullanılabilir.

1.6. Kök Kanal Tedavisinde İrrigasyon

İrrigasyon kanal tedavisi aşamalarında önemli yer tutmaktadır. Kanal tedavisi sırasında yapılan instrumantasyon pulpa doku artıklarının ve diğer maddelerin eliminasyonu için daima irrigasyonla desteklenmelidir. İrrigasyon sisteminin etkinliği, sadece irriganların apikale ve kanal boşluğunun prepare edilmemiş alanlara ulaşma yeteneğine göre değil kanal boşluğunda debrislerin uzaklaştırılması için yeteri kadar kuvvet oluşturmasına ve hem organik hem de inorganik yapıları çözebilmesine bağlıdır (Moser ve ark 1982, Tay ve ark 2010).

İrrigasyonla kök kanal tedavisi sırasında smear tabakasının tam olarak kaldırılması önerilmektedir (Violich ve ark 2010). Bu amaç için çeşitli irrigasyon solüsyonları mevcuttur. NaOCl'nin %0,5-5.25'lik konsantrasyonları en çok kullanılan irrigasyon solüsyonu olup biridir, ucuz olması hem vital hem de nekrotik dokuları eritme kapasitesi nedeniyle tercih edilmektedir (Oliveira ve ark 2007). Ancak kanal tedavisi sırasında NaOCl'nin inorganik materyalleri çözme kapasitesi olmadığı için EDTA gibi demineralize ajanların kullanılması gerekmektedir (Mozayeni ve ark 2009).

Endodontik irrigasyonların konsantrasyonları ve uygulanma sürelerinin artması ile dentine yaptıkları etkiler doğru orantılı olarak artmaktadır (Zhang ve ark 2010, Özdemir ve ark 2012). Mikrosertlik, geçirgenlik, eriyebilirlik özelliklerinin değişmesi ile birlikte dişin kırılmaya olan direnci etkilenmektedir (Uzunoğlu ve ark 2012).

%17' lik EDTA solüsyonunun uzun süre uygulaması ile dişin kırılmaya olan direnci azalmaktadır. Yüksek konsantrasyondaki EDTA kısa süreyle ya da düşük konsantrasyonda ise uzun süre kullanılması önerilmektedir (Uzunoglu ve ark 2012) .

1.7. Kanal Dolgusu

Kök kanal dolgusu kor materyal ile patın kombinasyonu şeklindedir. Kök kanal dolgu maddelerinin ideal özellikleri Grossman tarafından aşağıdaki gibi belirlenmiştir (Ørstavik 2005):

1. Kanala kolaylıkla uygulanabilmelidir.
2. Nemden etkilenmemelidir.

3. Bakteriyostatik olmalı ya da en azından bakteriyel çoğalmayı engellemelidir.
4. Radyoopak olmalıdır.
5. Diş yapısını boyamamalıdır.
6. Kanalı apikalden olduğu kadar lateralden de kapamalıdır.
7. Kanala yerleştirildikten sonra büzülmemelidir.
8. Periapikal dokuları irrite etmemelidir.
9. Gerektiğinde kanaldan kolayca sökülebilmelidir.
10. Steril olmalı ya da kanala yerleştirilmeden önce kolayca ve hızlıca steril edilebilmelidir.

1.7.1. Kök Kanal Kor Materyalleri

Kor materyalin görevi, patın dağıtılarak boşlukların doldurulmasını ve dentin duvarlarına tutunmasını sağlamaktır. Kanal dolgu kor materyalleri Güta perka, gümüş kon, Resilon ve rezin kaplı Güta perka olarak sınıflandırılabilir. Şimdiye kadar kor materyal olarak sıklıkla Güta perka kullanılmıştır (Ørstavik 2005).

1.7.1.1.Güta perka

Güta perka genişletilmiş kanal sistemini doldurmak için en yaygın kullanılan kor materyalidir. Güta perka *Sapotaceac* ağacı familyasından *Isonandra percha* ağacının öz suyundan elde edilmiştir. Poliizoprenin trans izomeridir fakat doğal lastikten daha sert, daha kırılgan ve daha az elastiktir (Goodman ve ark 1974). Kristalleri alfa ve beta fazından meydana gelmektedir. İkisi arasında kimyasal davranış ve fiziksel özellikleri açısından küçük farklılıklar vardır. Alfa fazı doğada bulunan halidir. Beta fazı arıtma işlemi esnasında ortaya çıkar. Endodontide kullanılan güta perka konlar beta fazı kullanılarak üretilmektedir (Ørstavik 2005). Alfa güta perkanın düşük sıcaklıkta daha sıvı ve yumuşak olduğu söylenmektedir (Combe ve ark 2001). Güta perka konlarının %20'si güta perka, yaklaşık %80'i çinko oksitten oluşmaktadır. Güta perkaya radyoopasite ve renk sağlamak için boya ve metal tuzları ilave edilmiştir (Ørstavik 2005).

Güta perkanın iyi fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip olduğu belirtilmesine rağmen, dentin duvarlarına spontan olarak bağlanamadığı ve yeterli bir kapamanın pat kullanmaksızın elde edilemediği bildirilmiştir (Gambarini ve Tagger 1996). Güta perka semisoliddir, lateral ve vertikal kondensasyon teknikler kullanılarak kök kanalının düzensiz bölümleri doldurulabilir. İrritan değildir ve boyutsal değişime uğramaz. Çözücüler (ksilol, kloroform, okaliptüs) kullanıldığı zaman ve ısıtıldığı zaman plastik kıvama gelir. Radyoopaktır ve kimyasal etkinliği yoktur. Güta perkanın çok az dezavantajı vardır. Basınç altında şekli bozulur, sert değildir ve küçük ebatlarının kullanımı zordur (Carrotte 2004b). Güta perkanın bir miktar sitotoksisiteye de sahip olduğu araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (Das ve ark 1981, Pascon ve ark 1990). Pascon ve ark (1990) güta perkanın sitotoksitesinin çinko iyonlarından kaynaklanabileceğini rapor etmişlerdir. Bunlara karşılık güta perkanın antimikrobiyal etkinliğinin oldukça az olduğu kanıtlanmıştır (Moorer ve Genet 1982). Bu nedenle bazı araştırmacılar, materyale dezenfektan özellik kazandırmak için iyodoform (Chogle ve ark 2005), kalsiyum hidroksit (Lohbauer ve ark 2005), klorheksidin (Lui ve ark 2004) gibi antimikrobiyal bileşenler eklemişlerdir. Güta perka konun hızlı dezenfeksiyonu için en etkili ajanın %5,25' lik NaOCl olduğu belirtilmiştir (Gomes ve ark 2005).

Standart güta perka konlar ISO standartlarına göre 0.02 açılı olarak ayarlanmıştır. Lateral kondensasyona imkan sağlamak için çeşitli açılarda küçük çaplara sahip aksesuar konlar geliştirilmiştir. Son yıllarda da 0.04 ve 0.06 açılı Güta perka konlar da piyasaya sürülmüştür (Carrotte 2004b).

1.7.1.2. Resilon

Resilon (Resilon Research LLC, Madison, CT, ABD) termoplastik sentetik polimer esaslı kök kanal dolgu materyali güta perkaya alternatif olarak tanıtılmıştır. Polyester polimer esaslı Resilon biyoaktif cam, bizmut oksiklorit, baryum sülfat ve radyoopak doldurucular içerir. Tüm doldurucu komponentleri, ağırlığının yaklaşık %65'ini oluşturur (Shipper ve ark 2004). Polikaprolaktan polimerine karıştırılmış dimetakrilat monomerlerin, Resilon'a metakrilat esaslı rezinlere bağlanma özelliği sağladığı gösterilmiştir. (Shipper ve ark 2004, Hiraishi ve ark 2005).

Resilon, Epiphany patı ile birlikte piyasaya sürülmüştür. Resilon'un güta perkaya benzer tüm ISO ebatlarında master konları ve farklı ebatlarda yan konları

vardır. İlave olarak Resilon termoplastik ısı teknikleri ile beraber kullanılabilir. Güta perkaya benzer özelliklere sahiptir ve sökülmesi gerektiğinde kloroform gibi çözücülerle sökülebilir ya da ısıtıcılarla yumuşatılabilir (Shipper ve ark 2004). Bu yüksek dolduruculu termoplastik kanal dolgu materyalinin self-etch dentin adezivlere ve rezin tip patlara bağlanabildiği gösterilmiştir (Shipper ve ark 2004, Teixeira ve ark 2004).

1.8. Kök Kanal Dolgu Patları

Kök kanal patları, kök kanal kor materyali ve dentin duvarı arasındaki boşluğu örtmek için gereklidir. Patlar ayrıca lateral ve aksesuar kanalları ve kök kanalı içindeki düzensizliklere bağlı oluşan boşlukları da doldurur (Ørstavik 2005). Kanal patlarının kullanım amaçları Çalışkan (2006) tarafından aşağıdaki gibi özetlenmiştir:

1. Kanal patları, antimikrobiyal bileşenler içerirler ki kök kanalına yerleştirildikten sonra germisidal etkileri devam eder.

2. Kanal patı, kanala yerleştirilen kanal dolgu maddelerinin kanal duvarına adaptasyonunu sağlar.

3. Kanal patı, kanal içindeki kayganlaştırıcı özelliği ile Güta perkanın kanal içinde kullanımını kolaylaştırır.

İdeal bir kök kanal patının;

1. İyi kapama yeteneği olmalı (Branstetter ve Von Fraunhofer 1982).

2. Hem dentine hem de güta perkaya yapışabilmeli (Gogos ve ark 2004).

3. Antimikrobiyal aktivitesi ile yaşayan mikroorganizmaları öldürmeli (Fuss ve ark 1997).

4. Biyouyumlu olmalı, toksik olmamalı (Lodiene ve ark 2008).

5. Dokuların onarımını engellememeli, yaralanmış yapıların tekrar yapımını uyarmalı (Lodiene ve ark 2008).

6. Dolgunun kusurlarını örtebilmeli ve güta perkanın adaptasyonunu artırabilmeli (Gulsahi ve ark 2007).

7. Kanal duvarları boyunca akışkan olmalı, kanal duvarı ve Güta perka arasında uyumlu olmalı, Güta perka ve dentine sıkıca yapışmalı (Gambarini ve ark 2006).

8. Kök kanalı boyunca kolayca yerleştirilebilmeli, ıslak kanal duvarlarını kapatabilmeli ve böylece duvara iyi adapte olmalı (Gambarini ve ark 2006).

9. En küçük bir boşluk ve uyumsuzlukta bile materyale en büyük bağlanmayı sağlaması için ince film kalınlığına sahip olmalı (Gambarini ve ark 2006).

Kullanım özellikleri;

1. Yeterli radyoopasiteye sahip olmalı (Gambarini ve ark 2006).
2. Yeterli çalışma zamanı olmalı (Çalışkan 2006).
3. Kolayca karıştırılıp kanallara yerleştirilebilmeli, çözücü maddelerle ve aletlerle kolayca çıkarılmalı (Çalışkan 2006).
4. Bozulmadan uzun süre saklanabilmeli (Çalışkan 2006).

Birçok sayıda farklı içerikli kök kanal patları kullanılmaktadır. En yaygın olanları çinko oksit öjenol, kalsiyum hidroksit, cam iyonomer, silikon ve rezin esaslı patlardır (Saleh ve ark 2002).

1.8.1. Çinko Oksit Öjenol Esaslı Patlar

Bu grubu oluşturan patlar, Wach patı, Rickert's patı, Proco-seal, Kerr, Tubliseal, Grossman patı, N2, Endometazon, Estazone, Merpasone, Propylor, Kloroperka'dır. Bu tip patlarının ana özellikleri nemin olmadığı durumlarda yavaş sertleşmeleri (Allan ve ark 2001) ve kolaylıkla şekil alabilmeleridir.

Sertleştikten sonra hacimsel değişimlerinin az olması nedeni ile apikal kapamalarının iyi olduğu düşünülmektedir. (Çalışkan 2006). Çinko oksit öjenol esaslı patlar bileşimindeki öjenol ve çinko oksit sebebi ile güçlü antimikrobiyal özelliğe sahiptir (Mickel ve ark 2003, Saleh ve ark 2004).

1.8.2. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Patlar

Bu grubu oluşturan patlar, Sealapex, CRCS, Apexit'dir. Sealapex ve Apexit'in çeşitli bakteriler üzerinde zayıf antimikrobiyal aktivite gösterdiği açıklanmıştır

(Abdulkader ve ark 1996). Zaman geçtikçe kalsiyum hidroksit esaslı patların antimikrobiyal etkisinin arttığı görülmüştür, patın parçalanmasıyla hidroksil iyon miktarının artmasından dolayı olabileceği düşünülmektedir (Saleh ve ark 2004).

1.8.3. Cam İyonomer Esaslı Patlar

Bu grubu oluşturan patlar, Endion, Chembond, ASPA, Fuji ionomer ve Ketac-Endo'dur. Cam iyonomer esaslı patların biyouyumluğu yüksektir (Çalışkan 2006), mine ve dentine kimyasal olarak bağlanırlar ve flor iyonları açığa çıkarırlar (De Bruyne ve ark 2004). Cam iyonomer esaslı patlar sızıntı göstermesi (Schafer ve Zandbiglari 2003), öjenol esaslı patlarda bulunan lubrikasyon özelliğinin olmaması, sökülmesinin oldukça zor olması (Friedman 1995, Mount 1999) ve minimal antimikrobiyal etkinliği (Heling ve Chandler 1996) gibi dezavantajlara sahiptir.

1.8.4. Silikon Esaslı Patlar

Silikon esaslı patlar büzülme olmaksızın polimerize olur, çok iyi biyolojik özelliklere sahiptir, antimikrobiyal etkinlikleri yoktur ve zayıf bir bağlanma gösterirler (Miletic ve ark 2005). GuttaFlow sertleşme esnasında yavaşça genişler, akışkanlığı ile oda sıcaklığında kolayca uygulanır (Bouillaguet ve ark 2008). Sertleşirken genleşmesinden ve akışkanlığının artmasından dolayı iyi bir adaptasyon ve kapama sağladığı düşünülmektedir (El Ayoti ve ark 2005).

1.8.5. Rezin Esaslı Patlar

Rezin bazlı patların en başarılıları AH serisidir. İlk örneği polimerizasyon için methenamine kullanılan bis-fenol rezindir. İsviçre de Andre Schroeder tarafından 50 yıl önce geliştirilmiştir (Schroeder ve ark 1954). Urotropin olarak da bilinen methenamine serteşme reaksiyonu sırasında az miktarda formaldehit salınımı yapar (Spangberg ve ark 1993). Bu madde formaldehit formasyonu olmaksızın polimerizasyon olabilmesi için ortamda olan amin bileşikleri ile yer değiştirmektedir. Bu maddenin geliştirilmesinin bir sonucu olarak AH Plus piyasaya sunulmuştur.

Diğer rezin formu, dünyanın birçok tarafında son zamanlara kadar geniş bir kullanım alanı olan resorsin-formaldehit tipidir (Schwandt ve ark 2003). Bir çeşit fenol-formaldehit veya Bakelite rezindir, kuvvetli antibakteriyal pattır fakat zamanla büzülme olur ve diş yapısında kırmızı renklenmeye neden olur. Bu patın avantajı

güta perka ana kona ihtiyaç duymamasıdır. Donduğunda çok sert çözünmez bir kıvama sahiptir ve bu nedenle bu tip kanal dolgusunun sökülmesi çok zordur deneyim gerektirir (Schwandt ve ark 2003). Doğu Avrupa da daha çok kullanılır ve örnekleri arasında Forfenan ve traitement sayılabilir.

Diaket (3M ESPE) şelasyon ile yapılır fakat ana bileşen olarak polivinil klorit polimer formunu içermektedir. Biyouyumluluğu araştıran in vitro testlerde başarılı performans sergilemiştir (Miletic ve ark 2000).

EndoRez, urethane dimetrilat bazlıdır (UDMA) (Zmener ve ark 2004). Nem varlığında performansı yükselen hidrofilik özelliklere sahiptir. Son zamanlarda EndoRez rezin kaplı güta perka ile birlikte satılmaktadır. Patın bağlanma özelliği sayesinde kanal dolgusu boyunca daha iyi bağlanma ve kapatma sağlandığı varsayılmıştır (Tay ve ark 2005).

Epoksi rezin esaslı patlar, kanal duvarlarına mikro retansiyon ve yeterli şekilde apikal kapama sağlamaları, çözünürlüklerinin az miktarda olması ve düşük viskoziteye sahip olmalarından dolayı kullanılmaya başlanmıştır (Versiani ve ark 2006). Bu tip patlar, üstün mekanik ve dentine bağlanabilme özelliklerine sahiptir (Schwartz ve Fransman 2005). Bazı çalışmalar kanal tedavisinde kullanılan patların adezyonunun zayıf olduğunu göstermişler ve kök kanal dolgusunun ilerleyen zamanlarda bakteri kontaminasyonuna izin verdiğini belirtmişlerdir (Torabinejad ve ark 1990). Bundan dolayı son zamanlarda metakrilat rezin esaslı endodontik patlar daha popüler hale gelmiştir (Ahlberg 1998, Mannocci ve ark 1998, Economides ve ark 2004, Shipper ve Trope 2004). En son Resilon ve beraberinde kullanılan metakrilat esaslı patlar piyasada Epiphany (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT, Amerika), RealSeal (SybronEndo, Orange, CA, Amerika), SimpliFill (Lightspeed, San Antonio, TX, Amerika), Next (Heraeus-Kulzer, Armonk, NY) isimleri ile yer almaktadır (Versiani ve ark 2006).

Kanal patları için akışkanlığın uzun sürmesi, yavaş sertleşmesi ve ince film kalınlığına sahip olması önemli özelliklerdir. RealSeal, Epiphany ile aynı içeriğe sahiptir. Kusursuz bir akışkanlık özelliği gösteren RealSeal'in sertleşme zamanı yeterlidir ve ışık kullanıldığı takdirde süre kısaltılabilir (Gambarini ve ark 2006). Gambarini ve ark (2006) yaptıkları bir çalışmanın sonucunda RealSeal'in çinko oksit öjenol esaslı patlardan daha ince film kalınlığına sahip olduğu ve bu sayede en küçük

bir boşluk ve uyumsuzlukta bile materyale en büyük bağlanmayı sağladığı, bu özelliğinin patın dentin tübüllerine girmesine yardımcı olduğu açıklamışlardır. Bir diğer çalışmada, rezin esaslı patların dentin tübülleri içinde sıkı bir kapama sağladığı ve rezin esaslı olmayan patların aksine, homojenite ve yapısal bir bütünlük gösterdiği açıklanmıştır (White ve ark 1987). Mikroorganizmaların etkisiz hale getirilmesi açısından patın, dentin tübülü içinde homojen ve sıkı bir kapama sağlaması, penetrasyon derinliğinden daha önemli olduğu bildirilmiştir (Weis ve ark 2004).

Patların radyoopasitesi tedavinin kalitesini, kanal dolgusu içinde oluşan boşlukları değerlendirilmesi açısından önemlidir (Baksı ve ark 2007). Güta perka ile kullanıldığında patın aşırı opak olması, kanal dolgusunun değerlendirilmesini etkileyebilir (Baksı ve ark 2007). RealSeal'in akışkanlığı, film kalınlığı ve radyoopasitesinin ADA standartlarına uygun değerler taşıdığı açıklanmıştır (Gambarini ve ark 2006). Taşdemir ve ark (2008) rezin esaslı patlardan AH Plus, Epiphany, Diaket'in radyoopasitesinin ADA standartlarına uygun olduğunu göstermişlerdir.

Birçok çalışmada epoksi rezin esaslı patların, dentine kalsiyum hidroksit ve cam iyonomer esaslı patlardan daha iyi bağlandığı gösterilmiştir (Gettleman ve ark 1991, Gogos ve ark 2004). Bu durum epoksi rezin esaslı patın kollajende açığa çıkmış amino grupları ile reaksiyona girerek, rezin ve kollajen arasında kovalent bağlar oluşturma özelliği sayesinde olabileceği açıklanmıştır (Lee ve ark 2002). Gogos ve ark (2004) yaptıkları çalışmada 4 farklı kök kanal patının dentine bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar ve en yüksek bağlanma dayanımının metakrilat rezin esaslı pat olan Fibrefill ile epoksi rezin esaslı pat olan Top Seal'in olduğunu açıklamışlardır. Saleh ve ark (2002) 5 farklı kök kanal patının dentin ve Güta perkaya bağlanma dayanımı değerlendirdikleri çalışmada en yüksek değerin epoksi rezin esaslı pat olan AH Plus olduğunu rapor etmişlerdir.

Kanal tedavili dişlerdeki kırılmaya olan yatkınlığı endodontik materyaller kısmen telafi edebilmektedirler. Patların dentine olan adeziv özelliklerinin artırılması ile birlikte tedavi edilmiş dişlerin kırılma dayanımı artırılmakta ve böylece kanal tedavili dişin uzun dönem başarısı sağlanmaktadır (Teixeira ve ark 2004, Onay ve ark 2009). İlk olarak dentin adeziv primeri olarak üretilen asidik rezin monomerler son zamanlarda metakrilat rezin bazlı patların içine de konmaktadır. Bu tip

monomerlerin kanal dolgu patlarının içine konmasıyla birlikte patın radiküler dentine direk olarak adezyonu sağlanmakta ve asitleme-bondlama aşamaları ortadan kaldırılmaktadır. Bundan dolayı bu tip patlar 4. jenerasyon metakrilat rezin bazlı patlar olarak sınıflandırılmaktadır. Bu tip patların bonding aşamasını basitleştirmeleri, uygulama zamanını azaltmaları ve her bir bond aşamasında meydana gelebilecek birçok hatayı da önlemiş olmaları ile birçok avantaja sahiptirler.

MetaSEAL (Parkell Inc, Edgewood, NY) 4. jenerasyon metakrilat rezin bazlı pattır ve Japonya'da ticari olarak Hybrid Root SEAL (Sun Medical Co Ltd, Shiga, Japan) ismiyle anılmaktadır. Bu pat polimetilmetakrilat bazlıdır ve asidik rezin monomer içermektedir; 4-metakloretiltrimetilanhidrattır (4-META). 4-META içeren MetaSEAL kendinden primerli, hidrofilik ve kendiliğinden adhezivdir (Kim ve ark 2010). Restore edilen diş yapısını kuvvetlendirilerek dişin kırılmaya karşı olan direncinin arttırılabileceği anlayışı ile üretilmiştir (Teixeira ve ark 2004, Sagsen ve ark 2007, Schafer ve ark 2007, Karapınar ve ark 2009). Üreticisi tarafından MetaSeal' in, dentin duvarlarına güta perkaya bağlandığı kadar iyi bağlandığı iddia edilmektedir. Bu tip patlar potansiyel olarak kanal tedavisi yapılmış olan dişleri kırılmaya karşı kuvvetlendirebilmektedir (Ersev ve ark 2012).

1.9. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri

Güta perkanın kök kanalına yerleştirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Carrotte 2004b).

1.9.1. Soğuk Lateral Kondensasyon



Resim 1.9.1.1. Standart güta perka

1914 yılında Callahan tarafından önerilen bu yöntem; 1946 yılında Sommerin yöntem üzerinde değişiklikler yapması ile rutin uygulamaya sokulmuştur (Glickman ve ark 1992).

Soğuk güta perkanın lateral kondensasyonu kolay uygulanması nedeniyle klinisyenler tarafından yoğun bir şekilde kullanılmaktadır (Qualtrough ve ark 1999). Kanalda ilk sıkışan güta perkaya ana kon denir ve ISO standartlarındaki master apikal eğe ile uyumludur. Bu yöntemde ana kon yerleştirildikten sonra dentin duvarları ile ana kon arasındaki boşluklar yardımcı konlarla doldurulur (Alaçam 2000). Bu işlem oldukça zaman alıcıdır ve kök kırıklarına yol açabilir (Blum ve ark 1998). Bu yöntemin sağladığı en büyük avantaj, çalışma uzunluğunun kontrol edilmesinin kolay olmasıdır (Schafer ve Olthoff 2002).

Soğuk lateral kondensasyon en yaygın kullanılan teknik olmasına rağmen çoğunlukla kondensasyon hataları sonucunda homojen olmayan bir dolgu, Güta perkanın kanal duvarlarına zayıf adaptasyonu, spreader izleri, kanal dolgusunda oluşan boşluklar gibi sorunlarla karşılaşılmaktadır (Weller ve ark 1997). Bundan dolayı pat miktarının minimum, güta perka miktarının maksimum olması amaçlanmıştır (Wu ve ark 2001).

1.9.2. Sıcak Güta perkanın Lateral Kondensasyonu

Güta perkanın sıcak olarak uygulandığı soğuk lateral kondensasyon yönteminin bir modifikasyonudur. Marlin tarafından geliştirilmiştir (Marlin 1981). Güta perka kondensatörü ile uygulanır. Kondensatörün ucu kanal sonduna benzeyen 30-35 no'lu K-tipi eğe ebatlarında tamamen düz yivleri olmayan bir yapıya sahiptir (Marlin 1981). Yumuşayan güta perka kolayca kondanse edilir ve daha yoğun kanal dolgusu elde edilebilir. Bu işlem için ısıtılmış kondensatör uçları her zaman yeterli sıcaklıkta tutulamayabilir. Bu nedenle özel sıcak taşıyıcılar ve elektrikli ısıtılmış spreaderlar üretilmiştir. Aletlerin yavaşça ısıtılması önemlidir. Spreader çok fazla ısıtılırsa güta perka eriyip alete yapışabilir ve kanaldan tekrar çıkabilir (Carrotte 2004b).

1.9.3. Basit Tek Kon Tekniği

Geleneksel patlar ile yapılan basit tek kon tekniği sıcak vertikal kondensasyon tekniklerinden daha az kapatabilme etkinliğine sahiptir. Bu teknikte patın hacmi

yüksektir. Bundan dolayı boşluk oluşum riski artar ve dolgu kalitesi azalır (Kontakiotis ve ark 1997). Basit tek kon tekniğinin avantajı, kolay uygulanabilmesi ve lateral kondensasyon teknik ile karşılaştırıldığında önemli derecede daha az zaman harcanmasıdır. Dezavantajı ise pat miktarının fazla olması, zamanla patın çözünmesi ile kanalın üç boyutlu olarak doldurulamaması sonucu doku sıvıları ile temasa geçebilmesidir (Carrotte 2004b). Bu tekniğin vertikal kondensasyon tekniği ve lateral kondensasyon tekniği ile karşılaştırıldığı bir çalışmada Wu ve ark (2006) basit tek kon tekniğinde pat kalınlığının fazla olmasından dolayı boşluk oluşma riskinin arttığını rapor etmişlerdir.

1.9.4. Güta perka' nın Termomekanik Kondensasyonu

Mc Spadden tarafından 1979' da geliştirilmiştir. Bu teknikte güta kompaktörü adı verilen çok uzun olmayan, tersine çevrilmiş hendström eğesine benzer aletler kullanılmaktadır. Kompaktör mikromotorun ucuna takılır ve kompaktörün güta perkaya sürtünmesi ile güta perka yumuşar ve kompaktörün yivleri arasında apikale itilerek kondanse edilir (Alaçam 2000). En büyük dezavantajı güta perkanın yumuşamış halinin apeks boyunca taşarak kontrolünün apeks kısmında zor olmasıdır. Bunun üstesinden gelebilmek için bu teknik Tagger tarafından modifiye edilmiştir (Tagger ve ark 1984). Bu modifiye teknikte, master kon ve iki ya da üç aksesuar kon ile lateral kondensasyon yapılarak, kanalın koronal kısmı ise plastize güta kullanılarak doldurulmuştur. Bu metot, patın apikal kısmından taşmasını yarı yarıya önlemiştir. Bu doldurma tekniği özellikle tam bir apikal kapama sağlandıktan sonra koronal kısmının doldurulması için etkili ve hızlı bir yöntemdir (Carrotte 2004b).

1.9.5. Isıtılmış Güta perka Taşıyıcılar

Bu tekniğin orjinali 1978 yılında Johnson tarafından tanıtılmıştır. Taşıyıcıların çoğu plastiktir ve üzerine alfa faz güta perka adı verilen tabaka ile kaplanması sonucu elde edilir (Johnson 1978, Schafer ve Olthoff 2002). Aşırı materyal kaldırılır ve taşıyıcı kanalın merkezinde kalır. Yumuşamış güta perka akışkanlığı ile üç boyutlu olarak kanalı doldurur (Gutmann ve ark 1993). Taşıyıcılar 0.04 açıya sahiptir. Bazı taşıyıcılar U şekilli çapraz kesitlidir ve bu dizayn kanalın sökülmesi gerektiğinde drill ile kaldırılmasına imkan sağlar. Taşıyıcı metotlarda düşük sıcaklık uygulanmasından dolayı dokulara ısı geçişi riski oldukça azdır (Carrotte 2004b).

Isıtılmış güta perka taşıyıcılar ile yapılan kök kanal dolgularında kök kanalına yerleştirilen güta perka miktarı lateral kondensasyon ve Sistem B'ye göre daha fazladır. Bu yöntemde kanal dolgusunda kullanılan kök kanal patının miktarı azalmaktadır (De-Deus ve ark 2006a).

1.9.6. Sıcak Güta perkanın Vertikal Kondensasyonu

Isıtılmış güta perka aşırı akışkanlığı ile kanalların düzensiz bölgelerinin tam olarak doldurulması sağlanır. Özellikle internal rezorpsiyonlu ve C şekilli kanallarda kullanımı uygundur. Bu teknikte smear tabakası kaldırıldığı zaman güta perkanın dentin tübüllerine penetre olduğu belirtilmiştir (Gutmann 1993a). Bu yöntem için mükemmel sonuçlar rapor edilmesine rağmen ana konun yerleştirilmesi zordur ve zaman alıcıdır. Standart olmayan güta perka (0.04, 0.06 ya da yumuşatılmış tip) dikkatlice kanala yerleştirilir, seçilen plugger kullanılarak, sürekli ısı dalgası uygulanarak ısıtılmış yumuşak güta perka kon, kök kanalının apikal kısmına iyice kondanse edilir. Kök kanalının kalan kısmı diğer yöntemlerle doldurulabilir (Carrotte 2004b).

Güta perkanın sıcak vertikal kondensasyonu, soğuk lateral kondensasyonu ile karşılaştırıldığı zaman periodonsiyum ve kök kanalı arasındaki tüm giriş yollarını en iyi kapatan ve yüksek densiteli bir kök kanal dolgusu sağladığı belirtilmiştir (Saunders ve Saunders 1994b, Gilbert ve ark 2001). Bu yöntemde kök kanal sistemi içine homojen bir dolgu kitlesinin yerleştirilmesi sağlanır ve soğuk lateral kondensasyondan daha etkili bir şekilde lateral kanalların dolması mümkün olmaktadır (Clinton ve Van Himel 2001). Bu tekniğin dezavantajı çalışma uzunluğunun kontrolünün zor olmasıdır. Hızlı yerleştirme dolgunun taşmasına, yavaş yerleştirme ise dolgunun kısa kalmasına sebep olabilir (Levitan ve ark 2003).

1.9.7. Termoplastik Enjeksiyon Teknikleri

Güta perkanın kanal dışında ısıtılarak kanal içine enjekte edilmesi, termoplastik tekniklerinin değiştirilmiş şeklidir. Son yıllarda Obtura II endodontistler tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Alfa faz güta perka yaklaşık 200°'de yumuşar ve ısıtılmış gümüş iğne ucu ile itilip çekilir. İyi prepare edilmiş geniş kanallarda kullanılması önerilmektedir (Carrotte 2004b), fakat apikalde kontrol edilmesi zordur (Carrotte 2004b).

1.9.8. Açılı Tek Kon Tekniği



Resim 1.9.8. 0.06 Açılı güta perka

Döner alet sistemleri, hekimin başarısızlığını azaltması, preparasyon hızını arttırması gibi avantajlarından dolayı popülariteleri artmıştır (Thompson ve Dummer 1997). Döner alet sistemlerinin yoğun olarak kullanılmasıyla alternatif boyutları, farklı açı ve dizaynları olan sistemler ile döner aletlerin açısına uygun 0.02, 0.04, 0.06 açılı güta perka konlar kullanılmaya başlanmıştır (Bal ve ark 2001). Böylece açılı kanal aletleriyle hazırlanan kanalların, aynı açılı güta perka konlarla doldurularak kanalların tıkama kalitesinin artırılması ve uzun zaman alan kanal doldurma işleminin süresinin azaltılması amaçlanmıştır (Carrotte 2004b, Gordon ve ark 2005). Geniş açılı güta perka kon ile yapılan kanal dolgusu sonucunda daha homojen kanal dolgusu, daha fazla güta perka, daha az pat gözlenir. Çünkü kanal duvarına güta perka kon en yakın mesafede yerleştirilir (Bal ve ark 2001).

Tek kon tekniğin dezavantajının, düzensiz şekilli bir kanalın orta ve koronal üçlüsünde ana konun adaptasyonunun daha az olduğu; bunun sonucunda pat kalınlığının arttığı Wu ve ark (2000) tarafından gösterilmiştir. Bu durumunda önemli miktarda sızıntıyı arttırdığı belirtilmiştir (Beatty 1987).

1.10. Vertikal Kök Kırıkları

Vertikal kök kırıkları endodontik tedavili dişlerde mine ve dentin boyunca oblik ve longitudinal olarak devam eden tam veya yarım kırık hatlarıdır. Vertikal kök kırıkları genellikle etkilenen dişin çekimi ile sonuçlanır (Tamse ve ark 1999).

Vertikal kök kırıklarında en büyük iatrojenik ve patolojik faktörler aşağıdaki gibi sıralanmıştır;

a) Aşırı kök kanal preparasyonu,

b) Kanalın doldurulması sırasında aşırı şekilde uygulanan lateral ve vertikal kondensasyon kuvvetleri,

c) Pulpası alınmış dişin nemini kaybetmesi,

d) Post boşluğu için yapılan fazla preparasyon,

e) Post yerleştirilmesi esnasında yapılan aşırı baskı,

f) Büyük çürük lezyonları veya travma sonucunda dişin bütünlüğünün bozulması sayılabilir (Sedgley ve ark 1992).

Çok köklü dişlerde dişin korunması amacı ile etkilenen kök çekilebilir, tek köklü dişlerde prognoz genellikle daha kötüdür ve bu vakaların %11-%20' si çekimle sonuçlanır (Coppens ve ark 2003).

Vertikal kök kırıklarının tesbiti ve teşhisi endodontik tedavide oldukça zor yapılmaktadır ve sıklıkla teşhisten çok tahminle yapılabilmektedir (Berman ve ark 2006). Uygulanması gereken tedavinin belirlenmesi klinisyen için oldukça zor olabilmektedir. Genellikle vertikal kök kırıklarının tedavi seçenekleri arasında çekim, kök amputasyonu, hızlı kemik kaybı ve periodontal harabiyeti önlemek için implant yerleştirme gibi seçenekler sayılabilir (Tamse ve ark 1999).

Vertikal kök kırıklarının uzun dönemde prognozu kötüdür. Ancak dentin kalınlığı, dış proksimal kök yüzeyi, kanalın çapı ve şekli, aşırı genişletilmiş post preparasyonu, postun simantasyonu sırasında uygulanan aşırı kuvvetler gibi faktörler kırığın oluşma riskini arttırmaktadır (Abou-Rass 1983, Sathorn ve ark 2005).

Vertikal kök kırıkları global olarak farklı tedavi gereksinimleri olan en hafif olanından en ağır olanına kadar 4 ana grupta tanımlanmıştır. Bunlar; minor çatlak hatları, kasp kırıkları, çatlak dişler ve vertikal kök kırıklarıdır (Rivera ve ark 2009).

Minor çatlaklar asemptomatiktir, sadece minenin oklüzal yüzeyini etkiler ve sıklıkla onarılmasına gerek yoktur.

Kuspal kırıklar, soğuk hassasiyetiyle birlikte çiğneme haraketleri ile meydana gelir. Kasplarda ve kökün servikal marjinlerinde oluşmaktadır, genellikle kaspın

kuron veya onley ile yeniden eski haline getirilmesiyle onarılması sağlanır böylece bakteriyal kontaminasyon önlenmiş olur.

Çatlak diş, tamamlanmamış kırık olarak tanımlanabilir; değişken semptomlarla birlikte kuron üzerinde meydana gelir ve köke kadar inebilir. Genellikle kaspın restorasyonla tekrar yerine konması şeklinde bir tedavi öngörülür. Klinik olarak çiğnemeyle birlikte ağrıyla karakterize kırık devamlı ise ayrılmış parçalar gözle görülür. Eğer kırık parça apikale devam etmeksizin servikal üçlünün ortasında kalıyorsa küçük haraketli parça çıkarılır, geriye kalan kök kuron boyunun uzatılması amacı ile ortodontik ekstrüzyon yapılır böylece diş korunmuş olur (Rivera ve ark 2009).

Vertikal kök kırıkları longitudinal kırıkların en ağır tipidir. Genellikle apikalden koronale kadar uzanacak şekildedir (Rivera ve ark 2009). Vertikal kök kırıkları periodontal ligamente kadar uzanabilir, yumuşak doku kırık fıragmanlar arasından büyüyebilir. Kırık parçalar arası zaman geçtikçe ayrılabilir ve rezorpsiyon alanları oluşabilir bu da ilerde yapılacak tedavinin prognozunu olumsuz yönde etkileyebilir (Cohen ve ark 2003).

Tedavi için çabuk karar verilmelidir; çünkü zaman geçtikçe zarar gören alanın onarılmasında zorluklar yaşanacaktır. Vertikal kök kırıklarında gözlenen klinik işaretler, radyoŞekil özellikler ve belirtiler başarısız kanal tedavili ve periodontal problemli hastalarda gözlenen belirtilerle aynıdır; bu yüzden ayırıcı tanıları oldukça zordur (Meister ve ark 1980).

Vertikal kök kırıklarının çeşitli tedavi seçenekleri vardır, bunlar;

a) Dişin çekimi, kırık kökün uzaklaştırılması (yanlızca çok köklü dişlerde) (Lin ve ark 2008)
b) Ağız dışında kırık parçaların birleştirildikten sonra dişin reimplantasyonudur (Kawai ve ark 2002, Öztürk ve ark 2008).

En iyi teşhis ve tedavi seçeneğinin belirlemek için kırık parçaların yeri ve uzaklığının belirlenmesi çok önemlidir. Yapılan birkaç vaka çalışmalarında vertikal kök kırıklarının farklı durumlarda hangi tedavi çeşitlerinin yapılacağı tarif edilmiştir (Kawai ve ark 2002, Lin ve ark 2008).

Kim ve ark (2010) Ni-Ti döner aletlerin dizaynları ile vertikal kök kırıklarının insidansı arasında potansiyel bir ilişki olduğunu göstermişlerdir. Ni-Ti eğelerde dizayn; şekillendirme yaparken kök dentinin üzerine uygulanan kuvveti değiştirmektedir (Lam ve ark 2005). Bundan dolayı döner aletler ile yapılan preparasyon esnasında uygulanan kuvvetler kökte gerginlik ve stresin artmasına neden olmakta (Kim ve ark 2010); kök kırığı oluşma olasılığını arttırmaktadır. Bier ve ark (2009) S-apex döner aletler haricindeki birkaç döner alet sistemi ile yapılan preparasyonda dentin hasarının (mikrokırık) oluştuğunu; protaper kullanılan grupta en fazla hasar oluştuğu el aleti ile yapılan genişletme de ise hiç hasar oluşmadığı göstermişlerdir.

Farklı açılarda döner aletlerin kullanımı ile değişik açılarda kanal genişlikleri elde edilebilmesine rağmen; preparasyon sırasında büyük miktarda madde kaldırılması ile diş yapısında zayıflamaya neden olunmakta ve kök kırığına zemin hazırlanmaktadır (Trope ve ark 1992).

Tamse ve ark (2006) ve Zandbiglari ve ark (2006) yaptıkları çalışmalarda radikülar kanal preparasyonun aşırı döner alet kullanımının dişi zayıflatabildiğini göstermişlerdir.

S-Apex döner aletler ve 0.02 açılı el aletlerine oranla önemli derecede daha fazla tamamlanmış ve tamamlanmamış dentin kırıkları meydana gelmektedir (White ve ark 2002). Bu tip defektler (Teixeira ve ark 2004, Zandbiglari ve ark 2006) kırıkların gelişmesine zemin hazırlayabilmektedirler (Shipper ve ark 2004). Zamin ve ark (2012) yaptıkları çalışma da döner aletlerin el aletlerine kıyasla daha fazla dentin kırığına neden olduğunu, apikal foramenden daha kısa çalışmanın dentin defekti riskini azalttığını göstermişlerdir.

1.11. Kırık Stres İlişkisi

Endodontik tedavi orjinli vertikal kök kırıkları çok nadir görülen olaylar olmasına rağmen; dişin kaybıyla sonuçlanması yüzünden hala büyük bir sorundur (Tamse ve ark 1999, Sathorn ve ark 2005). Vertikal kök kırıklarına hazırlayıcı faktörler geniş bir şekilde araştırılmış ve sebepleri anlaşılmaya çalışılmıştır (Lindauer ve ark 1989, Sathorn ve ark 2005). Kanal doldurma işlemleri kanal içi postlara bağlı yük artışları sıklıkla vertikal kök kırığı riski oluşturmaktadır (Blum ve ark 1997, Wilcox ve ark 1997, Lertchirakarn ve ark 1999, Dulaimi ve ark 2005). Fakat asıl

olarak vertikal kök kırıkları kanal şekillendirmesinden kaynaklanan stres yoğunluğunun artmasından, kanalın normalden fazla bir şekilde genişletilmesinden, klinik işlemleri sırasında kanal yüzeyleri arasından meydana gelen defektler veya düzensizliklerden kaynaklanmaktadır (Sathorn ve ark 2005).

Kanal şekillendirmesi aletin dentin duvarlarıyla teması sayesinde gerçekleşmektedir. Bu temaslar dentinde birçok anlık stres yoğunluğu meydana getirmektedir. Bu şekildeki stres yoğunluklarındaki artış; vertikal kök kırığı oluşturabilecek dentin defektlerinin meydana gelmesine yol açabilir (Cheol Kim ve ark 2010). Preparasyon sırasında kökte meydana gelen yüksek stres; dentin defektlerinde artışa neden olarak böylece vertikal kök kırığı riskinin artmasına sebep olmaktadır. Temas stres seviyesi aletlerin kesitsel ve uzunlamasına dizaynlarına bağlı olarak eğelerin mekanik davranışlarıyla belirlenmektedir (Ankrum ve ark 2004, Kim ve ark 2009). Ni-Ti döner aletler ile yapılan preparasyonda en yüksek stres alanları uygulanan kuvvetlere bağlı olarak eğenin yakınında, en çok eğimli kanalların orta üçlüsündeki kanal duvarlarında meydana gelerek apikalde kırığa neden olmaktadır (Blum ve ark 1999, Adorno ve ark 2009).

Eğimli kanallarda Protaper'ın en yüksek gözlemlenen stres değerleri ortaya çıkardığını göstermiştir (Cheol Kim ve ark 2010). Bu yüksek gözlemlenen stres kriterlerinin kullanılması ile tek bir değer hesaplanır bu şekilde 3 boyutlu olarak eşdeğer bir stres simülasyonu yapılabilmektedir. Böylece eş değer stres değerleri sayesinde tüm 3 boyutlu stres durumu gösterilebilmektedir. Gözlemlenen stres değerleri ile esas gerilim veya basınçla oluşan stres değerleri arasında ayrım yapılamamaktadır. Asıl stres bileşenleri ayrıca belirlenir. En önemli stresler en yüksek stres bileşenlere sahip olan streslerdir (Kim ve ark 2010). Kim ve ark 2010'da yaptıkları çalışmaya göre Protaper'ın diğer karşılaştırılan aletlere göre apikal kök bölgesinde en yüksek değerde stres ve gerilim oluşturduğu gösterilmiştir. Yine yapılan çalışmalarda diğer sabit açılı döner aletlere göre Protaper'ın daha fazla hasar oluşturma oranı olduğu rapor edilmiştir (Calberson ve ark 2004, Schafer ve ark 2004, Bier ve ark 2009, Shemesh ve ark 2009). Bu da şekillendirme sırasında oluşan kök stresleri ile dentin defektleri arasında ilişki olduğunu doğrulamaktadır (Kim ve ark 2010).

Klinik olarak kanalın genişliği ve preparasyon sırasındaki değişimler döner aletlerin dizaynına göre değişiklik göstermektedir. Aletlerin kanal duvarlarına teması ile oluşan streslerin dağılımına göre kanal şekli değişebilmektedir. Yüksek kök stres yoğunlukları daha fazla kanal deviyasyonuna ve sonuç olarak daha fazla zayıflamış dentin alanlarına neden olabilmektedir (Cheol Kim ve ark 2010). Bu incelmiş dentin alanları kök yapısının zayıflamasına ve apikal kırık riskinin artmasına neden olmaktadır (Wilcox ve ark 1997, Versluis ve ark 2006).

Döner aletlerdeki dönme hızı etkin sertlik gibi dinamik cevapları etkilemektedir. Kök dentininde dinamik analiz için viskoelastik özelliklere gerek yoktur. Cheol Kim ve ark 2010'da yapılan çalışmaya göre Ni-Ti eğelerin dizaynı ile kök kırıkları arasında potansiyel bir ilişki olduğu gösterilmiştir. Eğelerin dizaynının preparasyon esnasında apikal stresi ve gerilimleri etkileyerek dentin defektlerin ve kanaldaki sapmaların artmasına neden oldukları gösterilmiştir. Ayrıca Adorno ve ark 2009' da kök kanal tıkamanın ve final restorasyonun bu tip defektleri başlattığı veya arttırdığı ve böylece vertikal kök kırığına olan duyarlılığı arttırdığı bildirmişlerdir.

1.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içi ve çevresindeki yapılar fonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisindedir (Caputo ve ark 1987). Ağız içinde oluşan kuvvetler ve dağılımları en iyi şekilde belirlenmelidir. Oluşan kuvvetlerin yönlerinin değiştirilerek, normal sınırların içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır (Sonugelen ve Artunç 2002). Çiğnemeden kaynaklanan kuvvetlerin etkisi ile diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, kuvvete maruz kaldığı anlarda dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, mümkün olan en iyi tasarım için gerekli şartları önceden belirlemek amacı ile çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır (Sonugelen ve Artunç 2002).

Dişhekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri aşağıdaki gibi listelenmiştir:

- Kırılgan Vernik Yöntemi İle Kuvvet Analizi
- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerilim Ölçerli Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik Interferometri Yöntemi

- Termografik Kuvvet Analizi
- Radyotelemetri
- Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

1.12.1. Kırılgan Vernik Yöntemi ile Kuvvet Analizi: Kırılgan vernik, kuvvet dağılımına bakılacak modelin üzerine uygulanıp fırınlandıktan sonra, model üzerine kuvvet tatbiki ile gerçekleştirilir. Nesneye kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama bölgesinden uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetin yoğun bulunduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hattının yönünü gösterir (Craig 2002, Sonugelen ve Artunç 2002).

1.12.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi: Geometrik şekli olmayan cisimlerde kuvvetin yönünü gözlemek için bu yöntemden kullanılır. Karışık yapılar içinde oluşan mekanik gerilmeler ışık hüzmeleri haline getirilerek, görünür hale getirilir. Oral bölge gibi çok karmaşık yapıların, fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekil verilerek yüklenmesi durumunda, restoratif elemanlarda olan stresler incelenen cismin her kesiminde gözlenebilir. İncelenen cisimden kesitler alınır ve polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir (Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003).

1.12.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi: Gerilim ölçer yük uygulanan yapılarında oluşan doğrusal yönde şekil değişimlerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri vardır. Bu analiz ile kalibrasyonu yapılmış elektriksel direnç elemanları ile stres altındaki boyutsal değişimleri inceler (Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003)

1.12.4. Holografik Interferometri Yöntemi: Lazer ışını ile incelenecek cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik filmde kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu şekilde yapılan kuvvet analizinde, ışık girişim saçaklarını ölçen interferometri denilen bir alet kullanılmaktadır. Bu alet cisimler üzerindeki aralıkları ve yer değiştirme miktarını, meydana getirdiği iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi esnasında cisim hareket etmesi ile holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesiyle değerlendirme yapılır (Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003).

1.12.5. Termografik Kuvvet Analizi: Bir kuvvet karşısında maddenin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişimlerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Homojen maddelere uygulanan yüklemelerde oluşan stresler ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, maddenin üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Craig 2002).

1.12.6. Radyotelemetri: Bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletimi ile çalışan yöntemdir. Bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, madde üzerindeki gerilim ölçerler, gerilim ölçer amplifiteri, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine neden olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta, etkilemektedir (Craig 2002).

1.12.7. Sonlu Elemanlar Analiz (FEA) Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, 1900' lu yıllardan beri kullanılmaktadır. Courant sonlu elemanlar yöntemini ilk geliştiren kişi olarak bilinmektedir (Geng ve ark 2001). Sonlu elemanlar stres analizerinin kullanıldığı diğer önemli adım, Boeing'in 1950'lerde uçak kanatlarını modellemek için üçgen gerilim elemanlarının kullanılmasıyla olmuştur.

Uzay ve havacılık endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için kullanılan bu yöntem, 1960' larda diğer mühendislik alanlarında da kullanmaya başlanmıştır. Zienkiewicz ve Cheung 1967' de sonlu elemanlar yöntemini anlatan bir kitap yazmışlardır (Geng ve ark 2001). Son zamanlarda bu yöntem geliştirilerek ısı transferi, sıvı akışı, kütle transferi ve elektromanyetik problemler, dayanım, titreşim ve dinamik problemlerini çözmek için kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi; canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın sekilde modellemesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Bu metotun kullanılması bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ile artış göstermiştir. Bilgisayar ile yapılan bu analiz diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe en yakın sonuçlar vermektedir (Taşkınsel 2009).

Temel prensip her cismin küçük parçalara bölünmesi ve bunların komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya 2005).

İncelenecek yapı küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir eleman ağı oluşturulur. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere "*eleman*" (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme *"matematiksel model"* ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına *"düğüm"* (node) adı verilir (Şen 2009). Eleman ağını oluşturan elemanlar kendi streslerini ve şekil değişikliklerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkiler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile yapının tümündeki strese bağlı şekil değişiklikleri elde edilir (Sonugelen ve Artunç 2002).

Dental sistemler ise karmaşık geometriye sahiptir. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı dental sistemler için son derece uygundur (Geng ve ark 2001, Asmussen ve ark 2005).

Sonlu eleman analizi diş hekimliği biomekaniğinde stres analizi için kullanılan popüler bir sayısal metot olmuştur (Farah ve ark 1973, Thresher ve ark 1973).

Klinikte preparasyon yapılırken kullanılan instrumantasyon aletleri bütün kanal duvarlarına eşit bir şekilde temas edemediği için oluşturulan kanal formu düzensiz olabilmektedir (Sathorn ve ark 2005). Bu yüzden stres dağılımı düzensiz olmaktadır. Kök kanal şekli ve kök morfolojisi stres dağılımını etkilemektedir bu da kanal duvarlarının içinde gerilme streslerinin artması ile sonuçlanmaktadır (Soares ve ark 2008). Ek olarak kanalın genişliği ve şekli, dış kök yüzeyinin eğimi dentinin kalınlığı; kırılmaya olan yatkınlığı ve kırılmanın ne şekilde olacağını etkileyen faktörlerdir (Sathorn ve ark 2005). Bütün bu faktörler kanal duvarlarında stres yoğunluğunun artmasıyla ilgilidir (Chatvanitkul ve ark 2010).

Bu metot verilen koşullar altında kırık oluşma potansiyelinin tahmin edilmesine yardımcı olabilmektedir (Lertchirakarn ve ark 2003). Sonlu eleman modeli laboratuvar testleri ile karşılaştırıldığında birkaç avantajı olduğu ileri sürülmektedir. Deneysel çalışmalarda klinik olarak mevcut değişkenler sıklıkla kontrol edilememektedir. Ek olarak kök kanal duvarlarındaki stresin ölçülebilmesi direk olarak mümkün olamamaktadır. Sonlu eleman analizi bu sorunu çözebilmektedir (Toksavul ve ark 2006). Ayrıca sonlu eleman analizi ile yük taşıma

durumunda materyal özellikleri ve oluşabilecek geometrinin öngörülebilmesi için stres dağılımını ve yoğunluğu hesaplanabilmektedir (Min-Ho Lee ve ark 2011).

1.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

- Analizde kullanılan sonlu elemanların boyutlarının, şekillerinin; esnekliği ve değişkenliği nedeni ile incelenen bir cismin geometrisi tam olarak bilgisayar ortamında temsil edilebilir,
- Birden çok boşlukları ve köşeleri olan kompleks cisimler veya bölgeler kolaylıkla incelenebilir,
- İncelenecek cismin geometrisi veya malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamanla meydana gelen değişken özellikler, malzemenin kendinde olan özellikler gözönüne alınarak inceleme yapılabilir,
- Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş "kuvvetler" ve "yer değiştirmeler" cinsinden formüle edilebilir. Sonlu eleman metotunun bu özelliği problemin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir,
- Sınır özellikleri kolaylıkla uygulanabilir,
- Deneme yapılması mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simüle edilmesine olanak sağlaması,
- Modellerin ve uygulanacak kuvvetler üzerinde değişiklerin yapılıp, analizin pek çok kez tekrar edilebilmesi,
- Analitik çözümlemelerden ve deneysel uygulamalardan daha hassas sonuç verir (Farah ve ark 1973, De Vree 1983, Darendeliler 1995, Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003, Çifter 2007, Bölükbaşı 2008).

1.12.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları

- Analizde kullanılan programlar lisanslı olmaları ve her kullanıcı için bir girişe olanak sağlaması nedeniyle maliyeti oldukça yüksektir,
- Programın kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekmektedir. Bu nedenle kullanılacak bilgisayar sisteminin bedeli de maliyeti arttırmaktadır.

Analiz programının kullanımı için uzmanlara ihtiyaç vardır (Farah 1973, De Vree 1983, Darendeliler 1995, Ersöz 1995, Ulusoy ve Aydın 2003, Şen 2009).

1.13. Mekanik İlgili Bazı Temel Kavramlar

A)Stres (Gerilim)

Sabit bir maddeyi dışardan bir kuvvet uygulandığında, dışardan gelen bu kuvvete karsı bir direnç gelişir. Bu tepki uygulanan kuvvete karşı eşit kuvvette ama ters yöndedir, stres olarak adlandırılır. Hem uygulanan kuvvet hem de stres uygulanan cismin tüm yüzeyine dağılır. Direk olarak ölçülmesi oldukça zordur, bundan dolayı uygulanan kuvvet ve uygulandığı alan ölçülür ve stres birim alana düşen kuvvet oranından hesaplanır (Kohn 2006).

B) **Strain (Gerinim)**

Cisme kuvvet uygulandığında gerilimle beraber gerinimde oluşmaktadır. Gerinim atomik düzende atomların haraket etme derecesidir. Ölçü birimi olmadığından dolayı büyüklük olarak ifade edilmektedir (Zaimoğlu ve ark 1993, Eraslan 2012)

C) Stres Tipleri

Bir cisme bir kuvvet herhangi bir doğrultudan gelebilir ve genellikle birden fazla kuvvet beraber kompleks stresler olusturabilir. Genellikle tek olarak uygulanan kuvvetler aksiyal (çekme veya sıkıstırma), makaslama, bükülme veya burulma kuvvetleridir. Tüm stresler, iki temel stres tipi birleşimi (aksiyal ve makaslama stresleri) ile çözümlenebilmektedir.

Çekme (tension); Bir cisme aynı oranda zıt yönlerde iki kuvvet uygulandığında veya cismin bir ucunun sabitlendiği ve diger ucuna aksi yönde kuvvet etkilediğinde oluşmaktadır.

Sıkışma (compression); Bir cisme aynı doğrultuda birbirlerine doğru iki kuvvet etki ettiğinde veya cismin bir yüzünün sabitlendiği ve diğer yüzüne sabitlenen yüze doğru kuvvet uygulandığında oluşmaktadır.

Makaslama (shear); aynı yön de olmayan ancak birbirine paralel iki kuvvet uygulandığında oluşmaktadır.

Çekme kuvveti uygulandığında moleküller maddenin ayrılmasına karsı direnç oluştururken; sıkışma uygulandığında moleküller birbirlerine daha yakın olmaya

zorlayan kuvvete karsı direnç oluştururlar; makaslama stresi uygulaması sonucu ise, maddenin bir parçası diğer parçasının üzerinden kaymaya karsı direnç göstermektedir (Kohn 2006).

D) Dayanıklılık (Strength)

Maddenin yapısının bozulması için gerekli olan maksimum stres olarak tanımlanır ve etkin olan stres cinsine göre çekme, sıkışma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (Kohn 2006).

E) Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki streslerin, meydana getirdikleri strain değerlerine bölünmesiyle ortaya çıkan sabit sayıdır ve maddenin rijiditesi hakkında bilgi verir. Bu değer ne kadar yüksekse o cisim yüke karşı daha az deforme olur. Stresin strain'e bölünmesi ile elde edilir.

F) Poisson Oranı

Bir yönde kuvvet uygulanarak şekil değişmesine maruz kalan her cisim, diger yönde aynı miktarda bir şekil değiştirme göstermektedir. Örnek vermek gerekirse uzatılan bir lastik şeridin eninin daralması olayıdır. Sonuç olarak dikey yöndeki deformasyonun yatay yöndeki deformasyona oranı olarak tanımlanır.

Çekme ya da sıkıştırmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerilme eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranı Poisson oranı olarak da isimlendirilmektedir (Kohn 2006).

G) Asal stres (Principle stres)

Üç boyutlu elemanlarda en yüksek stres değeri, tüm makaslama streslerinin sıfır olduğu durumlarda oluşmaktadır. Elemanın bu konumda olduğu streslere Asal stres (Principle stres) denir. Asal stresler;

- Maksimum asal stresler,
- Aradaki asal stresler,
- Minimum asal stresler olarak ayrılmaktadır. Analiz sonuçlarında pozitif değerler; çekme, negatif değerler; basma kuvvetlerini göstermektedir. Hangi stres tipi daha yüksekse madde daha büyük stres tipinin etkisi altındadır.

H) Von Mises Stres

Çekilebilir materyaller için şeklinde bozulmanın başladığı an olarak tarif edilebilir, bu tip stres ile madde üzerinde oluşan stres dağılımları konusunda bilgi edinilebilir (Shigley 1986, Eraslan 2012).

Bu çalışmanın amacı, farklı genişletme sistemleri ile genişletilmiş ve üç farklı kanal dolgu patı ile doldurulmuş diş köklerinin,

1. Kırılma dayanımını mekanik yükleme testi ile değerlendirmek,
2. Mekanik yükleme sonunda oluşan kırık tiplerinin analizlerini yapmak,
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 ve İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezlerinde, in vitro şartlarda yapıldı; Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Dekanlığı Konya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 9.12.2009 tarih ve 66 nolu kararı tarafından onaylandı. Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri, üretici firma ve materyal bilgileri Çizelge 2.2.1 de gösterilmiştir.

Çalışma laboratuar ve Sonlu Eleman Stres Analizi olmak üzere iki ana bölümde gerçekleştirildi. Laboratuar aşamasında 5 döner alet sistemi, 1 el aleti ile preparasyon edilmiş ve 3 farklı kanal dolgu patı ile doldurulmuş dişlerde mekanik yükleme yapılarak kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Çalışmanın ikinci aşamasında stres analizi için modeller oluşturmak üzere her bir preparasyon tekniğini temsil edecek 6 örneğe Micro Computerized Tomography (CT) taraması yapıldı. Elde edilen modellere bilgisayar ortamında yüklemeler yapılarak oluşan stres miktarları ve yayılımlar incelendi.

2.1.Örneklerin Hazırlanması ve Gruplar

Bu çalışmada ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş 250 adet çürüksüz ve restorasyonsuz, kök gelişimini tamamlamış, benzer boyda ve kalınlıkta, yuvarlak, tek kanallara sahip, rezorpsiyonsuz, açık apikali olmayan, kırık hattı olmayan, kök eğimi olmayan insan tek köklü alt premolar dişleri kullanıldı. Bukkal-lingual boyutları ve mezyal-distal boyutları dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü. Bukkal-lingual boyutların ortalama 6.5±0.5 mm, mezyal-distal boyutların ise ortalama 4.5±0.5 mm olması sağlandı**.** Dişler % 10 ‘luk tamponlanmış formalin de bekletildikten sonra üzerlerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir kretuar (No:2, Hu-Friedy Mfg. Co Inc, Leimen, Almanya) ve bistüri ile temizlendi.

Devamlı su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak giriş kaviteleri açıldıktan sonra kök kanallarının açık olup olmadığının saptanması için 15 numara K tipi eğe (Dentsply Maillefer-USA) ile kontrol edildi. Örneklerin çalışma boyları apikal foramenden 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi.

Dişlerin kuronları mine-sement seviyesinden her kökün boyu 13 mm ±0.5 mm olacak şekilde dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü; devamlı su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak kesildi.

Kullanılan patlara göre 3 gruba ve sonrasında kullanılan preparasyon yöntemine göre 6 alt gruba ayrıldı. Farklı preparasyon yöntemleri ile hazırlanmış ilave bir grupta kontrol amacı kanal dolgusu yapılmadı (n=10) , diğer kontrol grubu ise sağlam dişlerden oluşturuldu (n=10). Böylece toplam 25 grup oluşturuldu. Aşağıda bu gruplar ve açıklamaları görülmektedir.

Grup 1: El aleti ile preparasyon+ RealSeal kanal dolgu patı
Grup 2: Profile döner alet sistemi + RealSeal kanal dolgu patı
Grup 3: Revo-S döner alet sistemi+ RealSeal kanal dolgu patı
Grup 4: K3 döner alet sistemi + RealSeal kanal dolgu patı
Grup 5: RaCe döner alet sistemi + RealSeal kanal dolgu patı
Grup 6: Twisted files döner alet sistemi + RealSeal kanal dolgu patı
Grup 7: El aleti ile preparasyon+ Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 8: Profile döner alet sistemi + Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 9: Revo-S döner alet sistemi + Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 10: K3 döner alet sistemi + Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 11: RaCe döner alet sistemi + Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 12: Twisted files döner alet sistemi + Hybrid Root SEAL kanal dolgu patı
Grup 13: El aleti ile preparasyon+ AH Plus kanal dolgu patı
Grup 14: Profile döner alet sistemi+ AH Plus kanal dolgu patı
Grup 15: Revo-S döner alet sistemi + AH Plus kanal dolgu patı
Grup 16: K3 döner alet sistemi + AH Plus kanal dolgu patı
Grup 17: RaCe döner alet sistemi + AH Plus kanal dolgu patı
Grup 18: Twisted files döner alet sistemi + AH Plus kanal dolgu patı
Grup 19 : El aleti ile preparasyon+kanal dolgusu yok
Grup 20 : Profile döner alet sistemi+ kanal dolgusu yok
Grup 21 : Revo-S döner alet sistemi + kanal dolgusu yok
Grup 22: K3 döner alet sistemi + kanal dolgusu yok
Grup 23: RaCe döner alet sistemi + kanal dolgusu yok
Grup 24: Twisted files döner alet sistemi + kanal dolgusu yok
Grup 25: Sağlam kök kanal preparasyonu yok

2.1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

2.1.1.1. El Aleti Grubu

Bu grupta preparasyona fizyolojik foramendeki apikal daralmada sıkışan kanal aleti ile başlandı. Bu alet (başlangıç eğesi-IAF) ile hafif basınç uygulanarak apikal daralma hissedilene kadar ilerlendi. Kanal çalışma boyunda apikal bölüm 30 numaraya kadar genişletildi. En fazla 45 derece çevrilerek kanal duvarlarında çevresel eğeleme yapıldı. Üçüncü eğeden sonra master apikal file (MAF) koronele doğru kullanılan her 1mm' den sonra artan eğe kalınlığı ile çalışma uzunluğunda MAF ile şekillendirme yapıldı. Eğelerle şekillendirme tamamlanmasından sonra, orta ve koroner 1/3'te kök kanalı sırası ile 1, 2 ve 3 nolu Gates-glidden ile genişletildi ve basamak kalmasını önlemek için son şekillendirme yapıldı (Çalışkan 2006).

2.1.1.2. Profile Grubu

Bu grupta preparasyonda Profile döner alet eğeleri (Dentsply Tulsa Dental, Oklahama) crown-down tekniği ile kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda motor hızı (150-350 rpm) olacak şekilde (.08/60 - .07/50) eğe sırası ile kanalın koronal üçlüsünün şekillendirilmesi için çalışma boyundan 3 mm'den fazla uzak kalacak şekilde; kanalın orta üçlüsünün şekillendirilmesi amacı ile (.06/40-.06/35-.06/30-.04/35-.04/30) sırası ile çalışma uzunluğuna 3mm yakın olacak şekilde; kanalın apikal şekillendirilmesinin yapılabilmesi amacı ile (.04/30- .04/35) eğe sırası ile çalışma uzunluğunda; en son olarak final şekillendirme için (.06/30) eğesi çalışma boyunda kullanıldı.

2.1.1.3. Revo-S Grubu

Bu grupta preparasyonda Revo-S döner alet eğeleri (RS; Micro-Mega, Besançon Cedex, Fransa) crown-down tekniği ile kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda motor hızı (250-400 rpm) olacak şekilde SC 1 (Shaper-Cleaner 1) eğesi (.06/25) ile çalışma boyunun 2/3'üne ilerlemeye çalışıldı; daha sonra (.04/25) SC 2 (Shaper-Cleaner 2) ile çalışma boyunda kanal genişletildi; (.06/25) SU (Shaper-Universal) ile çalışma boyunda çalışıldı ve en son olarak (.06/30) (Apikal Shaper 30) ile preparasyon tamamlandı.

2.1.1.4. K3 Grubu

Bu grupta preparasyonda K3 döner alet eğeleri (Sybron Endo, Orange California) crown-down tekniği ile kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda

motor hızı (300-350 rpm) olacak şekilde ve yine üreticinin önerdiği preparasyon yöntemlerinden 'Procedure pack' kullanılmıştır. Her eğe kanal içinde 5-7 sn pasif ve hafif baskıyla döner aletler sistemlerinde kullanılan fırçalama haraketi uygulanmıştır. Bu sistemde (.10/25) ile koronal şekillendirmeye başlandı, direnç hissedilinceye kadar devam edildi ve (.08/25) eğe ile koronal şekillendirme bitirildi. Sırası ile (.06/40- .06/35- .06/30) eğeleri direnç hissedince değiştirmek sureti ile uygulandı ve preparasyon işlemi bitirildi.

2.1.1.5. RaCe Grubu

Bu grupta preparasyonda RaCe döner alet eğeleri (FKG Dentaire, La-Chaux-de Fonds, Genf, Switzerland) crown-down tekniği ile kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda motor hızı (300-600 rpm) olacak şekilde; koronal şekillendirme için (10/40-.08/35) sırası ile; orta üçlü için çalışma uzunluğunda (.06/30 - .06/25 - .04/25) sırası ile; apikal şekillendirme için (.02/25) eğesi çalışma uzunluğunda kullanılmıştır.

2.1.1.6. Twisted Files Grubu

Bu grupta preparasyonda Twisted Files döner alet eğeleri (SybronEndo Orage, CA) crown-down tekniği ile kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda motor hızı (500-600 rpm) olacak şekilde (.08/25) eğesi ile kanal çalışma boyuna ilerlenmeye çalışıldı; (.06/25) eğesi ile kanal çalışma boyuna ilerlendi ve en son olarak (.06/30) eğesi ile şekillendirme işlemi bitirildi.

Preparasyon sırasında tüm gruplarda aynı irrigasyon protokolü (3ml, %5,25 'lik NaOCL (Spot Diş Deposu, İzmir, Türkiye), 1 ml %17'lik EDTA (Imıcryl, Konya, Türkiye) ve en son olarak 1 ml distile su) uygulandı. Preparasyonu bittikten sonra; kanallar kağıt konlar (Diadent-Kore) ile kurutuldu.

2.2. Kök Kanallarının Doldurulması

El aleti grubu hariç tüm gruplar tek kon tekniği ile dolduruldu. Bunun için RealSeal, Hybrid Root SEAL ve AH Plus kanal dolgu patları kullanıldı. Her üç pat üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda karıştırılıp önce lentülo (Mani-Japonya) ile kanala gönderildi, sonra 0.06 açılı #30 lik Güta perka kon pata bulanarak kanal içine uygulandı. El aleti grubunda 0.02 açılı güta perka ile soğuk lateral kondensasyon

yöntemi uygulandı. Bu çalışmada kullanılan kök kanal dolgu patları ve içerikleri Çizelge 2.2 de verilmiştir.



Resim 2.2.1.



Resim 2.2.2.



Resim 2.2.3.

Çizelge 2.2. Patların içerikleri

Patlar	Üretici Firma	Komponent	Lot no
RealSeal	SybronEndo, Orange, CA, USA	BisGMA, UDMA Hidrofilik metakrilatlar	188305
Hybrid Root Seal	Sun Medical, Tokyo, Japan; Parkell Inc, Farmington, NY	Toz: Zirkonyum oksit doldurucular, Amorphous silika Polimerizasyon başlatıcılar Likit: %60 4-META, %40 HEMA Dimetakrilat	EE12
AH Plus	Dentsply Caulk, Milford, DE, USA	Komponent A: Epoksi rezin, Kalsiyum tungstate, Zirkonyum oksit, Aerosil, İron oksit Komponent B: Adamantane amin, N,N-dibenzil-5-oxanonane TCD-diamin, Kalsiyum tungstate, Aerosil, Zirkonyum oksit	Komponent A (1012000601) Komponent B (1011002182)

4-META=4-metakrilooksietil trimellitate anhydride; HEMA:2-hidroksietil metakrilat

Test grupları aşağıdaki gibi oluşturuldu;

- Farklı tekniklerle genişletilmiş 6 grup diş RealSeal patı-0.06/30 açılı güta perka (Diadent, Kore);
- Farklı tekniklerle genişletilmiş 6 grup diş Hybrid Root Seal-0.06/30 açılı güta perka (Diadent, Kore);
- Farklı tekniklerle genişletilmiş 6 grupta AH -0.06/30 açılı gutta perka ile dolduruldu (Diadent, Kore).

- El aleti ile genişletilen dişler numaralandırılmış 0.02 açılı gutta perkayla (Diadent, Kore), 30 numaraya kadar soğuk lateral kondensasyon yöntemi ile dolduruldu.
- Farklı tekniklere ait 6 grup dişte preparasyonları yapıldı, kanal doldurulmadı, boş bırakıldı.
- Sadece 1 gruptaki dişler hiçbir işlem uygulanmadı. Kontrol grubu olarak sağlam bırakıldı.
- Kanal ağızlarındaki gutta perkalar gütta-cut (VDW, Aseptico, WA, ABD) yardımı ile kesildi. Plugger (No;¾,Dr Machtou, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) yardımı ile vertikal kondensasyon yapıldıktan sonra geçici dolgu maddesi (Cavit G-ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı.

2.3. Mekanik Yükleme Testi

Örnekler kökler patın sertleşmesini sağlamak için + 37^{o}C' de, %100 nemli ortamda 1 hafta bekletildikten sonra köklerin 5 mm lik bölümü Deepwax cihazı (Resim 2.3.1) ile ısıtılmış mavi mum havuzuna batırılıp çıkarılarak yaklaşık olarak 0.3 mm kalınlığında mumla kaplanması sağlandı (Resim 2.3.2).

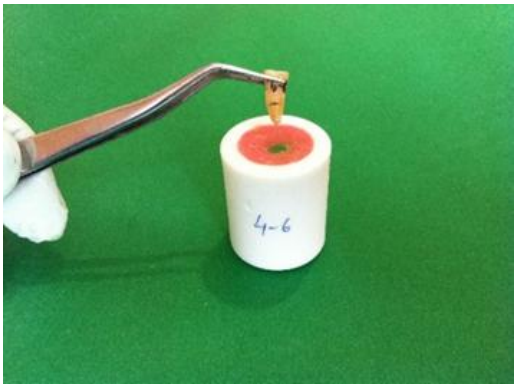


Resim 2.3.1 Deepwax Mum Eritme Cihazı



Resim 2.3.2 Diş köklerinin dişeti simülasyonu amacı ile mum ile kaplanması.

Apikali mumla kaplanmış dişler yine 5 mm'si içerde kalacak şekilde otopolimerizan akrilik rezin içine gömüldü (Resim 2.3.3).

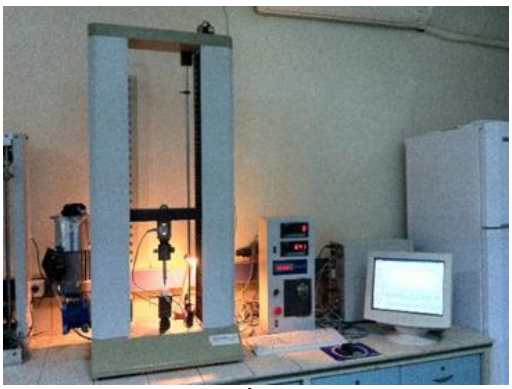




Resim 2.3.3. Dişlerin akrilik rezin bloka yerleştirilmesi

Polimerizasyonun başlamasının ardından dişler yerlerinden çıkarıldı, köklerin üzerinde ve akrilik rezinin içinde kalan mumlar sıcak su ile temizlendi. İnce mum tabakasının akrilik rezin ile dişler arasındaki boşluk ince ölçü maddesi (Protesil-Light-İtalya) ile dolduruldu ve dişler aynı konumlarına yeniden yerleştirildi. Ölçü maddesinin polimerizasyonu beklenerek akrilik yüzeyde kalan ölçü maddesi artıkları bistüri ile temizlendi. Böylece yapay bir periodontal ligament elde edildi (Akman 2011).

Mekanik yükleme Selçuk Ünversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezinde bulunan Universal Test Cihazı (Instron) cihazında gerçekleştirildi (Resim 2.3.4). Kırılma testinde kanal ağızlarına tam girecek ve duvarlara temas edecek şekilde tasarlanmış özel bir uç kullanıldı (Resim 2.3.5).

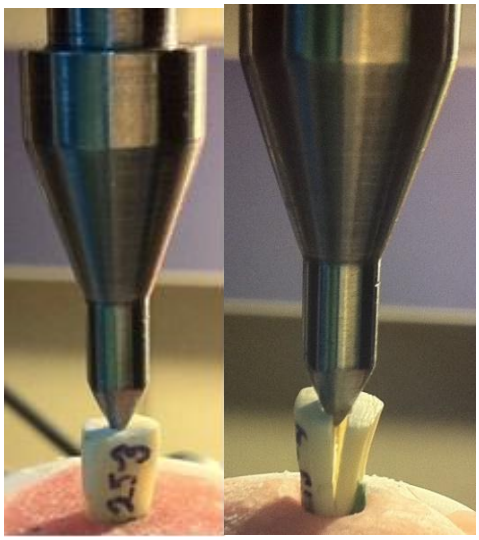


Resim 2.3.4. İnstron cihazı

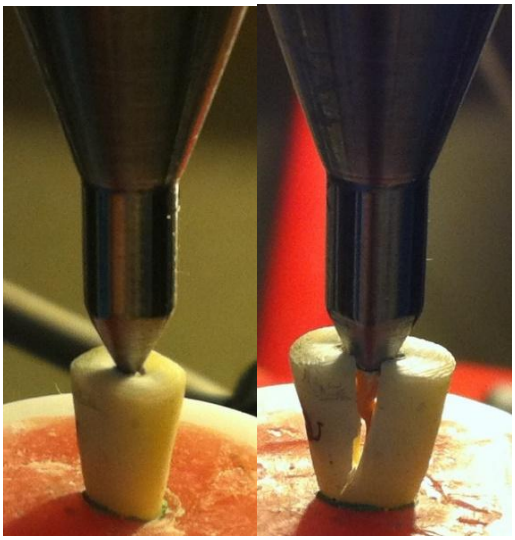


Resim 2.3.5. İnstronda kullanılan uç

Örnekler test cihazına dik şekilde yerleştirildikten sonra her bir örneğe 1mm/dak hızda yük uygulandı (Resim 2.3.6 ve Resim 2.3.7). Yükleme örnekte kırık olana kadar devam etti ve her bir örneği kıran maksimum kuvvet Newton cinsinden kaydedildi.



Resim 2.3.6. Mekanik yükleme görüntüleri



Resim 2.3.7. Mekanik yükleme görüntüleri

2.3.1. İstatistiksel Analizler

Dişlerin boyu, bukkal-lingual ve mezyal-distal boyutları arasında anlamlı fark olup olmadığı Kruskal-Wallis yöntemiyle % 95'lik güven aralığında, 0.05 anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. Hangi gruplar arasında fark olduğunun araştırılması için (kanal dolgu patlarının kırılma dayanımına etkisi, preparasyon sistemlerinin kırılma dayanımına etkisi, her bir preparasyon grubuna kanal dolgu patlarının etkisi, tüm gruplarda kırılma dayanımı sonuçları) 0.05 anlamlılık düzeyinde Weibull Analizi kullanıldı.

2.3.2. Kırık Tipi Analizi

Mekanik yükleme sonunda her örnek kırık tipi açısından değerlendirildi. Değerlendirme yapılırken örnekler iki açıdan incelendi.

Tip 1: Mine–sement sınırında oluşan ve onarılabilir olarak varsayılan kırıklar.

Tip 2: Mine-sement sınırının altında oluşan, köke doğru uzanan ve onarılamaz olarak varsayılan kırıklar.

2.4. Micro CT Analizi

Her bir preparasyon grubundan bir örnek seçildi. Kanal preparasyonunun üç boyutlu simülasyonunu elde etmek ve çalışmanın bir sonraki aşaması olan Sonlu

Elemanlar Analizi için modeller elde etmek üzere örnekler kök uçları yukarı gelecek şekilde SkyScan1172G Micro-CT (Kontich, Belgium) cihazının tutucu tablasına yerleştirildi (Resim 2.4.1).



Resim 2.4.1. SkyScan1172G Micro-CT (Kontich, Belgium)

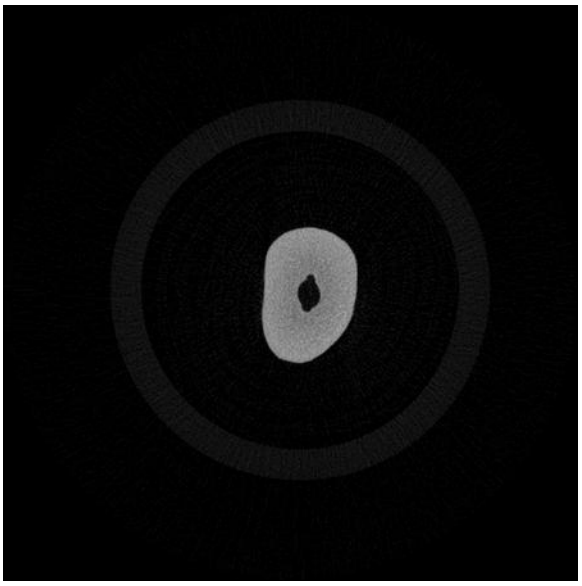
Bu cihazla 80 kV güçle, 124 µA akım ile, 11 megapiksel kamera yardımı ile, her bir örnekten 9 mikron piksel boyutuna sahip 2000×2000 piksel çözünürlüğünde toplam 999 kesit elde edildi. Bu işlem sırasında kullanılan parametreler Çizelge 2.4' de görülmektedir.

Çizelge 2.4. Örneklerin taranması için kullanılan SkyScan parametreleri

Elektrik Voltajı(kv)	**80**
Elektrik Akımı (µA)	**124**
Görüntü Piksel Boyutu (µm)	**9**
Kesit Sayısı	**999**
Rotasyon Açısı	**360**
Rotasyon Aralığı	**2**
Görüntü Çözünürlüğü	**2000×2000**

Elde edilen DICOM (Digital Imaging and Commumation in Medicine) uyumlu görüntüler TIF (Tagged Image File) formatında kaydedildi.

Kesit görüntüleri NRecon volümetrik rekonstrüksiyon yazılımına yüklendi (v1.6.6.SkyScan, Kontich, Belgium) ve BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedildi (Resim 2.4.2).



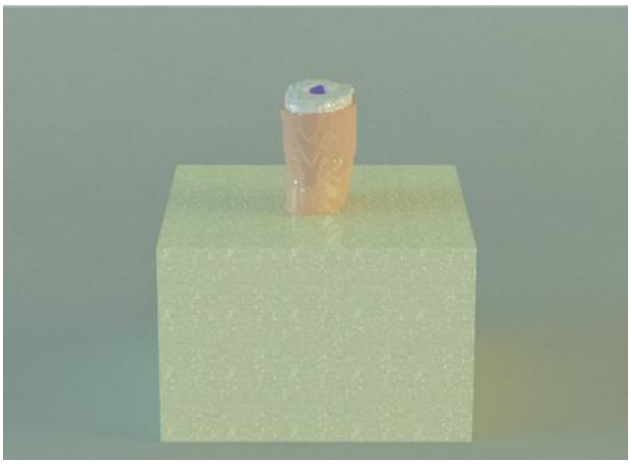
Resim 2.4.2. Micro CT taraması ile elde edilen BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedilen kesit görüntüleri

2.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi:

Bu çalışmanın stres analizi bölümünde; 6 farklı preparasyonu temsil eden ve daha önce Micro-CT ile taraması yapılarak elde edilen görüntüler kullanılarak oluşturulmuş üç boyutlu alt premolar diş modellerine (Resim 2.5.1) bilgisayar ortamında 300 Newton yük uygulandı.

Modeller aşağıdaki preparasyon tekniklerini temsil etmektedir;

1. Model (El aleti),
2. Model (Profile),
3. Model (Revo-S),
4. Model (K3),
5. Model (RaCe),
6. Model (Twisted Files)



Resim 2.5.1.

Kuvvet neticesinde dişten ve kortikal kemikten alınan referans noktalarında oluşan maksimum gerilim stres değerleri, stres dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemleri için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bir bilgisayar, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı (Resim 2.5.2), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanıldı.



Resim 2.5.2.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi. Bu değerler Çizelge 2.5'de gösterilmiştir. Programda tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır (Darendeliler 1995).

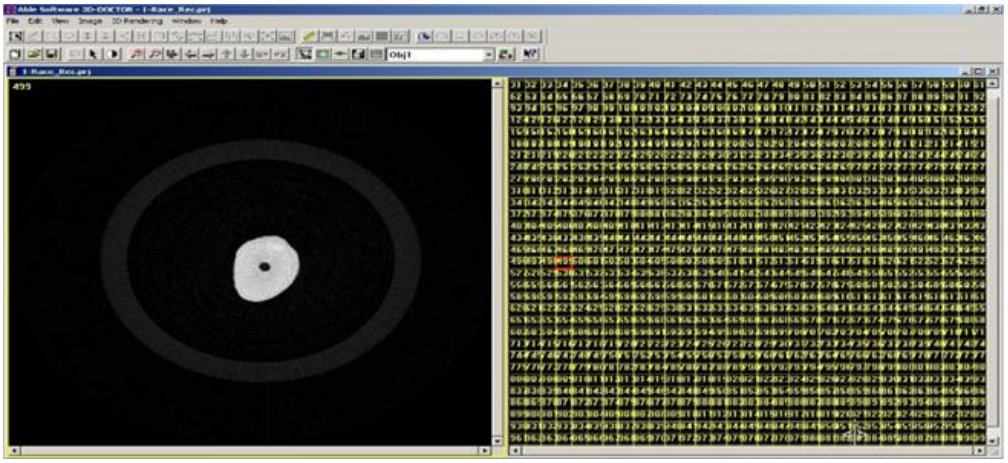
Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları aşağıda verilmiştir

Çizelge 2.5. Modellerde kullanılan yapıların fiziksel özellikleri

Materyal	**Elastik Modülü (GPa)**	**Poisson Oranı**	**Kaynak**
Dentin	18.6	0.31	Chuang ve ark (2010)
Kortikal kemik	13.7	0.30	Chuang ve ark (2010)
Periodontal ligament	0.0689	0.45	Camp ve ark (1983), Holmes ve ark (1996), Lanza ve ark (2005), Yaman ve ark (1998)
Güta perka	0.00069	0.45	Camp ve ark (1983), Holmes ve ark (1996), Lanza ve ark (2005), Yaman ve ark (1998)

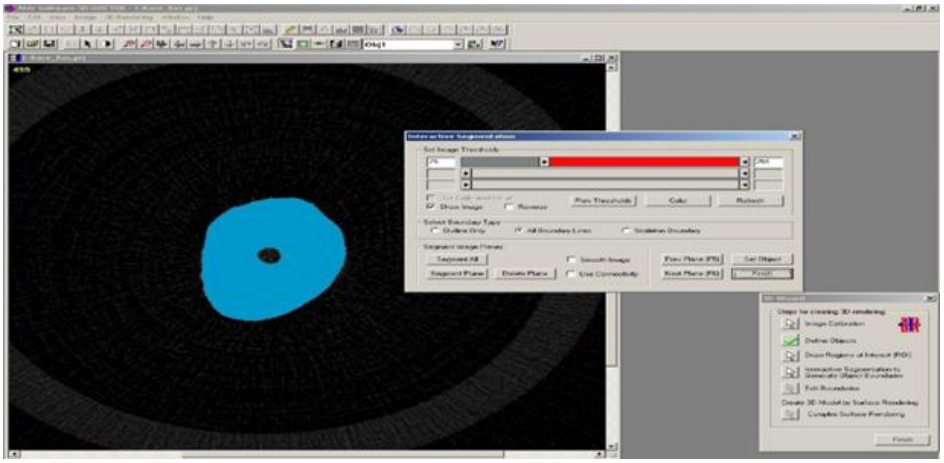
VRMeshde yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak kaydedildi. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Micro CT taraması ile elde edilen NRecon volümetrik rekonstrüksiyon yazılımında (v1.6.6.SkyScan, Kontich, Belgium) işlenen kesit görüntüleri, DICOM 3.0 formatına çevrildi. Bu formattaki

görüntüler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı (Resim 2.5.3).



Resim 2.5.3.

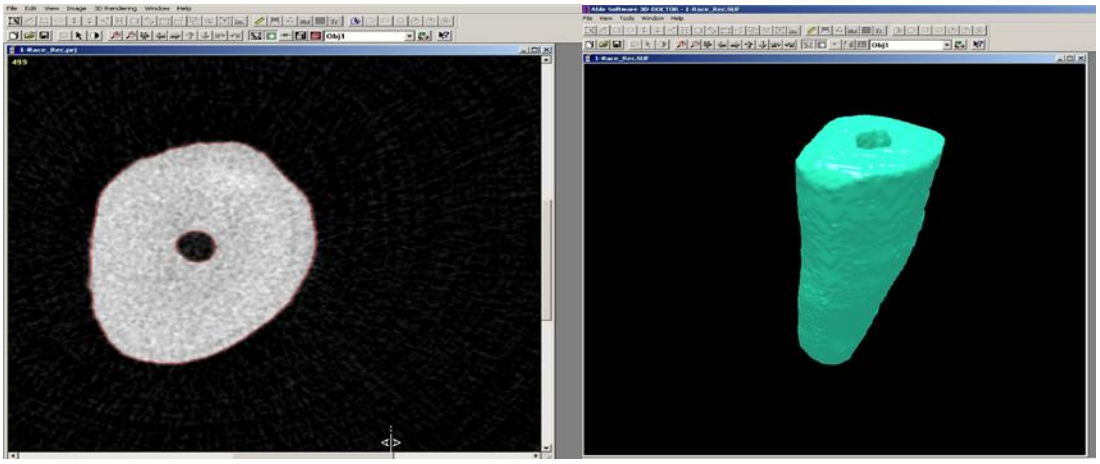
3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir (Resim 2.5.4).



Resim 2.5.4.

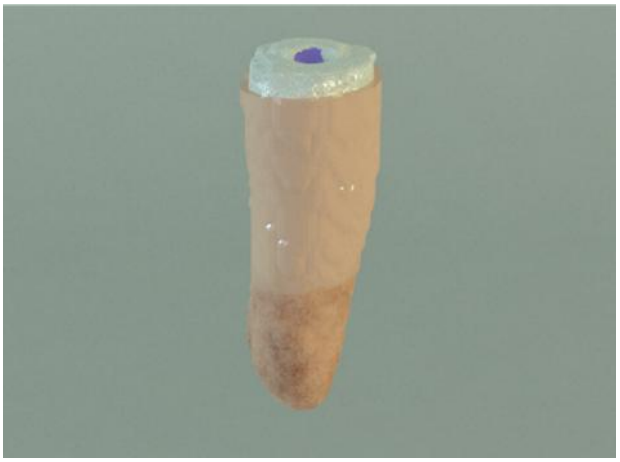
3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki diş dokular "interactive segmentation" yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler "Complex Render" yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek modelleme işlemi

tamamlandı. Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında çıkarıldı ve .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile diş ile kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı (Resim 2.5.5).



Resim 2.5.5.

VRMesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Vr-Mesh ile ağ örgüsü düzeltilen ve düzenlenen modeller, Rhinoceros programına girildi. Burada modellere 0.3 mm PDL kalınlığı verildi (Resim 2.5.6).

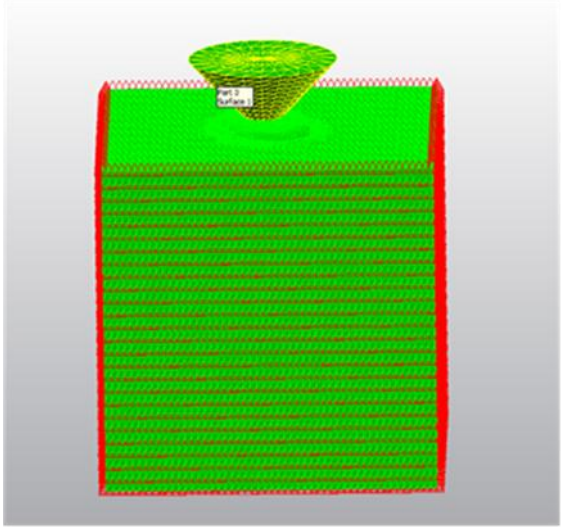


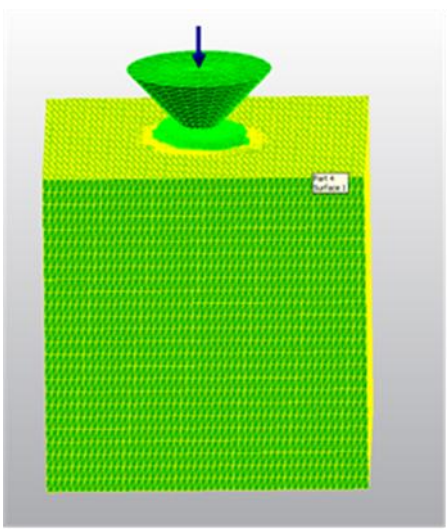
Resim 2.5.6.

Kanal boşluğu guta perka ile dolduruldu. PDL modeli bir kutu şeklinde modellenen kortikal kemik dokusundan boolean yöntemi ile çıkartıldı ve böylece diş yuvası modellenmiş oldu.

Sonuç olarak instron cihazını simule edecek konik yapı modellendi ve modele eklendi. Bu işlemler tüm modeller için tekrarlandı.

Sınır Koşulları: Model her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Resim 2.5.7).





Resim 2.5.7. **Resim 2.5.8.**

İnstron cihazını simüle etmek amacı ile üst noktasından 300 N kuvvet uygulandı. 12 farklı tasarımda, tek yükleme koşulunda toplam 12 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi (Resim 2.5.8).

3. BULGULAR

3.1. Kullanılan diş köklerinin arasındaki farklara ait bulgular

Örneklerin boyutları % 95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir ve sonuçlar Çizelge 3.1.1, 3.1.2 ve 3.1.3 ve Şekil 3.1.1, 3.1.2 ve 3.1.3 te gösterilmiştir. Buna göre örnekler arasında boy, bukkal-lingual boyut ve mezyal-distal boyut açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Çizelge 3.1.1. Tüm gruplardaki diş köklerinin boy farklılıklarının istatistiksel incelemesi

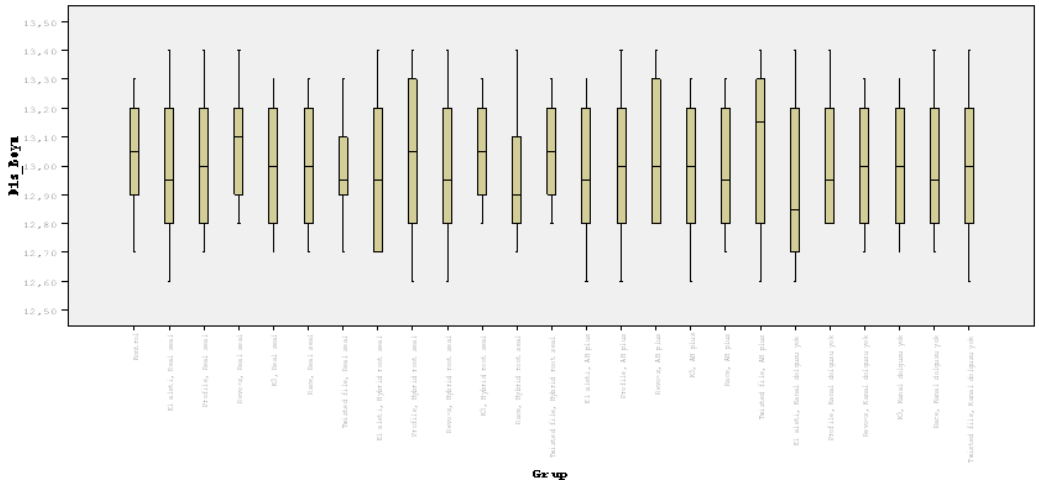
	Diş köklerinin boyu (13,00 ± 0,5 mm)					
	N	**Ortalama**	**Std. Sapma**	**Std. Hata**	**Enküçük**	**Enbüyük**
Kontrol	10	13,0300	,20028	,06333	12,70	13,30
El aleti, RealSeal	10	12,9800	,26583	,08406	12,60	13,40
Profile, RealSeal	10	13,0100	,24698	,07810	12,70	13,40
Revo-S, RealSeal	10	13,0700	,21628	,06839	12,80	13,40
K3, RealSeal	10	13,0100	,23310	,07371	12,70	13,30
RaCe, RealSeal	10	13,0100	,21833	,06904	12,70	13,30
Twisted file, RealSeal	10	12,9900	,18529	,05859	12,70	13,30
El aleti, Hybrid Root SEAL	10	12,9900	,25582	,08090	12,70	13,40
Profile, Hybrid Root SEAL	10	13,0300	,30203	,09551	12,60	13,40
Revo-S, Hybrid Root SEAL	10	12,9900	,27264	,08622	12,60	13,40
K3, Hybrid Root SEAL	10	13,0300	,17670	,05588	12,80	13,30
RaCe, Hybrid Root SEAL	10	12,9700	,21108	,06675	12,70	13,40
Twisted file, Hybrid Root SEAL	10	13,0500	,19579	,06191	12,80	13,30
El aleti, AH Plus	10	13,0000	,24037	,07601	12,60	13,30
Profile, AH Plus	10	13,0100	,28848	,09123	12,60	13,40
Revo-S, AH Plus	10	13,0500	,23688	,07491	12,80	13,40
K3, AH Plus	10	12,9800	,23476	,07424	12,60	13,30
RaCe, AH Plus	10	13,0000	,23094	,07303	12,70	13,30
Twisted file, AH Plus	10	13,0600	,26750	,08459	12,60	13,40
El aleti, Kanal dolgusu yok	10	12,9400	,29136	,09214	12,60	13,40
Profile, Kanal dolgusu yok	10	13,0200	,22010	,06960	12,80	13,40
Revo-S, Kanal dolgusu yok	10	13,0100	,21833	,06904	12,70	13,30
K3, Kanal dolgusu yok	10	13,0000	,22608	,07149	12,70	13,30
RaCe, Kanal dolgusu yok	10	13,0000	,23094	,07303	12,70	13,40
Twisted file, Kanal dolgusu yok	10	13,0100	,28848	,09123	12,60	13,40
TEST	**Ki-kare=3,989, p=1,000**					

Çizelge 3.1.2. Tüm gruplardaki diş köklerinin bukkal-lingual boyutsal farklılıklarının istatistiksel incelenmesi

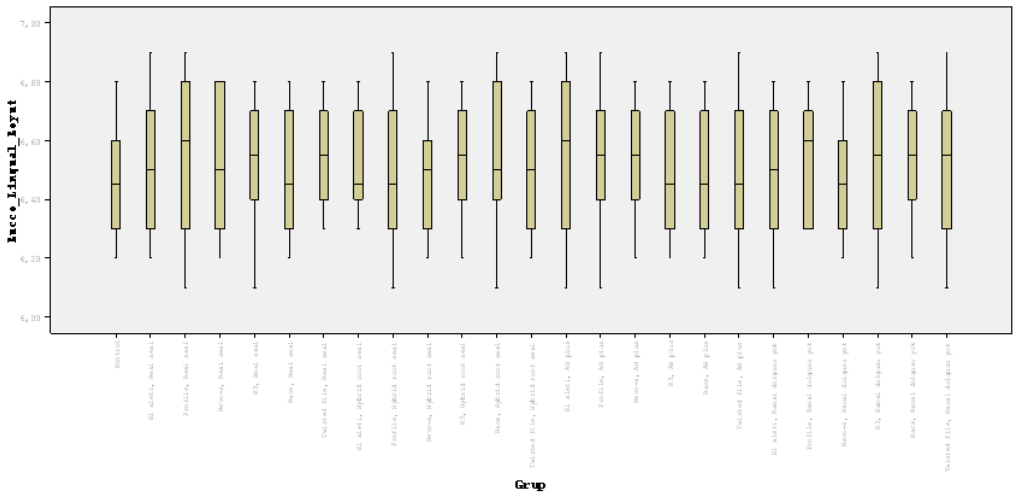
	Bukkal-lingual boyut (6,50 ± 0,5 mm)					
	N	**Ortalama**	**Std. Sapma**	**Std. Hata**	**Enküçük**	**Enbüyük**
Kontrol	10	6,4700	,18886	,05972	6,20	6,80
El aleti, RealSeal	10	6,5200	,24855	,07860	6,20	6,90
Profile, RealSeal	10	6,5400	,27568	,08718	6,10	6,90
Revo-S, RealSeal	10	6,5200	,22998	,07272	6,20	6,80
K3, RealSeal	10	6,5400	,22211	,07024	6,10	6,80
RaCe, RealSeal	10	6,5000	,21602	,06831	6,20	6,80
Twisted file, RealSeal	10	6,5600	,18379	,05812	6,30	6,80
El aleti, Hybrid Root SEAL	10	6,5400	,18974	,06000	6,30	6,80
Profile, Hybrid Root SEAL	10	6,4800	,26583	,08406	6,10	6,90
Revo-S, Hybrid Root SEAL	10	6,4900	,19692	,06227	6,20	6,80
K3, Hybrid Root SEAL	10	6,5400	,21187	,06700	6,20	6,80
RaCe, Hybrid Root SEAL	10	6,5200	,26162	,08273	6,10	6,90
Twisted file, Hybrid Root SEAL	10	6,5200	,22509	,07118	6,20	6,80
El aleti, AH Plus	10	6,5500	,26771	,08466	6,10	6,90
Profile, AH Plus	10	6,5200	,25298	,08000	6,10	6,90
Revo-S, AH Plus	10	6,5300	,20575	,06506	6,20	6,80
K3, AH Plus	10	6,4800	,20976	,06633	6,20	6,80
RaCe, AH Plus	10	6,4800	,21499	,06799	6,20	6,80
Twisted file, AH Plus	10	6,4900	,25582	,08090	6,10	6,90
El aleti, Kanal dolgusu yok	10	6,5000	,23570	,07454	6,10	6,80
Profile, Kanal dolgusu yok	10	6,5500	,20683	,06540	6,30	6,80
Revo-S, Kanal dolgusu yok	10	6,4900	,20790	,06574	6,20	6,80
K3, Kanal dolgusu yok	10	6,5300	,27508	,08699	6,10	6,90
RaCe, Kanal dolgusu yok	10	6,5400	,21187	,06700	6,20	6,80
Twisted file, Kanal dolgusu yok	10	6,5100	,26013	,08226	6,10	6,90
TEST	**Ki-kare=3,727, p=1,000**					

Çizelge 3.1.3. Tüm gruplardaki diş köklerinin mezyal-distal boyutsal farklılıklarının istatistiksel incelemesi

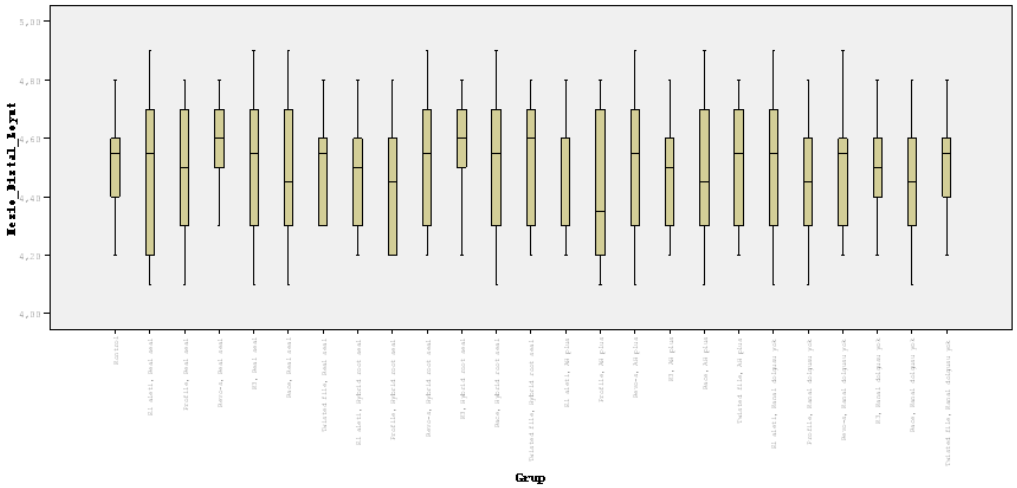
	Mezyal-distal boyut (4,50 ± 0,5 mm)					
	N	**Ortalama**	**Std. Sapma**	**Std. Hata**	**Enküçük**	**Enbüyük**
Kontrol	10	4,5300	,19465	,06155	4,20	4,80
El aleti, RealSeal	10	4,5000	,28284	,08944	4,10	4,90
Profile, RealSeal	10	4,5000	,23094	,07303	4,10	4,80
Revo-S, RealSeal	10	4,5800	,16193	,05121	4,30	4,80
K3, RealSeal	10	4,5200	,25734	,08138	4,10	4,90
RaCe, RealSeal	10	4,4800	,26583	,08406	4,10	4,90
Twisted file, RealSeal	10	4,5200	,19322	,06110	4,30	4,80
El aleti, Hybrid Root SEAL	10	4,4900	,19120	,06046	4,20	4,80
Profile, Hybrid Root SEAL	10	4,4500	,22236	,07032	4,20	4,80
Revo-S, Hybrid Root SEAL	10	4,5200	,23944	,07572	4,20	4,90
K3, Hybrid Root SEAL	10	4,5800	,18135	,05735	4,20	4,80
RaCe, Hybrid Root SEAL	10	4,5100	,26013	,08226	4,10	4,90
Twisted file, Hybrid Root SEAL	10	4,5300	,20028	,06333	4,20	4,80
El aleti, AH Plus	10	4,5200	,19322	,06110	4,20	4,80
Profile, AH Plus	10	4,4100	,27669	,08750	4,10	4,80
Revo-S, AH Plus	10	4,5100	,26013	,08226	4,10	4,90
K3, AH Plus	10	4,4900	,21318	,06741	4,20	4,80
RaCe, AH Plus	10	4,4900	,26013	,08226	4,10	4,90
Twisted file, AH Plus	10	4,5300	,21108	,06675	4,20	4,80
El aleti, Kanal dolgusu yok	10	4,5100	,26013	,08226	4,10	4,90
Profile, Kanal dolgusu yok	10	4,4600	,24129	,07630	4,10	4,80
Revo-S, Kanal dolgusu yok	10	4,5200	,22509	,07118	4,20	4,90
K3, Kanal dolgusu yok	10	4,5000	,18257	,05774	4,20	4,80
RaCe, Kanal dolgusu yok	10	4,4400	,21705	,06864	4,10	4,80
Twisted file, Kanal dolgusu yok	10	4,5200	,18135	,05735	4,20	4,80
TEST	**Ki-kare=6,824, p=1,000**					



Şekil 3.1.1. Diş köklerinin boy grafiği



Şekil 3.1.2. Diş köklerinin bukkal-lingual boyut grafiği



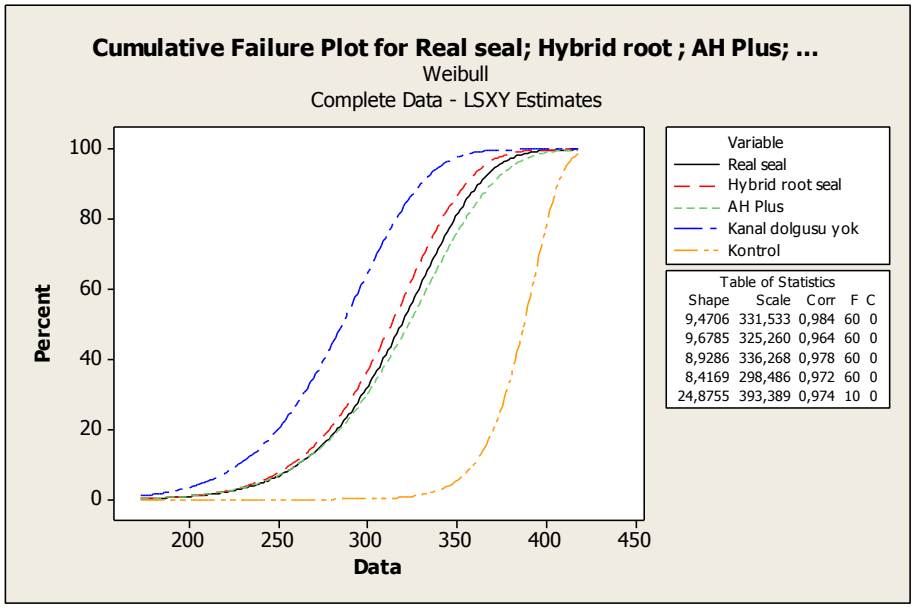
Şekil 3.1.3. Diş köklerinin mezyal-distal boyut grafiği

3.2. Kanal dolgu patlarının kırılma dayanımına etkisi (Weibull Analizi sonuçları)

Kanal Dolgu Patlarının Kırılma Dayanımına Etkisinin incelendiği istatistik analiz sonuçları Çizelge ve Şekil 3.2.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.1.

	Shape			**Scale**		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	9,47(a)	7,99-11,22	0,81	331,53(B)	322,22-341,11	4,81
Hybrid Root SEAL	9,67(a)	8,34-11,22	0,73	325,26(B)	316,20-334,57	4,68
AH Plus	8,92(a)	7,56-10,54	0,75	336,26(B)	326,23-346,60	5,19
Kanal dolgusu yok	8,41(a)	7,21-9,81	0,65	298,48(A)	289,00-308,28	4,91
Kontrol	24,87(b)	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=16,774, p<0.002**			**Ki-kare=193,097, p<0.001**		



Şekil 3.2.1.

Kontrol grubundaki dişlerin kuvvet dayanımı en yüksek ($p<0.001$); preparasyon yapılıp doldurulmayan grupta ise kuvvet dayanımı en düşük bulundu ($p<0.001$). RealSeal, Hybrid Root SEAL, AH Plus grupları prepare edilmiş gruptan daha dayanıklı ($p<0.001$); sağlam kök grubundan daha az dayanıklı olduğu görüldü. Kanal dolgu patı gruplarının birbirleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0.001$).

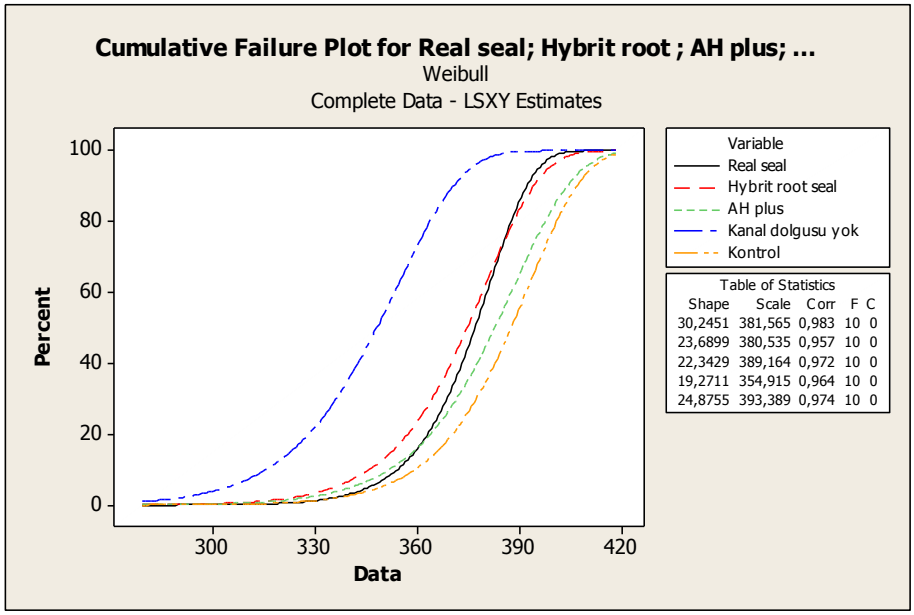
3.3. Preparasyon gruplarına kanal dolgu patlarının etkisi (Weıbull Analizi sonuçları)

Preparasyon gruplarına kanal dolgu patlarının etkisinin her grup için ayrı ayrı analizi aşağıda Çizelge ve Şekiller ile gösterilmiştir.

3.3.1. El aleti;

Çizelge 3.3.1.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	30,24	19,29-47,41	6,93	381,56(B)	373,35-389,95	4,23
Hybrid Root SEAL	23,68	14,59-38,44	5,85	380,53(B)	370,12-391,23	5,38
AH Plus	22,34	13,42-37,18	5,80	389,16(B)	377,91-400,74	5,82
Kanal dolgusu yok	19,27	11,67-31,82	4,93	354,91(A)	343,04-367,19	6,16
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(B)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=1,848, p=0.764**			**Ki-kare=24,320, p<0.001**		



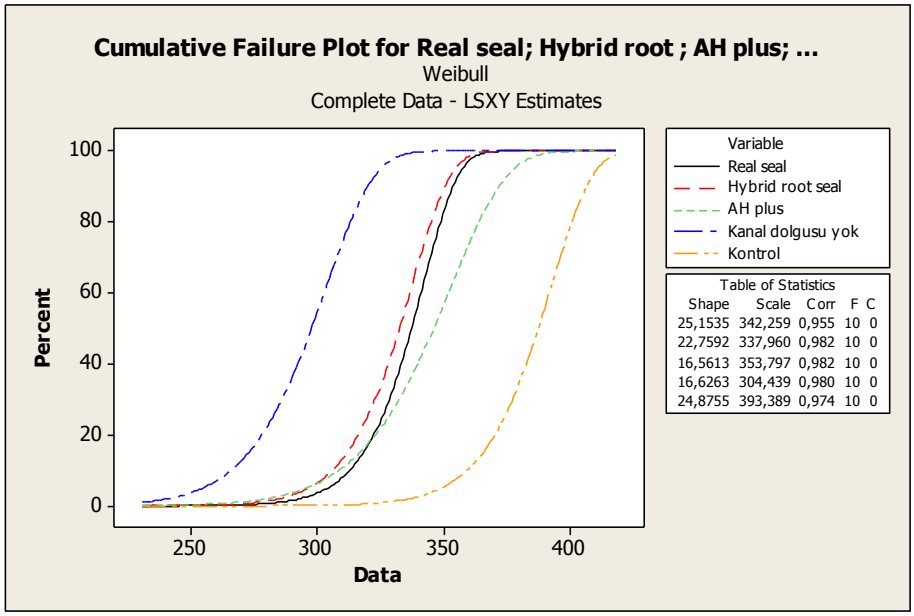
Şekil 3.3.1.

El aleti grubunda; kontrol grubu en kuvvetli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf bulundu ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf bulundu ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar arasında istatiksel açıdan önemli bir fark bulunamadı ($p>0.001$).

3.3.2. Profile;

Çizelge 3.3.2.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	25,15	15,40-41,07	6,29	342,25(B)	333,43-351,31	4,55
Hybrid Root SEAL	22,75	13,57-38,16	6,00	337,96(B)	328,37-347,82	4,95
AH Plus	16,56	9,94-27,58	4,31	353,79(B)	340,07-368,06	7,13
Kanal dolgusu yok	16,62	9,96-27,72	4,33	304,43(A)	292,67-316,67	6,11
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=2,677, p=0.613**			**Ki-kare=132,460, p<0.001**		



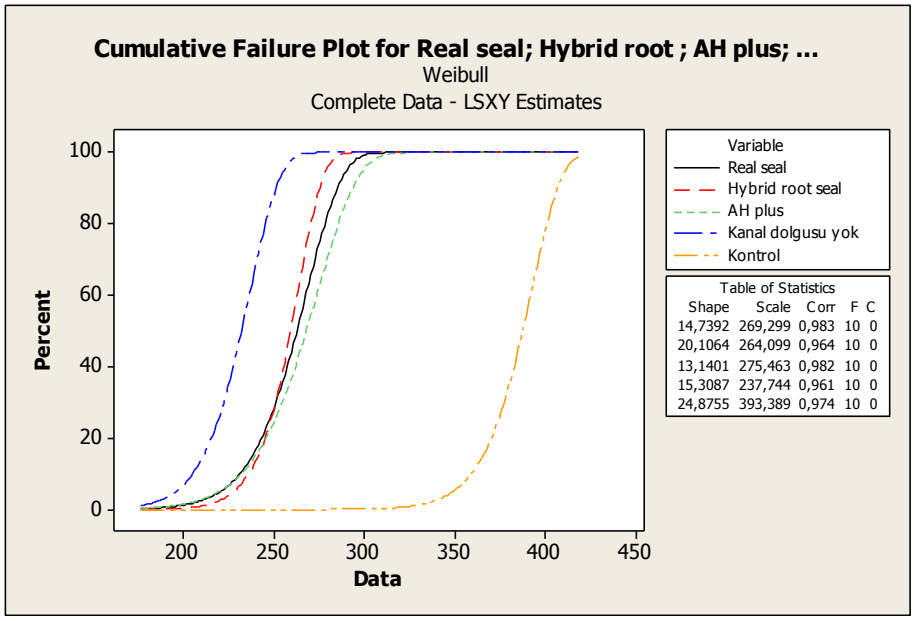
Şekil 3.3.2.

Profile grubunda; kontrol grubu en kuvvetli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf bulundu ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf oldukları tesbit edildi ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar arasında istatiksel açıdan önemli bir fark bulunamadı ($p>0.001$).

3.3.3. Revo-S;

Çizelge 3.3.3.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	14,73	9,01-24,09	3,69	269,29(B)	257,58-281,55	6,11
Hybrid Root SEAL	20,10	11,98-33,73	5,31	264,09(B)	255,63-272,84	4,38
AH Plus	13,14	7,79-22,15	3,50	275,46(B)	262,07-289,53	7,00
Kanal dolgusu yok	15,30	9,01-26,00	4,13	237,74(A)	227,79-248,12	5,18
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=3,989, p=0.407**			**Ki-kare=610,035, p<0.001**		



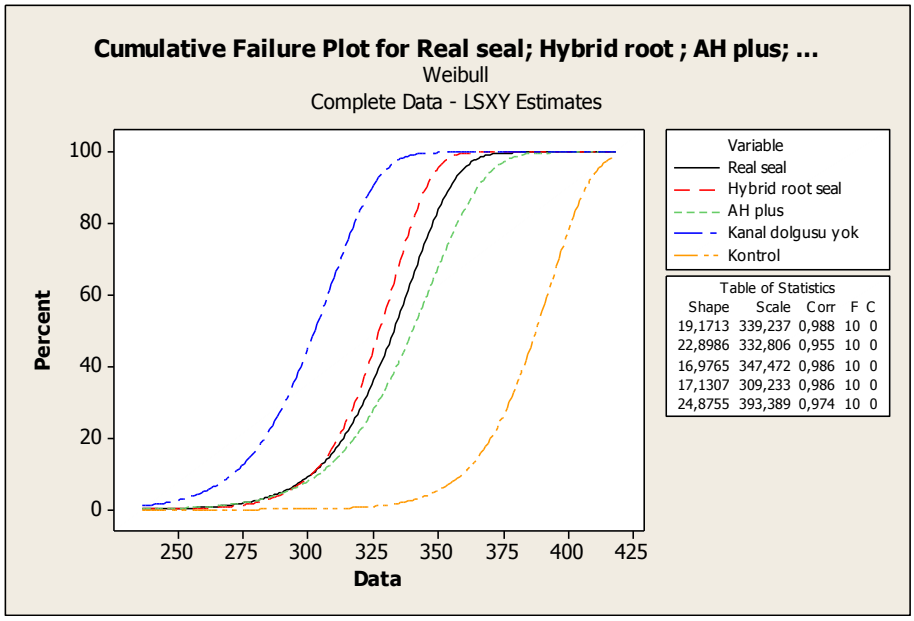
Şekil 3.3.3.

Revo-S grubunda; kontrol grubu en dirençli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf bulundu ($p<0.001$). Patların kullanıldığı grupların prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf olduğu tesbit edildi. Patların kullanıldığı gruplar arasında istatiksel açıdan önemli bir fark bulunamadı ($p>0.001$).

3.3.4. K3;

Çizelge 3.3.4.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	19,17	11,55-31,80	4,95	339,23(B)	327,84-351,02	5,91
Hybrid Root SEAL	22,89	13,63-38,45	6,05	332,80(A,B)	323,41-342,46	4,85
AH Plus	16,97	10,25-28,11	4,36	347,47(B)	334,31-361,14	6,84
Kanal dolgusu yok	17,13	10,20-28,76	4,52	309,23(A)	297,63-321,27	6,02
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,891	5,28
TEST	**Ki-kare=1,755 , p=0.781**			**Ki-kare=131,114, p<0.001**		



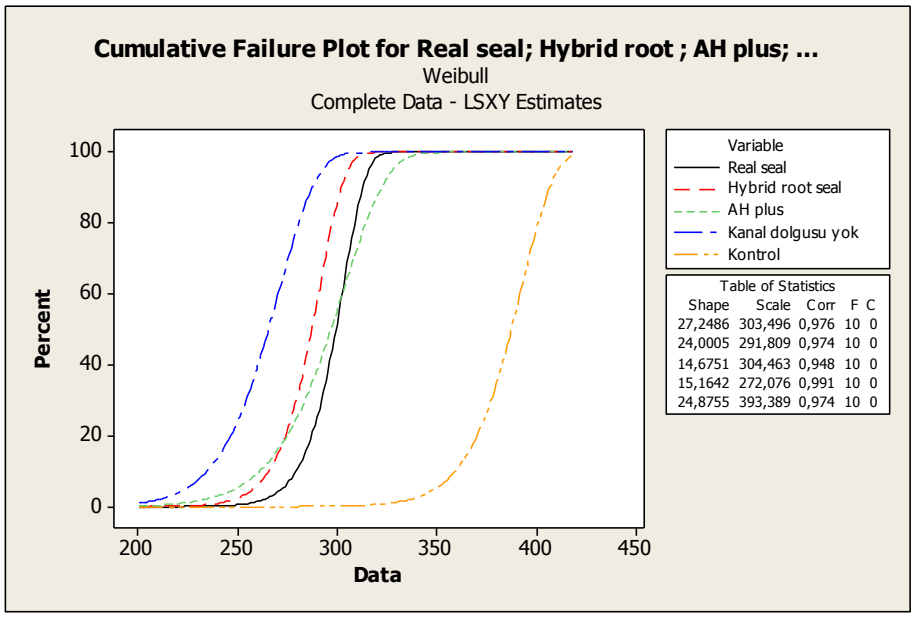
Şekil 3.3.4.

K3 grubunda; kontrol grubu en kuvvetli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf olarak tesbit edildi ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf bulundu. RealSeal ve AH Plus grupları istatistiksel açıdan aynı; Hybrid Root SEAL grubu ise hem diğer pat grupları ile hem de prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ile istatistiksel açıdan aynı etkiyi gösterdiği belirlendi ($p>0.001$).

3.3.5. RaCe;

Çizelge 3.3.5.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	27,24	16,59-44,74	6,89	303,49(B)	296,28-310,87	3,72
Hybrid Root SEAL	24,00	14,49-39,72	6,17	291,80(A,B)	283,94-299,88	4,06
AH Plus	14,67	8,86-24,27	3,76	304,46(B)	291,15-318,38	6,94
Kanal dolgusu yok	15,16	9,23-24,90	3,83	272,07(A)	260,56-284,09	5,99
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=5,316 , p=0.256**			**Ki-kare=356,671, p<0.001**		



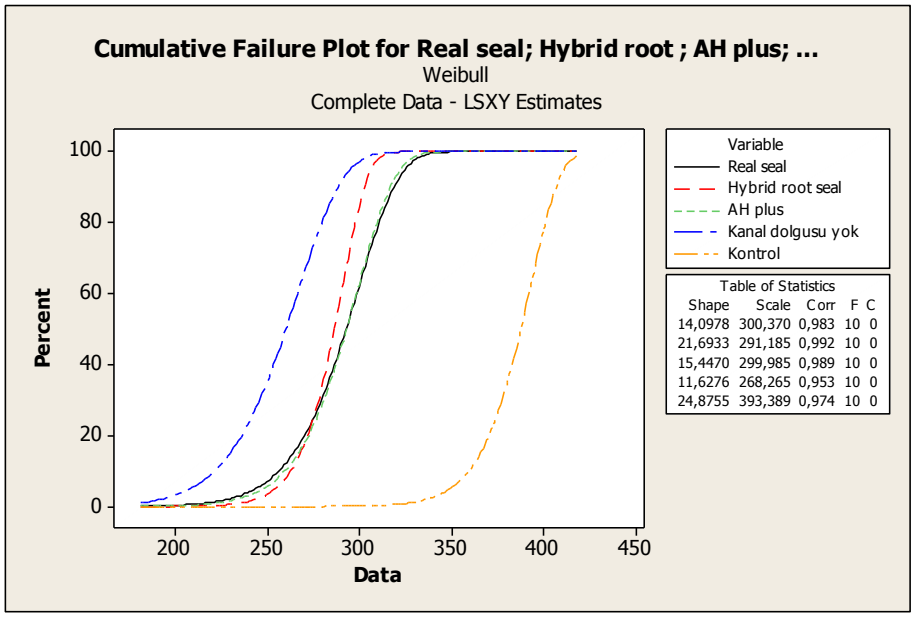
Şekil 3.3.5.

RaCe grubunda; kontrol grubu en kuvvetli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf olarak kaydedildi (p<0.001). Patların kullanıldığı gruplar prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf bulundu. RealSeal ve AH Plus grupları istatistiksel açıdan aynıyken; Hybrid Root SEAL grubu hem diğer pat grupları ile hem de prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ile istatistiksel açıdan aynı etkiyi gösterdi (p>0.001).

3.3.6. Twisted files;

Çizelge 3.3.6.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	14,09	8,53-23,28	3,60	300,37(B)	286,72-314,66	7,12
Hybrid Root SEAL	21,69	13,17-35,72	5,52	291,18(A,B)	282,52-300,11	4,48
AH Plus	15,44	9,41-25,34	3,90	299,98(B)	287,52-312,98	6,49
Kanal dolgusu yok	11,62	6,85-19,73	3,13	268,26(A)	253,58-283,80	7,70
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(C)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=5,762 , p=0.218**			**Ki-kare=321,860, p<0.001**		



Şekil 3.3.6.

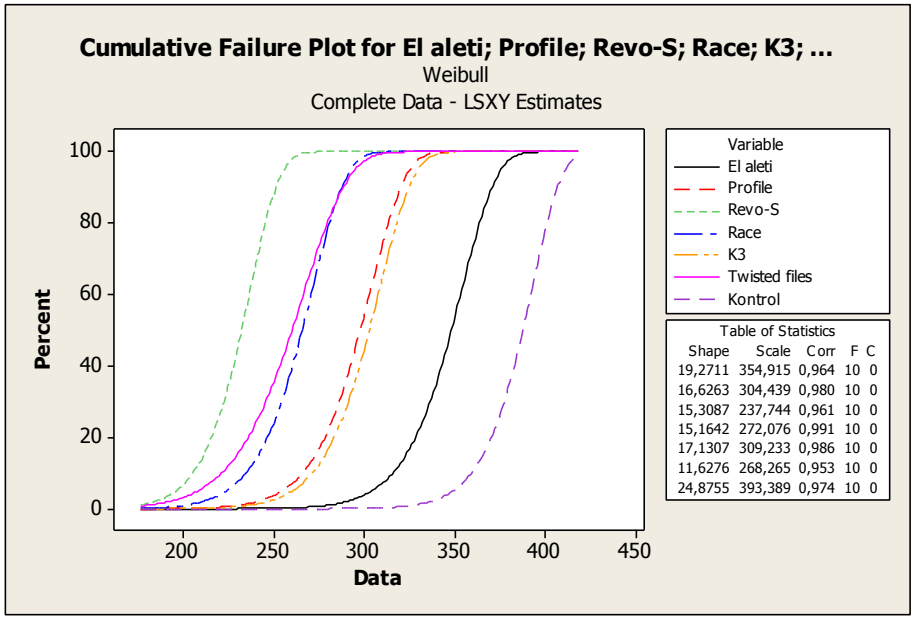
Twisted files grubunda; kontrol grubu en kuvvetli, prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ise en zayıf bulundu ($p<0.001$). Patların kullanıldığı gruplar prepare edilmiş gruba göre daha kuvvetli; kontrol grubuna göre ise daha zayıf olarak tesbit edildi. RealSeal ve AH Plus grupları istatistiksel açıdan aynı bulunurken; Hybrid Root SEAL grubu ise hem diğer pat grupları ile hem de prepare edilmiş ama doldurulmamış grup ile istatistiksel açıdan aynı etkiyi gösterdi ($p>0.001$).

3.4. Preparasyonun kırılma dayanımına etkisi (Weibull Analizi sonuçları);

Preparasyonun kırılma dayanımına etkisi ile ilgili sonuçlar Çizelge ve Şekil 3.4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4.1.

	Shape			Scale		
	Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
El aleti	19,27	11,67-31,82	4,93	354,91(D)	343,04-367,19	6,16
Profile	16,62	9,96-27,72	4,33	304,43(C)	292,67-316,67	6,11
Revo-S	15,30	9,01-26,00	4,13	237,74(A)	227,79-248,12	5,18
K3	17,13	10,20-28,76	4,52	309,23(C)	297,63-321,27	6,02
RaCe	15,16	9,23-24,90	3,83	272,07(B)	260,56-284,09	5,99
Twisted files	11,62	6,85-19,73	3,13	268,26(B)	253,58-283,80	7,70
Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(E)	383,16-403,89	5,28
TEST	**Ki-kare=4,759, p=0.575**			**Ki-kare=557,687, p<0.001**		



Şekil 3.4.1.

Bu analiz sonucuna göre en yüksek dayanımı kontrol grubu ($p<0.001$); ikinci olarak da el aleti grubu gösterdi. Profile ile K3 grubu, RaCe ile Twisted files grupları istatistiksel açıdan birbirleriyle aynı bulundu ($p>0.001$). En az dayanımı Revo-S grubu gösterdi ($p<0.001$).

3.5. Tüm gruplarda kırılma dayanımı sonuçları (Weibull Analizi)

Tüm gruplarda kırılma dayanımı sonuçları Çizelge 3.5.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5.1.

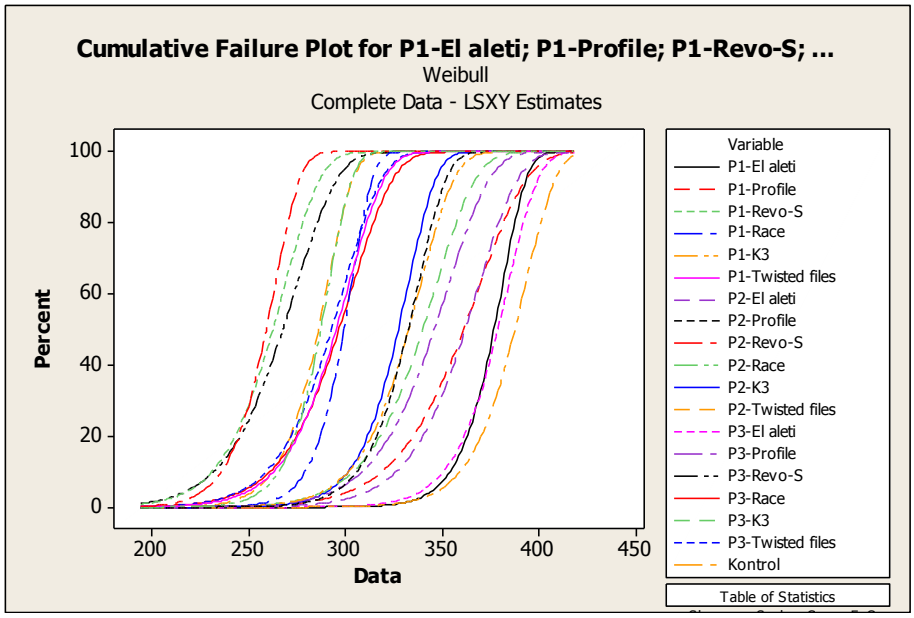
		Shape			Scale		
		Tahmin	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**	**Tahmin**	**%95 güven aralığı**	**Standart hata**
RealSeal	**El aleti**	30,24	19,29-47,41	6,93	381,56	373,35-389,95	4,23
RealSeal	**Profile**	15,18	11,35-20,31	2,25	370,00	358,75-381,61	5,83
RealSeal	**Revo-S**	14,73	9,01-24,09	3,69	269,29	257,58-281,55	6,11
RealSeal	**RaCe**	27,24	16,59-44,74	6,89	303,49	296,28-310,88	3,72
RealSeal	**K3**	19,17	11,55-31,80	4,95	339,23	327,84-351,02	5,91
RealSeal	**Twisted files**	16,27	11,72-22,58	2,72	302,14	293,64-310,90	4,40
Hybrid Root SEAL	**El aleti**	18,15	13,16-25,04	2,97	369,48	360,14-379,05	4,82
Hybrid Root SEAL	**Profile**	22,75	13,57-38,16	6,00	337,96	328,37-347,82	4,95
Hybrid Root SEAL	**Revo-S**	20,10	11,98-33,73	5,31	264,09	255,63-272,84	4,38
Hybrid Root SEAL	**RaCe**	24,00	14,49-39,72	6,17	291,80	283,94-299,88	4,06
Hybrid Root SEAL	**K3**	22,89	13,63-38,45	6,05	332,80	323,41-342,46	4,85
Hybrid Root SEAL	**Twisted files**	21,69	13,17-35,72	5,52	291,18	282,52-300,11	4,48
AH Plus	**El aleti**	24,46	18,03-33,18	3,80	384,63	377,34-392,06	3,75
AH Plus	**Profile**	16,56	9,94-27,58	4,31	353,79	340,07-368,06	7,13
AH Plus	**Revo-S**	13,14	7,79-22,15	3,50	275,46	262,07-289,53	7,00
AH Plus	**RaCe**	14,67	8,86-24,27	3,76	304,46	291,15-318,38	6,94
AH Plus	**K3**	16,97	10,25-28,11	4,36	347,47	334,31-361,14	6,84
AH Plus	**Twisted files**	15,44	9,41-25,34	3,90	299,98	287,52-312,98	6,49
Pat yok	**El aleti**	19,27	11,67-31,82	4,93	354,91	343,04-367,19	6,16
Pat yok	**Profile**	16,62	9,96-27,72	4,33	304,43	292,67-316,67	6,11
Pat yok	**Revo-S**	15,30	9,01-26,00	4,13	237,74	227,79-248,12	5,18
Pat yok	**RaCe**	15,16	9,23-24,90	3,83	272,07	260,56-284,09	5,99
Pat yok	**K3**	17,13	10,20-28,76	4,52	309,23	297,63-321,27	6,02
Pat yok	**Twisted files**	11,62	6,85-19,73	3,13	268,26	253,58-283,80	7,70
	Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38	383,16-403,89	5,28
	TEST	**Ki-kare=25,082, p=0.401**			**Ki-kare=1709,03, p<0.001**		

RealSeal ile doldurulan köklerde en yüksek kırılma dayanımı el aleti grubunda gözlenirken en zayıf kırılma dayanımı gösteren grup Revo-S grubu oldu ($p<0.001$). Benzer şekilde Hybrid Root SEAL ve AH Plus gruplarında en yüksek kırılma dayanımını el aleti grubu, en zayıf kırılma dayanımını ise Revo-S grubu gösterdi ($p<0.001$). Benzer sonuçlar preparasyonun yapıldığı ancak kanal dolgusunun yapılmadığı grupta da gözlendi.

En güçlüden en az güçlüye doğru sıralandığında kırılmaya karşı dayanım sonuçları Çizelge ve Şekil 3.5.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5.2. (İstatistiksel olarak birbirinden farklı gruplar farklı harfler ile belirtilmiştir).

		Shape			Scale		
		Tahmin	%95 güven aralığı	Standart hata	Tahmin	%95 Güven aralığı	Standart hata
	Kontrol	24,87	15,01-41,19	6,40	393,38(A)	383,16-403,89	5,28
AH Plus	**El aleti**	24,46	18,03-33,18	3,80	384,63(A,B)	377,34-392,06	3,75
RealSeal	**El aleti**	30,24	19,29-47,41	6,93	381,56(A,B)	373,35-389,95	4,23
RealSeal	**Profile**	15,18	11,35-20,31	2,25	370,00(A,B,C)	358,75-381,61	5,83
Hybrid Root SEAL	**El aleti**	18,15	13,16-25,04	2,97	369,48(A,B,C)	360,14-379,05	4,82
Pat yok	**El aleti**	19,27	11,67-31,82	4,93	354,91(A,B,C,D)	343,04-367,19	6,16
AH Plus	**Profile**	16,56	9,94-27,58	4,31	353,79(B,C,D)	340,07-368,06	7,13
AH Plus	**K3**	16,97	10,25-28,11	4,36	347,47(C,D)	334,31-361,14	6,84
RealSeal	**K3**	19,17	11,55-31,80	4,95	339,23(C,D,E)	327,84-351,02	5,91
Hybrid Root SEAL	**Profile**	22,75	13,57-38,16	6,00	337,96(D,E)	328,37-347,82	4,95
Hybrid Root SEAL	**K3**	22,89	13,63-38,45	6,05	332,80(D,E,F)	323,41-342,46	4,85
Pat yok	**K3**	17,13	10,20-28,76	4,52	309,23(E,F,G)	297,63-321,27	6,02
AH Plus	**RaCe**	14,67	8,86-24,27	3,76	304,46(E,G)	291,15-318,38	6,94
Pat yok	**Profile**	16,62	9,96-27,72	4,33	304,43(F,G,H)	292,67-316,67	6,11
RealSeal	**RaCe**	27,24	16,59-44,74	6,89	303,49(G,H)	296,28-310,88	3,72
RealSeal	**Twisted files**	16,27	11,72-22,58	2,72	302,14(G,H)	293,64-310,90	4,40
AH Plus	**Twisted files**	15,44	9,41-25,34	3,90	299,98(G,H)	287,52-312,98	6,49
Hybrid Root SEAL	**RaCe**	24,00	14,49-39,72	6,17	291,80(G,H)	283,94-299,88	4,06
Hybrid Root SEAL	**Twisted files**	21,69	13,17-35,72	5,52	291,18(G,H)	282,52-300,11	4,48
AH Plus	**Revo-S**	13,14	7,79-22,15	3,50	275,46(G,H,I)	262,07-289,53	7,00
Pat yok	**RaCe**	15,16	9,23-24,90	3,83	272,07(H,I)	260,56-284,09	5,99
RealSeal	**Revo-S**	14,73	9,01-24,09	3,69	269,29(H,I)	257,58-281,55	6,11
Pat yok	**Twisted files**	11,62	6,85-19,73	3,13	268,26(H,I,J)	253,58-283,80	7,70
Hybrid Root SEAL	**Revo-S**	20,10	11,98-33,73	5,31	264,09(I,J)	255,63-272,84	4,38
Pat yok	**Revo-S**	15,30	9,01-26,00	4,13	237,74(J)	227,79-248,12	5,18
	TEST	**Ki-kare=25,082, p=0.401**			**Ki-kare=1709,03, p<0.001**		



Şekil: 3.5.2.

En güçlüden en az güçlüye doğru kırılmaya karşı dayanım incelendiğinde kontrol grubu en fazla (393,38(A)) ; preparasyonun yapıldığı ancak kanal dolgusunun yapılmadığı Revo-S grubu en zayıf bulundu (237,74(J)) . AH Plus-Twisted files grubu (299,98(G,H)) ile Hybrid Root SEAL-RaCe grubu istatistiksel olarak aynı etkiyi gösterdi (291,80(G,H)).

3.6. Kırık Tipi Analizi Sonuçları

Modellerde oluşan kırık tiplerinin belirlenmesi amacı ile yapılan görsel incelemenin sonuçları Çizelge 3.6.1' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.6.1.

GRUPLAR	Tip 1	Tip 2
EL ALETİ-REALSEAL	10%	90%
EL ALETİ-HYRID ROOT SEAL	10%	90%
EL ALETİ-AH PLUS	0%	100%
EL ALETİ-KANAL DOLGUSU YOK	0%	100%
PROFILE-REALSEAL	20%	80%
PROFILE-HYBRID ROOT SEAL	0%	100%
PROFILE- AH PLUS	20%	80%
PROFILE-KANAL DOLGUSU YOK	0%	100%
REVO-S-REALSEAL	0%	100%
REVO-S -HYBRID ROOT SEAL	50%	50%
REVO-S-AH PLUS	30%	70%
REVO-S-KANAL DOLGUSU YOK	0%	100%
K3-REALSEAL	30%	70%
K3-HYBRID ROOT SEAL	10%	90%
K3-AH PLUS	0%	100%
K3-KANAL DOLGUSU YOK	10%	90%
RACE-REALSEAL	30%	70%
RACE-HYBRID ROOT SEAL	10%	90%
RACE-AH PLUS	30%	70%
RACE-KANAL DOLGUSU YOK	0%	100%
TWİSTED FILES-REALSEAL	20%	80%
TWİSTED FILES-HYBRID ROOT SEAL	10%	90%
TWİSTED FİLES-AH PLUS	20%	80%
TWİSTED FİLES- KANAL DOLGUSU YOK	10%	90%
SAĞLAM	30%	70%

Resim 3.6.1-24’ te her gruba ait farklı kırık tipleri izlenmektedir.



Resim 3.6.1. El aleti +Real SEAL (tip 1 kırık)



Resim 3.6.2. El aleti +Hybrid Root SEAL(tip 1 kırık)



Resim 3.6.3. El aleti+AH Plus (tip 1 kırık)



Resim 3.6.4. El aleti +kanal dolgusu yok (tip 2 kırık)



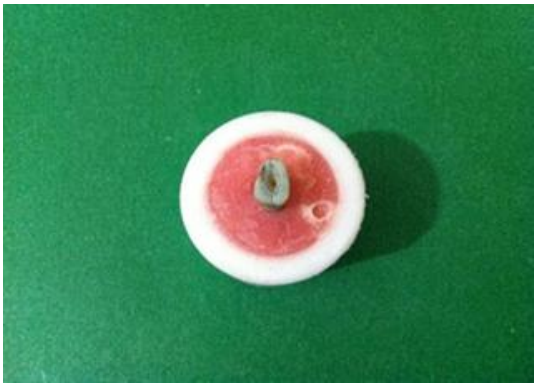
Resim 3.6.5. Profile+Real SEAL (tip 2 kırık)



Resim 3.6.6. Profile+Hybrid Root SEAL(tip 2 kırık)



Resim 3.6.7. Profile +AH PLus (tip 2 kırık)



Resim 3.6.8. Profile +kanal dolgusu yok (tip 1 kırık)



Resim 3.6.9. Revo- S+Real SEAL (tip 2 kırık)



Resim 3.6.10. Revo-S+ Hybrid Root SEAL(tip 1 kırık)



Resim 3.6.11. Revo-S+AH Plus (tip 2 kırık)



Resim 3.6.12. Revo-S+kanal dolgusu yok (tip 2 kırık)



Resim 3.6.13. K3+Real SEAL (tip 2 kırık)



Resim 3.6.14. K3+Hybrid Root SEAL(tip 2 kırık)



Resim 3.6.15. K3+AH Plus (tip 2 kırık)



Resim 3.6.16. K3+ kanal dolgusu yok (tip 2 kırık)



Resim 3.6.17. RaCe+Real SEAL (tip 1 kırık)



Resim 3.6.18. RaCe+Hybrid Root SEAL (tip 2 kırık)



Resim 3.6.19. RaCe+AH Plus (tip 2 kırık)



Resim 3.6.20. RaCe–kanal dolgusu yok (tip 2 kırık)



Resim 3.6.21. Twisted Files +Real SEAL(tip 1 kırık)



Resim 3.6.22. Twisted Files+Hybrid Root SEAL (tip 2 kırık)



Resim 3.6.23. Twisted Files +AH Plus (tip 2 kırık)



Resim 3.6.24. Twisted Files -kanal dolgusu yok(tip 2 kırık)



Resim 3.6.25. Sağlam (tip 1 kırık)

3.7. Sonlu Eleman Stres Analizi Sonuçları

Stres analizi sonuçları değerlendirilirken maksimum gerilim stresleri göz önüne alındı. Elde edilen veriler en yüksekten en aza doğru Çizelge 3.7.1 ve 3.7.2 de verilmiştir.

Çizelge 3.7.1.

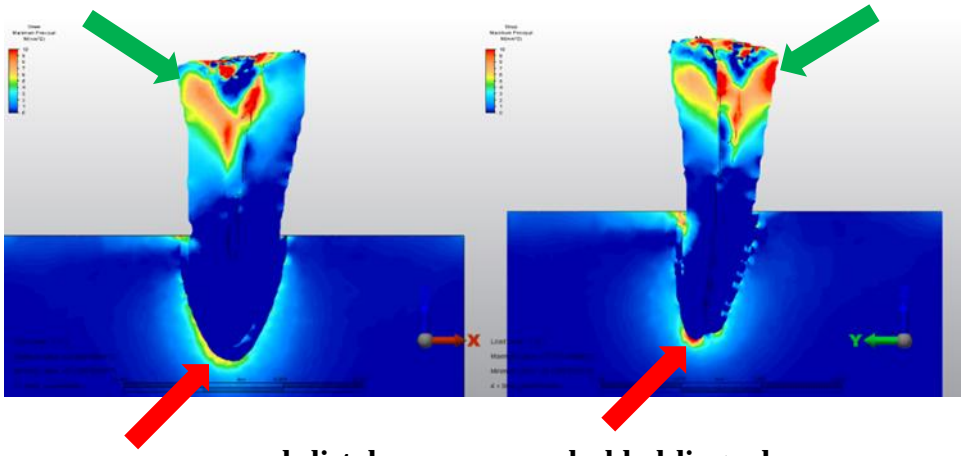
	GERİLİM STRES DEĞERLERİ	
GRUPLAR	MAXİMUM DEĞER	MİNİMUM DEĞER
EL ALETİ –KANAL DOLGULU	127,667 N/mm^2	-42,1092 N/mm^2
RACE-KANAL DOLGULU	82,121 N/mm^2	-64,6918 N/mm^2
REVO-S KANAL DOLGULU	80,5055 N/mm^2	-27,3733 N/mm^2
K3 KANAL DOLGULU	76,3965 N/mm^2	-30,4349 N/mm^2
TWİSTED FİLES KANAL DOLGULU	76,257 N/mm^2	-30,7549 N/mm^2

Çizelge 3.7.2.

	GERİLİM STRES DEĞERLERİ	
GRUPLAR	MAXİMUM DEĞER	MİNİMUM DEĞER
REVO-S KANAL DOLGUSU YOK	1198,61 N/mm^2	-71,3188 N/mm^2
TWİSTED FİLES KANAL DOLGUSU YOK	905,575 N/mm^2	-490,173 N/mm^2
RACE-KANAL DOLGUSU YOK	619,663 N/mm^2	-84,2874 N/mm^2
K3-KANAL DOLGUSU YOK	188,263 N/mm^2	-29,2766 N/mm^2
PROFİLE-KANAL DOLGUSU YOK	154,155 N/mm^2	-219,045 N/mm^2
EL ALETİ-KANAL DOLGUSU YOK	137,030 N/mm^2	-77,2269 N/mm^2

- Kanal preparasyonu yapılmış ancak doldurulmamış köklerde, bukkal-lingual yönde alınan kesitlerde maksimum stres el aleti ile prepare edilmiş köklerde gözlendi.
- Kanal preparasyonu yapılmış ancak doldurulmamış köklerde, mezyal-distal yönde alınan kesitlerde maksimum stres el aleti ile prepare edilmiş köklerde gözlendi. Buna göre en yüksek değerler Revo-S ve Twisted files grubunda gözlendi.
- Genel olarak Profile, el aletleri, Revo S ve Twisted files gruplarında yaygın stres alanları gözlendi. Kök dış yüzeyine yaygınlık açısından Revo S, el aleti ve Profile grupları fazla stres gösterir iken diğerlerinde kanal içinde stres alanları daha az gözlendi. En az stres K3 grubunda gözlendi.
- Kanal dolgulu köklerde, bukkal-lingual yönde alınan kesitlerde maksimum stres el aleti ile prepare edilmiş köklerde gözlendi.
- Kanal dolgulu köklerde, mezyal-distal yönde alınan kesitlerde maksimum stres el aleti ile prepare edilmiş köklerde gözlendi.
- Dentin dokusunda yaygınlığa göre değerlendirildiğinde yine el aletleri ile prepare edilmiş dişlerde fazla stres gözlendi. Bu grubu K3 grubu izledi. Profile, Twisted files ve RaCe gruplarında ise genel olarak benzer stres dağılımları izlendi. En düşük stres yayılımı Revo –S grubunda gözlendi.

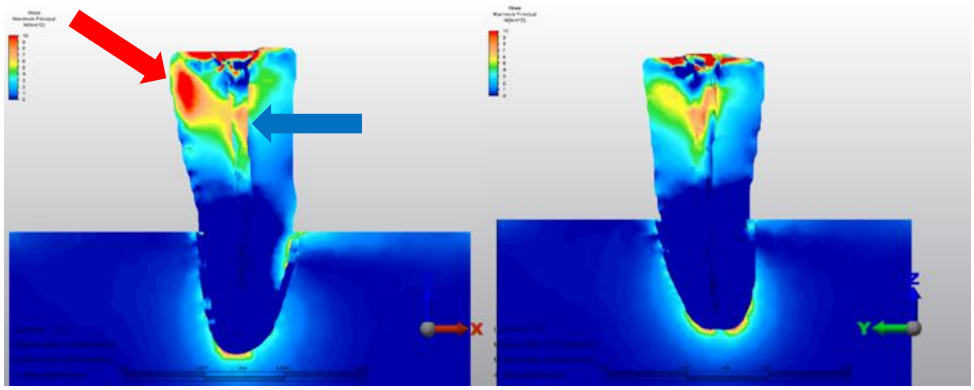
Görsel bulgularda resimlerde yer alan renk skalaları rehberlik yapmıştır. Bu skalada en yüksek stresler kırmızı ile gösterilirken mavi daha az stres oluşan alanları ifade etmektedir.



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.1. El aleti –Kanal dolgulu

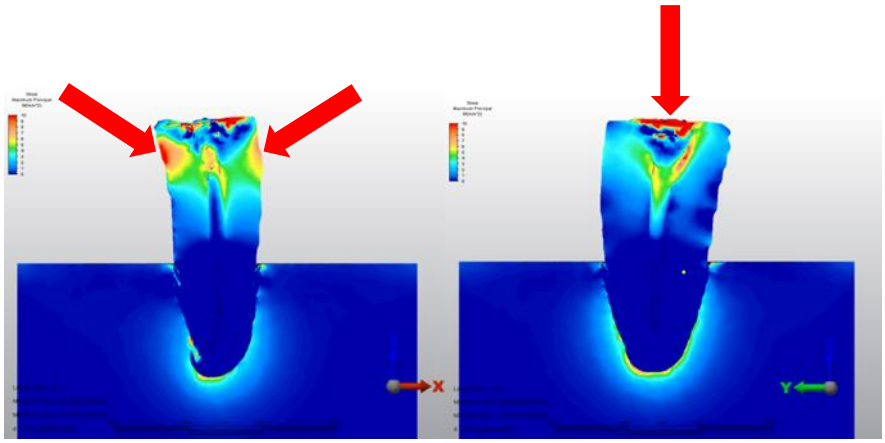
Mezyal-distal ve bukkal-lingual kesitlerde alınan kesitlerde, koronal 1/3 bölgede özellikle kanal içinden dış yüze doğru her iki yönde yoğun stres alanları gözlendi (yeşil ok). Bu stres yığılımı bukkal-lingual yönde alınan kesitte daha yoğun bulundu. Yine her iki kesitte kök uçlarında yoğun stres alanları gözlendi (kırmızı ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.2. Profile– Kanal dolgulu

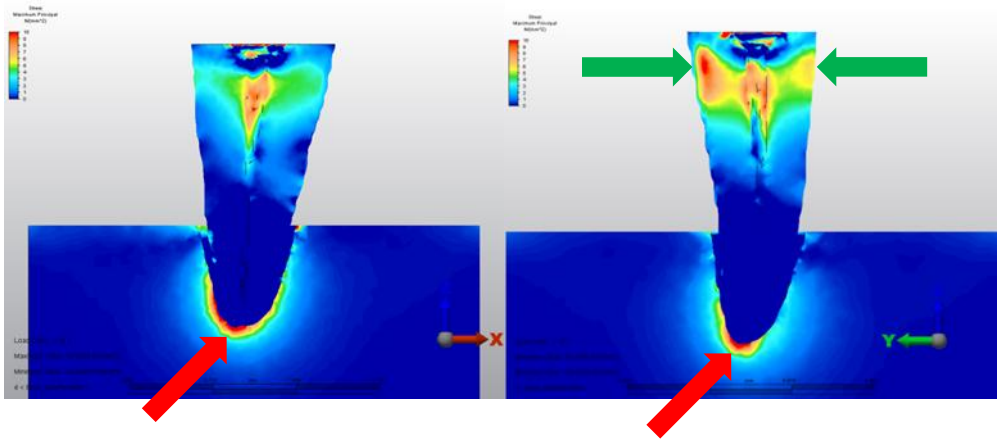
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde özellikle kanal içinden dışına doğru yoğunluğu artan stres alanları gözlendi. (kırmızı ok). Her iki kesitte de Kanal içine, apikale doğru stres yoğunluğu gözlendi. Ancak bu mezyal-distal kesitte daha belirgin izlendi (mavi ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.3. Revo-S – Kanal dolgulu

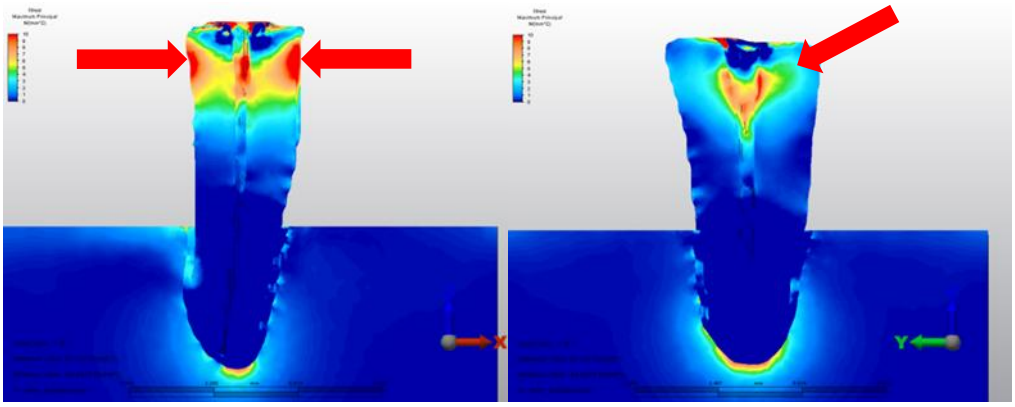
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde kökün dış yüzeyinde yoğun stres alanları gözlendi (kırmızı ok). Bukkal lingual kesitte stres en yoğun kuvvet uygulama noktasında izlendi (kırmızı ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.4. K3- Kanal dolgulu

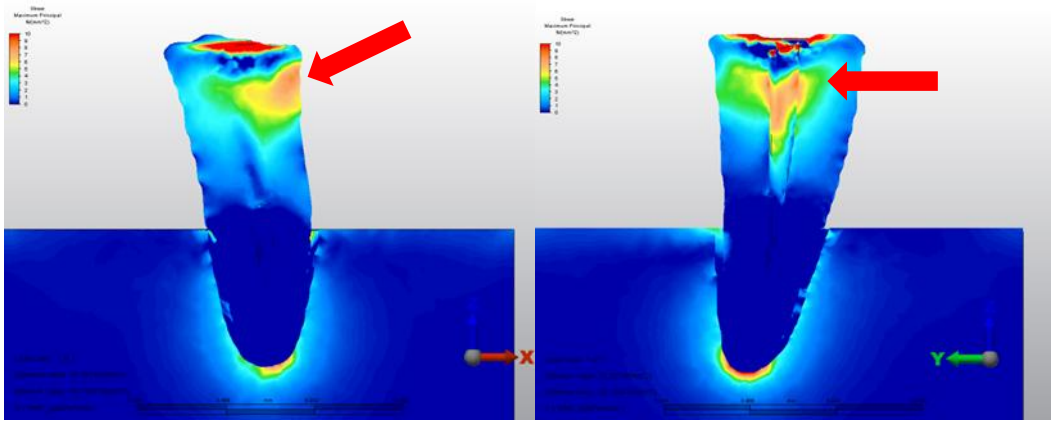
Her iki kesitte de apikal bölgede yoğun stres alanları gözlenirken(kırmızı ok); Revo-S grubunun aksine bu grupta koronal 1/3 te kök dış yüzeyinde yoğun stres alanları bukkal lingual kesitte izlendi (yeşil ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.5. RaCe– Kanal dolgulu

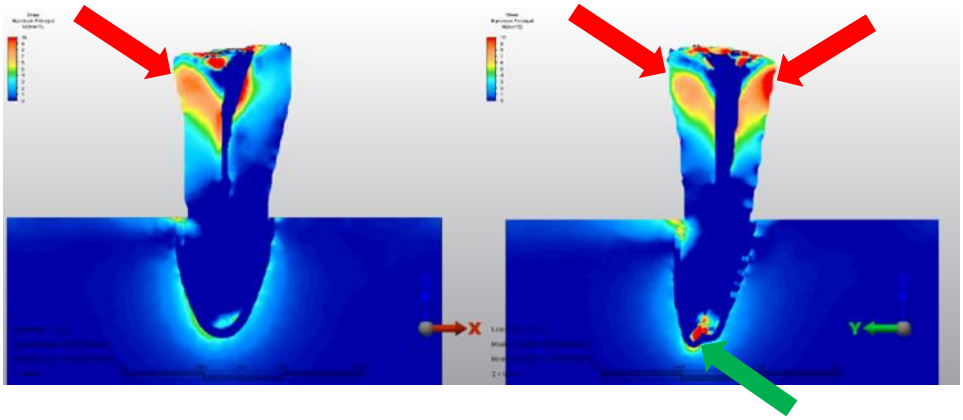
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde özellikle hem kanal içinden dışına doğru hem de kanal dışından içe doğru bir yönde yoğun stres alanları gözlendi (kırmızı ok). Bukkal-lingual yönde alınan kesitte ise stres yoğunluğunun kanalın koronal bölgesinde sınırlı kaldığı gözlendi.



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.6. Twisted files- Kanal dolgulu

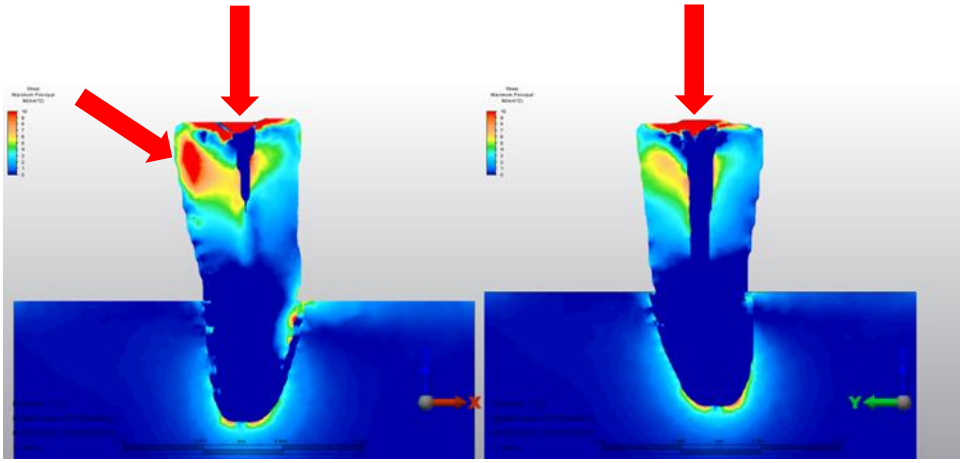
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde özellikle kanal dışından içe doğru tek yönde yoğunlaşan stres alanları gözlendi (kırmızı ok). Bukkal-lingual yönde alınan kesitte ise koronal bölgede kanal içinden dışına doğru stresin azalarak yayıldığı gözlendi.



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.7. El aleti+Kanal dolgusu yok

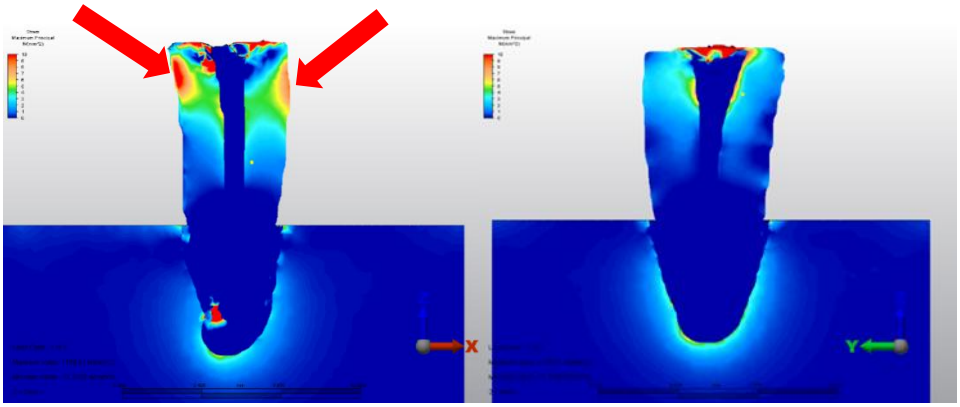
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde kanal içinden dışına doğru özellikle bir yönde yoğun stres alanları gözlendi (kırmızı ok); bukkal-lingual yönde alınan kesitte ise kanal içinden dışına doğru her iki yönde ve kök ucunda yoğun stres alanları izlendi (kırmızı ve yeşil oklar).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.8. Profile+ Kanal dolgusu yok

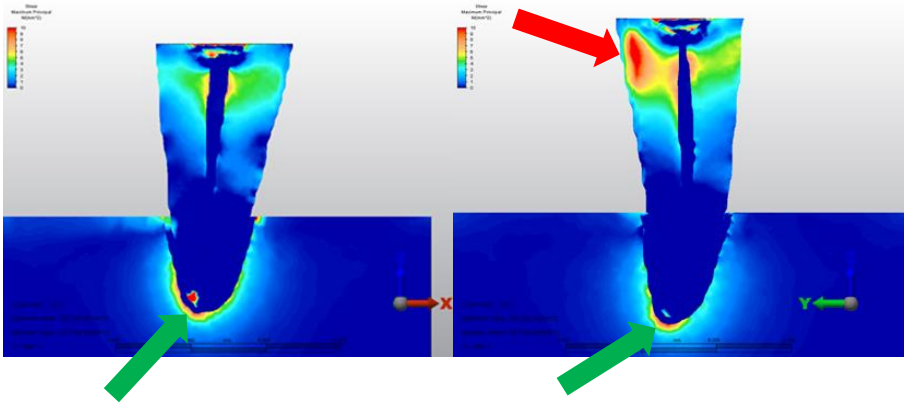
Her iki kesitte de kuvvet uygulama noktalarında ve tek taraflı koronal 1/3 bölgesinde kanal içinden dışına doğru yoğunlaşan stres alanları izlendi ama bu stres alanları mezyal-distal kesitte daha belirgin bulundu (kırmızı ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.9. Revo-S+ Kanal dolgusu yok

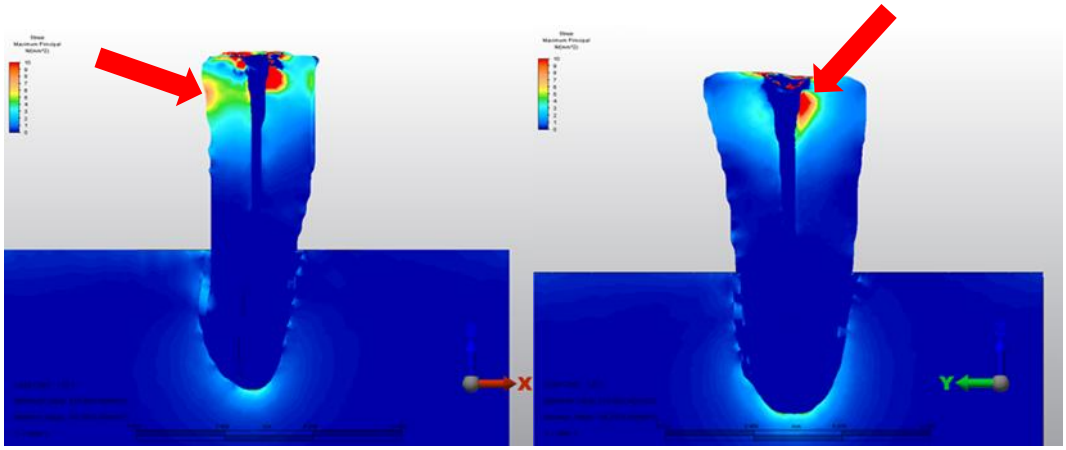
Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde özellikle kanal dışından içine doğru stres alanları izlendi.



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.10. K3+ Kanal dolgusu yok

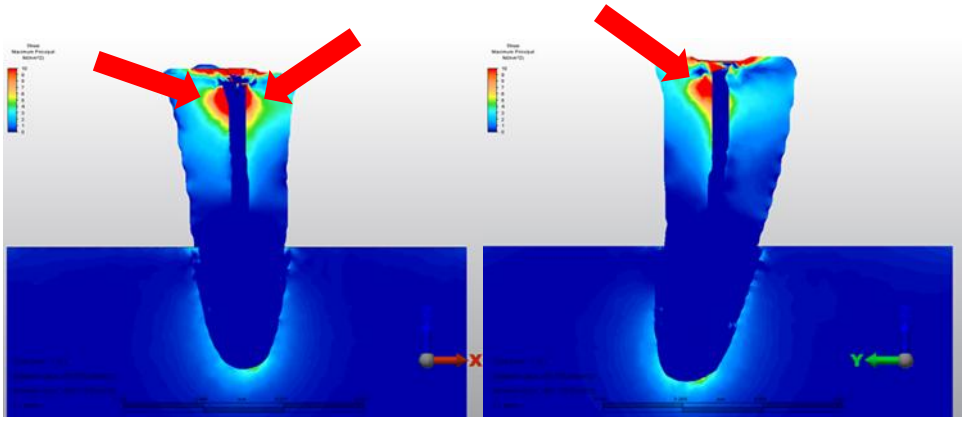
Mezyal-distal yönde alınan kesitte yoğun stres alanları gözlenmezken; bukkal-lingual yönde alınan kesitte ise dişin koronal 1/3 bölgesinde özellikle bir yönde kanal içinden dışına doğru yoğun stres alanları gözlendi (kırımızı ok). Her iki kesitte de kök uçlarında yine yoğun stres alanları görülmektedir (yeşil ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.11. RaCe – Kanal dolgusu yok

Mezyal-distal yönde alınan kesitte koronal 1/3 bölgesinde özellikle kanal içinden dışına doğru bir yönde stres alanları gözlendi (kırmızı ok); bukkal-lingual yönde alınan kesitte ise sadece kanal girişinde yoğun stres alanı izlendi (kırmızı ok).



mezyal-distal **bukkal-lingual**

Resim 3.7.12. Twisted files– Kanal dolgusu yok

Her iki kesitte de koronal 1/3 bölgesinde özellikle kanal içinden dışına doğru her iki yönde azalan stres alanları gözlendi (kırmızı ok).

4.TARTIŞMA

Endodontik tedavinin dişin kırılma dayanımı üzerine olumsuz etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur (Sedgley ve ark 1992, Çobankara ve ark 2002, Wu ve ark 2004, Kazandağ ve ark 2009). Her ne kadar kırılma dayanımının artışında pek çok faktörden söz edilse de (diş mekanik özelliklerinde değişim, nemliliğinde değişim, zaman ve proprioseptik faktörler gibi) (Loewenstein ve Rathkarnp 1955, Biven ve ark 1972, Helfer ve ark 1972, Lewinstein ve Grajower 1981, Randow ve Glanz 1986, Rotstein ve ark 1999, Grigoratos ve ark 2001, Sim ve ark 2001, Doyon ve ark 2005, Soares ve ark 2007) dişin yapısal madde kaybı bu faktörlerden en önemlisidir (Blaser ve ark 1983, Hood 1991, Asundi ve Kishen 2001, 2002). Bu nedenle kalan sağlam diş dokularının korunması şarttır.

Kanal tedavisinin ilk aşaması olan giriş kavitesinin oluşturulmasının dişin yapısal bütünlüğü üzerine olumsuz etkisi olduğu bildirilmiştir (Reeh ve ark 1989). Devamında kanal preparasyonu ilave bir madde kaybı yaratmaktadır. Preparasyon kanal tedavisinin en önemli adımlarından biridir ve sonrasında kökün kırılma direncinin azaldığı rapor edilmiştir (Chadha ve ark 2010). Bunu sebebi ise şöyle açıklanmıştır; kök kanal preparasyonu sırasında aletle dentin arasında bir temas meydana gelmektedir. Bu temas dentinde birçok anlık stres yoğunluğu oluşturmaktadır (Ankrum ve ark 2004). Bu tip stres yoğunlukları da vertikal kök kırığının oluşmasına neden olabilecek dentin defektleri meydana getirebilmektedir (Kim ve ark 2009).

Döner alet sistemlerinin yaygın kullanımı ile birlikte vertikal kök kırıklarında bir artıştan söz edilmiştir (Walton and Torabinejad 1996). Walton ve Torabinejad (1996) yılında yaptıkları bir çalışmada preparasyonun kanal aletlerinin ve irrigasyon solüsyonlarının derin penetrasyonuna izin verecek kadar geniş ancak dişi zayıflatmayacak ölçüde de sınırlı olması gerektiğini belirtmiştir. Necchi ve ark (2008) farklı döner alet sistemlerinin farklı tasarımlarına bağlı olarak temas streslerinde farklılıklar olabileceğinden söz etmişlerdir. Preparasyon sırasında meydana gelen yüksek stres yoğunluğu kanalda daha fazla sapmalara ve sonuçta daha ince dentin alanlarının oluşmasına neden olmaktadır. İncelmiş dentin yapısı apikal kırık riskinin artmasına neden olmaktadır (Wilcox ve ark 1997, Versluis ve ark 2006, Bier ve ark 2009). Bu sebeple bu araştırmada farklı dizaynlarda eğeler

içeren döner alet sistemleri ile el aletleri karşılaştırılmış ve köklerin kırılma dayanımına etkileri araştırılmıştır. Çalışmamızın sonucunda kontrol grubu olarak belirlenen sağlam diş grubu en fazla kırılma dayanımı göstermiştir (çizelge ve Şekil 3.4.1) ki bu sonuç madde kaybının diş kırılmalarındaki en önemli faktör olduğunu rapor eden tüm önceki çalışmaları desteklemektedir.

Kim ve ark (2010) kanal preparasyonu sırasında oluşan stresler ile vertikal kırık riski arasında bir ilişkiden söz etmiştir. Çalışmamızın stres analizi bölümü bu amaçla planlanmıştır ve stres analiz sonuçları yine farklı tasarımdaki eğeler içeren farklı sistemlerin köklerde farklı stresler oluşturduğunu göstermiştir (Resim 3.7.1-12).

Kanal preparasyonunda döner aletlerin tanıtılması ile birlikte kanal yapısına sadık kalınarak daha kolay, hızlı ve daha az operasyonel hata yapılarak kanal preparasyonu mümkün olmuştur (Park ve ark 2001, Hülsmann ve ark 2005). Dizayn özellikleri ve yapılma metotları döner aletlerin klinik performansını etkilemektedir (Koch ve ark 2002, Peters ve ark 2004). Döner aletlerin kesme etkinlikleri; en başta kesit dizaynı (Schafer ve ark 2008), debris çıkarma kapasitesi, sarmal ve meyil açıları, metalurojik özelikleri ve aletlerin aktif yüzeylerine bağlıdır (Hülsmann ve ark 2005). Bier ve ark (2009) yaptıkları çalışmada S-apex döner aletler haricindeki birkaç döner alet sistemi ile yapılan preparasyonda dentin hasarı (mikrokırıklar halinde) oluştuğunu, bunun en fazla Protaper kullanılan grupta olduğunu, el aleti ile yapılan genişletme de ise hiç hasar oluşmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda el aleti grupları sağlam dişlerden daha zayıf çıkmakla beraber döner alet sistemlerinin kullanıldığı gruplara nazaran kırılmaya karşı daha fazla dayanım göstermişlerdir (çizelge ve Şekil 3.4.1). Bu sonuç döner alet gruplarının el aleti gruplarına nazaran daha agresif genişletme yaptığı ilgili çalışmaları desteklemektedir (White ve ark 2002, Bier ve ark 2009, Zamin ve ark 2012) Bu durumun açıklaması olarak döner nikel titanyum döner aletler ile yapılan preparasyonda döner aletlerin yüksek sayıda dönme haraketlerinden dolayı el aletlerine göre önemli derecede fazla dentin hasarı oluşturduğu düşünülebilir.

Kim ve ark 2010'da yaptıkları çalışmada nikel titanyum döner aletlerin dizaynları ile vertikal kök kırıklarının insidansı arasında potansiyel bir ilişki olduğunu göstermişlerdir. Nikel titanyum eğelerde dizayn; şekillendirme yaparken

kök dentinin üzerine uygulanan kuvveti değiştirmektedir (Lam ve ark 2005). Bundan dolayı döner aletler ile yapılan preparasyon sırasında uygulanan kuvvetler kökte gerginlik ve stresin artmasına neden olmakta (Kim ve ark 2010); kök kırığı oluşma olasılığını arttırmaktadır. Bier ve ark (2009) döner alet kullanılarak yapılan preparasyonda el aleti ile yapılanlara göre daha fazla dentin defekti oluştuğunu belirtmiştir bu da döner alet sistemlerinin önemli derecede fazla rotasyon yapmasına bağlanmıştır. Döner alet sistemlerinin farklı dizaynlarına bağlı olarak oluşturdukları defektlerin kapsamı da değişmektedir.

White ve ark (2002) tamamlanmış ve tamamlanmamış dentin kırıklarını eğelerin açıları ile ilişkilendirirken; Zamin ve ark (2012) aradaki farkın apikal foramenden daha kısa veya daha uzun çalışma ile ilgili olabileceğini bildirmiştir. Trope ve ark (2012) preparasyon sırasında artan taper ile birlikte daha fazla madde kaldırılabildiğini bunun; dişin zayıflamasına neden olduğunu ve kök kırığına zemin hazırladığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada el aletleri hariç tüm döner sistemlerde 0.06 açılı eğeler kullanılmıştır. Bu sebeple döner alet kullanılan gruplarda dayanımın azalması madde kaybı ile ve açılı eğelerin daha fazla madde kaldırması ile ilişkilendirilebilir (çizelge ve Şekil 3.4.1).

Tepel ve ark (1995) Alpha-File, FlexMaster, Mtwo, ProFile, RaCe'ın kesme etkinliklerini değerlendirdikleri bir çalışmada Mtwo ve RaCe' ın daha fazla kesme etkinliklerine sahip olduklarını göstermişlerdir. Bu çalışmada Profile ile prepare edilen gruplar RaCe grubu ile karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Bu da kesme etkinliği ve kırılma dayanımı arasında bir ters ilişki olduğunu göstermektedir.

Son yıllarda NiTi döner alet sistemlerinin esneklik ve kesme etkinliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar yoğunlaşmıştır. Twisted Files bu gelişmelerin son örneklerinden biridir. R-ısı fazında üretilmiş olması, metalin bükülerek elde edilmesi, özel yüzeyi ile eşsiz 3 dizayn özelliğine sahip olması ile diğerlerinden ayrılmaktadır. Bu özellikler ile aletin kırılmaya karşı direnci önemli ölçüde arttırılmış (Gambarini ve ark 2008; Larsen ve ark 2009) ve daha fazla esnekliğe sahip olması sağlanmıştır (Gambarini ve ark 2008). Zhao ve ark (2013) Hyflex CM, Twisted Files ve K3 sistemlerinin kesme etkinliklerini değerlendirdikleri bir çalışma da Twisted Files'ın; K3 ve Hyflex CM 'e göre daha fazla madde kaldırdığı gösterilmiştir.

Twisted files agresif kesici etkinliği her ne kadar diş kanal anatomisine uygun preparasyon yapılsa da dişin zayıflamasına neden olmaktadır. Hashem ve ark (2012) de yaptığı Twisted Files; Revo-S; Profile GT ve Protaper döner alet sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Twisted Files'ın yenilikçi üretim işlemleri ile eğimli kanallarda kazandığı yüksek esneklik özelliği sayesinde daha çok kanalın merkezinde genişletme yaptığını, diğer gruplara göre daha az kanal transportasyonuna neden olduğunu göstermişlerdir (Hashem ve ark 2012). Sonuçlarımız Zhao ve ark (2013) sonuçlarını destekler şekilde Twisted Files'ın kullanıldığı dişlerde daha fazla dayanımda azalmaya sebep olduğu göstermiştir (Çizelge: 3.4.1).

Revo-S alet üzerindeki stresi azaltmak amacıyla diğer sistemlerden farklı olarak asimetrik kesite sahip olarak üretilmiş bir NiTi döner alet sistemidir (Basrani ve ark 2011). Profile'ın özellikleri arasında; radial alanlara sahip üçlü U şekline sahip kesit dizaynı, dentin duvarlarını kesen nötral eğim açılarına sahip kesici kenarları, kesici olmayan uç dizaynına sahip olması sayılabilir. K3'ün özellikleri arasında kesme etkinliğinin artırılması amacı ile dizayn edilmiş pozitif açılı kesici kenarlara sahip dizaynı, üç radial alanlı ve periferde sürtünmenin azaltılması amacı ile kenarların çevresindeki farklı dizaynı, kesici olmayan uç yapısı gösterilebilir. RaCe' de ise üçgensel kesit dizaynı, iki değişken kesici kenara sahip radial alanı olmayan yapısı ve giriş eğesi haricinde kesici olmayan uç yapısı ile diğer döner alet sistemlerinden ayrılmaktadır (Young ve ark 2007). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan döner alet sistemlerinin seçiminde farklı dizayn özellikleri etkili olmuştur.

Kanal tedavisi ve vertikal kırıklar arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışmada bu tip kırıkların kanal dolgusu olmayan dişlerde, dolgusu olan dişlere göre daha yüksek sıklıkta rastlandığı gösterilmiştir (Lertchirakarn ve ark 2011). Kanal doldurmanın amaçlarından biri de kök kanal dentinin kırılma dayanımının artırılmasıdır (Branstetter ve ark 1982, Ulusoy ve ark 2007). Endodontik tedavili dişlerde pat kullanımı ile kırılmaya karşı direnç kazanıldığını gösteren çalışmalar vardır (Trope ve ark 1992; Johnson ve ark 2000). Bazı çalışmalarda bu patlar önemli derecede dişleri kuvvetlendirirken (Trope ve ark 1992; Çobankara ve ark 2002; Lertchirakarn ve ark 2002); bazı çalışmalarda ise bu patların kırılma direncini arttırmadığı gözlenmiştir (Apicella ve ark 1999; Johnson ve ark 2000). Ribeiro ve ark 2007'de yaptıkları çalışmada Apicella ve ark (1999), Çobankara ve ark (2002) ve

Stuart ve ark (2005) ile benzer sonuçlar elde ederek dolgu materyallerinin kökün kırılma dayanımına etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Bulgularımız kanal dolgusunun dişi kuvvetlendirdiği sonucu bulan çalışmaları destekler yöndedir.

Son yıllarda adeziv dişhekimliği alanındaki olumlu gelişmelerin bir sonucu olarak kök kanal dolgu patlarındada rezin içerik arayışına gidilmiştir (Johnson ve ark 2000). AH Plus bu amaçla geliştirilen, rezin esaslı sistemlerin en yaygın olarak kullanılanıdır ve günümüzde artık altın standart olarak kabul edilmektedir. Birçok çalışma da epoksi rezin bazlı patların bağlanma özelliğinin incelenmesi için bu grubun en önemli üyesi olan AH Plus, karşılaştırma ve değerlendirme için seçilmiştir (Nagas ve ark 2009, Rahimi ve ark 2009) bundan dolayı AH Plus çalışmamıza dahil edilmiştir.

Dentin adeziv primeri olarak üretilen asidik rezin monomerler metakrilat rezin bazlı patların içine de konmaktadır. Bu monomerlerin kanal dolgu patlarının içine konmasıyla birlikte patın radiküler dentine direkt olarak adezyonu sağlanmakta ve asitleme-bondingleme aşamaları ortadan kaldırılmaktadır. Bundan dolayı bu tip patlar 4. Jenerasyon metakrilat rezin bazlı patlar olarak sınıflandırılmaktadır. Dördüncü jenerasyon metakrilat rezin bazlı patlar bonding aşamasını basitleştirmeleri, uygulama zamanını azaltmaları ve her bir bond aşamasında meydana gelebilecek birçok hatayı da önlemiş olmaları gibi birçok avantaja sahiptirler.

MetaSEAL (Parkell Inc, Edgewood, NY) 4. Jenerasyon metakrilat rezin bazlı pattır ve Japonya da ticari olarak Hybrid Root SEAL (Sun Medical Co Ltd, Shiga, Japan) ismiyle pazarlanmaktadır. Bu pat polimetilmetakrilat bazlıdır ve asidik rezin monomer içermektedir; 4-metakloretiltrimetilanhidrattır (4-META). 4-META içeren Hybrid Root SEAL kendiliğinden sertleşen, hidrofilik ve self-etch adheziv olan son yıllarda tanıtılan kanal dolgu patıdır (Babb ve ark 2009, Onay ve ark 2009, Kim ve ark 2010). Hybrid tabakası oluşturarak dentin duvarlarına kuvvetli bir bağlanma sağlamaktadır (Babb ve ark 2009, Onay ve ark 2009). Üreticisi tarafından MetaSeal in dentin duvarlarına gütaperkaya bağlandığı kadar iyi bağlandığı iddia edilmektedir. Son yıllarda geliştirilen metakrilat rezin bazlı patların (Epiphany gibi) ve self-etch primerlerin adezyonu artırması ile patların kök kırılma dayanımına etkisinin arttığı

gösterilmiştir (Teixeira ve ark 2004, Sagsen ve ark 2007, Schafer ve ark 2007, Ribeiro ve ark 2008, Karapınar ve ark 2009, Ersev ve ark 2012).

Lawson ve ark (2008) ve Stiegemeier ve ark (2010) da Hybrid Root SEAL' in tek kon veya lateral kondensasyon yöntemi ile uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda Hybrid Root SEAL tek kon ve lateral kondensasyon teknikleri kullanılarak incelenmiştir.

RealSeal kanal dolgu sistemi, AH Plus ve güta perka gibi geleneksel kanal dolgu sistemlerine alternatif olarak tanıtılmıştır (Xu ve ark 2010). Ticari olarak Rezilon veya Epiphany olarak da bilinmektedir (Munoz ve ark 2007). RealSeal sistemi pat ve kor materyalinden oluşmaktadır. RealSeal patı dual-cure karakterlere sahip, self-etch bir pattır; ethoxylated bisphenol A dimethacrylate, and 2,2-bis[p-(2′ -hydroxy-3′ -methacryloxypropoxy) phenyl]propane (BisGMA), ürethan dimethakrilat (UDMA), hidrofilik metakrilatlar içermektedir. Bu sistemde asıl amaç kor materyali, pat ve prepare edilmiş kanal duvarı arasında geleneksel kanal dolgu materyallerine göre daha iyi bir bağlanmanın sağlanmasıdır (Munoz ve ark 2007; Duggan ve ark 2009). RealSeal ve RealSeal SE olarak iki farklı çeşitte piyasaya sunulmuştur (Kim ve ark 2009). Üretici firması tarafından RealSeal kanal dolgu patının sadece sistemin kendi kor materyali ile değil, farklı açılı güta perka konları ile birlikte de kullanılabileceği belirtilmiştir. Bu kanal dolgu patının mükemmel adezyon yeteneğine sahip olduğu rapor edilmiştir (Bodrumlu ve ark 2007).

Vishwanathan ve ark (2012) yaptıkları çalışmada döner alet sistemleri ile genişlettikleri dişleri RealSeal, çinko oksit ojenol ve AH26 patı ile tek kon güta perka ve lateral kondensasyon tekniği ile doldurmuşlar; RealSeal ile doldurulmuş dişlerin diğer deney gruplarına göre en yüksek kırılma direnci gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bu nedenle çalışmamızda RealSeal tek kon ve lateral kondensasyon teknikleri ile kullanılarak son yıllarda tanıtılan rezin bazlı dual-cure karaktere sahip, self-etch kanal dolgu patı ile diğer rezin bazlı patlara göre kırılma dayanımına etkisi karşılaştırılarak incelenmiştir. Çalışmamızın sonucunda incelenen RealSeal, Hybrid Root Seal ve AH Plus rezin esaslı kanal dolgu patları sadece preparasyon yapılan dişlere oranla kırılma dayanımını arttırmışlardır. Sağladıkları kırılma dayanımları

sağlam dişten daha azdır. Aralarında istatistiksel anlamda fark yoktur (Çizelge ve Şekil 3.2.1).

Smear tabakası, dentin herhangi bir şekilde kesildiğinde dentin duvarlarının yüzeyi üzerinde inorganik maddelerin yanısıra odontoblast parçacıklarının ve nekrotik debrisin oluşturduğu organik maddelerden meydana gelen çamurumsu bir tabakadır (Çalışkan 2006). Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesini sağlayan yöntemlerin, kanal duvarları üzerinde smear tabakası oluşturduğu yapılan çalışmalarda görülmektedir (McComb ve ark 1975, Moodnik 1976, Mader 1984, Cengiz 1990, Pashley1992).

Smear tabakasının, kanalların preparasyonları ve doldurulması üzerinde olan etkileri konusunda farklı görüşlerin olmasına rağmen, bazı araştırıcılar smear tabakasının kendisinin enfekte olabileceğini ve dentin tübüllerinini içindeki kısımlarında bakteri üreyebileceğini bulmuşlardır (McComb 1975, Brannström 1984, Pashley 1984). Bundan dolayı enfekte kök kanallarının preparasyonundan sonra oluşan smear tabakası öncelikle kaldırılarak, kanal içi dezenfektanların dentin tübüllerine penetre olması sağlanabilir. Smear tabakası kimyasal, mekanik ve lazer uygulamaları kaldırılabilir (Çalışkan 2006).

Kök kanallarında smear tabakasının uzaklaştırılması için yıkama solüsyonlarının kimyasal etkinliğinden yararlanılır. Bu solüsyonların kullanılmasındaki amaç kanal aletlerinin kesici etkinliğini arttırmak ve oluşan debrisi uzaklaştırmaktır. Bunun için günümüzde sodyum hipoklorit, şelasyon ajanları (EDTA, REDTA), organik asitler veya bunların birlikte kullanımından yararlanılır (Çalışkan 2006).

Smear tabakası tüm yüzeyinde çok küçük partiküller barındıran bir yapıdadır, bundan dolayı asitler ile çok kolay eriyebilir (Pashley 1992). Asitlerin kullanımı smear tabakasının kaldırılmasına katkı sağlar. McComb ve Smith (1975), smear tabakasını ortamdan uzaklaştırabilen EDTA'yı ilk uygulayan araştırmacılardır. Goldman ve ark (1982) EDTA'nın tek başına kullanımında inorganik kısımları kaldırdığı ancak tübüllerdeki organik kısmın bozulmadan kaldığını göstermiştir. Bu organik kısım için başka bir çözücüye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaç için sodyum hipoklorit çok etkin bulunmuştur. Bu solüsyon tek başına uygulandığında pulpa artıkları ve predentin gibi organik dokuları çözme yeteneğine sahiptir (Rubin 1979,

Wayman 1979, Goldman 1982) ancak birçok araştırmada tüm smear tabakasını kaldırmada etkin olmadığı gösterilmiştir (Baker 1975, Goldman 1982, Berg 1986, Baumgartner 1987). NaOCL'in smear tabakasının kaldırılmasındaki etkisizliği nedeni ile inorganik yapı üzerinde de etkin olan solüsyonların arayışına gidilmiştir.

Organik dokuları çözen ve smear tabakasını demineralize eden tek bir solüsyon olmadığından dolayı organik ve inorganik solventlerin birlikte kullanılması önerilmektedir (Yamada 1983, Baumgartner 1984). Birçok araştırıcı smear tabakasının uzaklaştırılmasına EDTA ve NaOCL nin birlikte kullanılabileceğini belirtmektedir (Yamada 1983, White 1984, Baumgartner 1987, Cengiz 1990) .

Goldman (1982), Yamada (1983), Baumgartner ve ark (1987), EDTA ve NaOCL' nin birbiri ardına kullanılmasının smear tabakasının kaldırılmasını sağladığını göstermişlerdir. Değişik konsantrasyonlardaki EDTA ve NaOCL'in kanal yıkama solüsyonu olarak kullanıldığı çalışmalarda en etkin irrigasyon solüsyonunun %5,25' lik NaOCL ve daha sonra %17' lik EDTA olduğunu belirtmişlerdir (Goldman 1982, Yamada 1983, Baumgartner ve ark 1987). Bu nedenle çalışmamızda % 5.25'lik NaOCL ve %17'lik EDTA kullanıldı.

Kök dentinine irrigasyon solüsyonlarının etkisinin incelendiği pek çok çalışma yapılmıştır (Cruz-Filho 2001, Ari 2004, Slutzky-Goldberg 2004, Eldeniz 2005). Sadece NaOCL' nin (Slutzky-Goldberg 2004), sadece EDTA' nın (Cruz-Filho 2001, Eldeniz 2005) veya her ikisinin (Ari 2004) irrigasyon solüsyonu olarak kullanıldığı bu çalışmalarda, bu solüsyonların dişin mikrosertliğini azalttığı gösterilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda son irrigasyon solüsyonu olarak distile su kullanılarak irrigasyon solüsyonlarının etkisinin nötralize edilmesi sağlanmıştır.

Smear tabakasının varlığı ile kanal dolgu patlarının dentin tübüllerine bağlantısı arasında bir ilişkiden söz edilmiş (Çobankara ve ark 2002, Ordinola-Zapata ve ark 2009) ve AH Plus ile doldurulan köklerde smear tabakasının olup olmamasının kök kırılma dayanımına istatistiksel açıdan önemli bir etkisi olmadığını göstermişlerdir. Cam iyonomer esaslı Ketac Endo içinde aynı gözlem rapor edilmiştir (Johnson ve ark 2000). Smear tabakasının kaldırılması ile kanal dolgu patlarının dentin tübüllerine daha iyi penetre olması sayesinde daha iyi adezyon sağlanabilmektedir (Baumgartner ve ark 1987, Gettleman ve ark 1991, Kokkas ve ark 2004).

Rezin bazlı patların kök dentinini kuvvetlendirmesi konusu hala tartışmalıdır (Sağsen ve ark 2012). Çobankara ve ark (2002), Kazandağ ve ark (2009) yaptıkları çalışmalarda tüm kanal dolgu patlarının kullanıldığı deneysel gruplar negatif kontrol grubuna oranla önemli derecede daha fazla kırılma dayanımı göstermişlerdir. AH Plus'ın yüksek penetrasyon ve uygun adeziv özelliklerine rağmen; kök kırılma dayanımını arttırmadığı bildirilmiştir (Sousa-Neto ve ark 2005). Ancak, Apicella ve ark (1999), Çobankara ve ark (2002), Stuart ve ark (2006) ise rezin bazlı patların kırılma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır.

Sağsen ve ark (2007) yaptıkları çalışmalarında Epiphany ve AH 26 adeziv kanal dolgu sistemleri arasında kırılmaya direnç konusunda farklılık bulamamışken; bir diğer çalışma da ise güta perka-AH 26 sistemi Epiphany'e göre daha fazla kırılma direnci göstermiştir (Ulusoy ve ark 2007). Chadha ve ark (2010) tarafından yapılan bir çalışmada AH Plus ve güta perka ile doldurulmuş dişlerin Rezilon Epiphany'e göre daha yüksek kırılma direnci olduğu gösterilmiştir.

Birçok çalışma da epoksi rezin bazlı patların; cam iyonomer ve çinko oksit ojenol bazlı patlara göre kök kanal dentinine derin penetrasyon ile daha yüksek adezyon sağladığı gösterilmiştir (Sousa-Neto ve ark 2002, Sousa-Neto ve ark 2005, Jainaen ve ark 2009). Bu sayede dolgu materyalinin kanal içinde daha iyi retansiyonu sağlanarak kırılmaya olan direnç arttırılmaktadır. Bu çalışmalarda epoksi rezin bazlı patların adheziv özellikleri ve kapama yetenekleri ile diğer kanal dolgu patlarından daha fazla kırılmaya karşı direnç gösterdiği bildirilmiştir.

Ulusoy ve ark (2007) AH 26-güta perka grubunu, Rezilon–Epiphany ve KetacEndo-güta perka ile karşılaştırdıkları çalışmalarında AH 26-güta perka grubunun prepare edilmiş kök kanallarında kırılma direncini arttırdığını gözlemişlerdir. Teixeira ve ark (2004) ve Schafer ve ark (2007) dual-cure rezin bazlı kök kanal dolgu patlarının AH 26'ya göre kırılma dayanımını arttırdıkları göstermişlerdir. Jainaen ve ark (2009) yaptıkları çalışmada epoksi rezin ve UDMA rezinlerin pat olarak kullanıldığı dişlerde sağlam dişlere kıyasla kırılma direncinde artış sağlamadığını göstermişlerdir.

Schafer ve ark (2007)'nın bir diğer çalışmasında adeziv kanal dolgu materyali olan RealSeal kullanılarak doldurulan kanal tedavili dişlerin sağlam dişlere oranla bir aşama daha kuvvetli olduğu gözlenmiştir. Tay ve ark (2005) yaptıkları çalışmalarda

aynı sonuca ulaşmışlardır. Ulusoy ve ark (2011) yaptıkları çalışma da Hybrid Root SEAL-Rezilon'un; AH Plus-gütaperka ikilisine göre daha yüksek bir kırılma direncine sahip olduğunu göstermişlerdir. AH Plus ve Hybrid Root SEAL kullanılan tek kon tekniğinin kullanıldığı gruplar prepare edilmiş ama doldurulmamış gruba oranla önemli derecede yüksek kırılma direnci göstermişlerdir (Ersev ve ark 2012). Sonuçta Hybrid Root SEAL ve AH-Plus ın kullanıldığı tek kon tekniği ile doldurulmuş dişin kuvvet dayanımının arttığı bildirilmiştir.

Sağsen ve ark (2007), Jainaen ve ark (2009) Rezilon ve AH 26 ile doldurulmuş köklerin sadece prepare edilmiş köklere oranla dişi daha fazla kuvvetlendirdiğini ancak rezin bazlı patlar arasında bir farklılık olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda da Hybrid Root SEAL, AH Plus ve RealSeal dişin kırılma dayanımını arttırmakla beraber, benzer etki göstermişlerdir (Çizelge ve Şekil: 3.2.1). Bu bağlamda Sağsen ve ark (2007), Jainaen ve ark (2009) yaptıkları çalışmalar ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Jainaen ve ark (2009) AH Plus ve RealSeal patlarının kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında patların vertikal kök kırığına etkisi açısından fark olmadığını, sağlam ve prepare edilmiş dentin arasında da farklılık meydana gelmediğini göstermişlerdir. Çalışmamız Jainaen ve ark (2009) yaptıkları çalışmayı rezin esaslı patların arasında fark olmaması açısından desteklemektedir.

Bu çalışmada rezin esaslı kanal dolgu patları kullanılarak doldurulmuş dişlerin prepare edilmiş ama doldurulmamış dişlere oranla daha fazla kırılma dayanımı gösterdiği bulunmuştur (Çizelge 3.2.1) ve bu sonuç; Apicella ve ark (1999), Çobankara ve ark (2002), Tay ve ark (2005), Stuart ve ark (2006), Schafer ve ark (2007), Kazandağ ve ark (2009), Ersev ve ark (2012), Sağsen ve ark (2012)' ın yaptıkları çalışmaları desteklemektedir.

Vertikal kök kırıkları endodontik tedavili dişlerde meydana gelebilen komplikasyonların en önemlisidir (Bender ve ark 1983, Testori ve ark 1993). Bu tip kırıkların meydana gelme oranları %2-5 arasındadır. Vertikal kök kırıkları en çok bukkal-lingual hatta meydana gelmekte ve kökü veya kuron-kökü içermektedir (Pitts ve ark 1983, Selden ve ark 1996). Vertikal kök kırıklarının prognozu çok kötü olmakla beraber, sıklıkla çekim veya hemiseksiyon işlemi ile tedavi edilmektedir (Meister ve ark 1980, Bender ve ark 1983, Lertchirakarn ve ark 1999, Zandbiglari ve

ark 2006). Çalışmamızda kırılma dayanımı testi sonrasında yapılan kırık analizinde, kanal dolgusu olmayan, sadece preparasyonun dayanıma etkisinin araştırıldığı örneklerde %90-100 oranında tamir edilemez kök kırıkları oluştuğu gözlenmiştir (Çizelge 3.6.1). Buna göre değerlendirilen 6 genişletme sisteminin de preparasyon sonrası tamir edilemez kök kırığı oluşturduğu söylenebilir. Bu nedenle kök kanalının boş bırakılmasının vertikal kırık açısından risk oluşturduğu untulmamalıdır.

Vertikal kök kırıkları kanal tedavisi öncesinde, sırasında veya sonrasında meydana gelebilir (Dang ve ark 1989, Trope ve ark 1992). Bazı vertikal kök kırıklarının preparasyon ve doldurma aşamalarında başlayıp daha sonra zaman ve oklüzal streslerle genişlediği gösterilmiştir (Walton 1984, Onnink 1994).

Vertikal kök kırıkları genellikle kökün iç duvarından başlayan ve dış duvarına doğru uzanan longitudinal kırıklar olarak tanımlanır (Walton 2002). Kurondan veya kök ucundan başlar bazı vakalarda bu iki nokta arasında uzanır (Pitts ve Natkin 1983).

Sıklıkla bu kırıklar pulpa ve periodontal ligamente doğru uzanırlar ve genellikle yönleri dişin merkezine doğrudur. Genellikle doğrultuları mezyal-distal yönde olan kırıklardır (Arakawa ve ark 1996, Schwartz ve ark 1999).Kuvvetin hangi yönden geldiği dişin nasıl kırılacağı konusunda önemli bir rol üstlenmektedir (Huong ve ark 2005).

Kuvvet testleri kanal tedavili dişlerdeki dolgu tekniklerinin dişlerin kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır (Trope ve ark 1992, Apicella ve ark 1999, Lertchirakarn ve ark 2002, Gogos ve ark 2003, Teixeira ve ark 2004, Stuart ve ark 2005). Daha önce yapılan çalışmalarda dişlerin doğal morfoloji farklılıklarından kaynaklanan düzenli kırma kuvvetleri elde etme zorluğu gösterilmiştir. Bu yüzden yapılacak çalışmalarda mesial-distal boyut; bukkal-lingual boyut; diş uzunlukları standart hale getirilmelidir (Eakle ve ark 1986, Marshall ve ark 1993). Eakle ve ark (1986), Marshall ve ark (1993) yaptıkları çalışmalarda dişlerin doğal morfoloji çeşitliliği ile farklı kırılma dirençleri sergiledikleri gösterilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan dişlerin tamamı en fazla bir ay önce çekilmiş alt premolar dişlerden seçilmiş; boyutlarının ve boylarının istatistiksel olarak benzer olması sağlanmıştır (Çizelge ve Şekil 3.1.1-2-3) ($p>0.05$).

Kırılma dayanımını inceleyen birçok çalışma da kuvvetin dişin uzun aksına paralel olarak vertikal olarak uygulanması stres dağılımlarının daha düzenli olarak gözlenmesini sağlamaktadır (Chen ve ark 2000; Heydecke ve ark 2001). Kuvvetin genel olarak vertikal olarak uygulandığı çalışmalarda kırık hattı bukkal-lingual yöne doğru olmaktadır (Lertchirakarn ve ark 2002, Teixeira ve ark 2004). Bu çalışmada dişler vertikal yönde kuvvet uygulama sureti ile kırılma testine maruz bırakılmışlardır. Lertchirakarn ve ark (2011) yaptıkları farklı kanal dolgu materyalleri ve patların birleşiminin kanala vertikal uygulanan kuvvete karşı direncinin (Lertchirakarn ve ark 1999, 2003) karşılaştırıldığı çalışmada örneklerin büyük çoğunluğunun %78 (40 örneğin 31'i) labial-lingual doğrultuda kırıldığını örneklerin %29'unun yani 9 dişin ise mezyal distal yönde kırıldığını belirtmişlerdir. Holcomb (1987); Apicella ve ark (1999); Lertchirakarn ve ark (1999, 2002) yaptıkları çalışmalarda benzer sonuçlar elde etmişler ve örneklerin vertikal kırıklarının %78'nin labial-lingual yönde olduğunu açıklamışlardır. Çalışmamızda kırık testi sonunda örneklerin büyük bir çoğunluğunda onarılamaz kök kırığının (vertikal kök kırığının) oluştuğu gözlemlenmiştir (Çizelge 3.7.1). Birçok çalışmada kuvvetin dişin uzun aksına vertikal olarak uygulanması ile kuvvetin eşit miktarda iletildiği gösterilmiştir (Chen 2000, Lindemuth 2000, Dias de Souza 2002) ve bu çalışmalarda kuvvetin tek noktadan vertikal olarak uygulanması ile kanal dolgu patının kanal tedavili dişlerin kırılma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır (Apicella 1999, Çobankara ve ark 2002, Lertchirakarn ve ark 2002, Teixeira ve ark 2004 a.b) Bu çalışmada statik kuvvet uygulandığı halbuki bunun klinik yüklemeleri çok yansıtmadığı pek çok araştırmada (Barreto ve ark 2012, Ambica ve ark 2013) aşırı kuvvetlere bağlı zamanla oluşan kırıklar unutulmamalıdır ancak laboratuvarda yapılan çalışmalar her zaman materyallerin klinik davranışları hakkında bilgi verir bu çalışmada yapılan diğer çalışmalardaki gibi örnekler statik yük altında incelenmiştir (Steele ve ark 1999, Zandbiglari ve ark 2006, Wilkinson ve ark 2007, Hanada ve ark 2009, Chadha ve ark 2010, Monteiro ve ark 2011, Şen ve ark 2011)

Dental materyallerin klinikteki muhtemel performanslarının incelenmesi için ağız ortamını deneylerde simüle eden in vitro çalışmalar yapılmaktadır. Periodonsiyum içindeki dişin gösterdiği tepkiler deneysel koşullarda standart hale getirilmiş davranışlardan farklı olduğu bilinmektedir (Bates ve ark 1975). Bu

çalışmada ağız ortamını deneyde simüle etmek amacı ile Akman ve ark (2011) tarafından gösterildiği şekilde dişlerin kök yüzeyleri etrafına silikon ölçü maddesi kullanılarak yapay periodontal ligament oluşturulmuş; bu sayede dişlerin akrilik bloklarla direk teması önlenmiş (Heydecke ve ark 2002, Ottl ve ark 2002), akriliğin yükleme sırasında kökü desteklemesi ve sonuçlara etki etmesi engellenmiştir.

Kompleks yapılı nesnelerde birçok problemin incelenmesinde sonlu eleman analizinin çok önemli bir araç olduğu kabul görmektedir (İchim ve ark 2007). Nesnelerin üç boyutlu modellerinin incelenmesi için sonlu eleman modellerinin oluşturulması amacı ile yazılımlar geliştirilmiştir. Sonlu eleman analizinden önce uygulanan Micro-CT taramasından sonra alınan görüntülerin modellere dönüştürülmesini sağlayan yazılımlar bunlara örnek gösterilebilir (Rodrigues ve ark 2009).

Sonlu eleman stres analizlerinde üç boyutlu modellerin kullanımı iki boyutlu olanlardan daha güvenilir ve gerçekçi sonuçlar vermektedir (Romeed ve ark 2006). Bu nedenle bu çalışmada stres dağılım şekillerinin değerlendirilmesi için üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılmıştır.

Modelin ana yapıya yakın bir şekilde oluşturulabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, bunun yanı sıra araya yapay bir model materyali girmemesi, modelin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi, sadece stres dağılımının değil, stres tipinin ve yer değiştirmelerin çok ayrıntılı olarak elde edilebilmesi, her türlü cisme ve karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği ve modelin üç boyutlu koordinatlar sistemi içerisinde yerinin ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi sonlu elemanlar stres analiz yönteminin seçiminde olumlu yönde etkili olmuştur (Taşkınsel 2009).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin elastik bir stres analiz yöntemi olması ve plastik deformasyonları göstermemesi ilk anda bir dezavantaj olarak görülebilir. Bunun sebebi, bütün cisimlerin belirli bir kuvvet sınırından sonra elastik deformasyondan plastik deformasyona geçerek şekil değiştirmeleridir. Ancak proprioseptif refleks, diş ve çevre dokuları plastik deformasyona sokabilecek kuvvetlerin bir defada oluşmasını engeller (Estafan ve ark 1999). Bununla birlikte diş hekimliğinde yapılan araştırmalarda kullanılan kuvvetler de genelde elastik deformasyon sınırları içindedir (Rees ve ark 1999-2000).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin, karmaşık diş sistemlerinin *in vitro* ve *in vivo* koşullarda incelenmesinde standardizasyonun zor olması nedeniyle mekanik analizlerin gerçekleştirilmesinde, kullanışlı bir yöntem olduğu bildirilmiştir (Geng ve ark 2001, Asmussen ve ark 2005). Sonlu elemanlar stres analizinde, iki boyutlu ve üç boyutlu modeller kullanılabilmektedir. İki boyutlu modellerde, adından da anlaşılacağı gibi modellenen bir cismin sadece 2 boyutu üzerindeki sonuçlar gösterilmektedir (Ko ve ark 1992; Proos ve ark 2002). Ancak ağız içi yapıları herhangi bir eksen etrafında simetrik yapıya sahip olmamaktadır. Ağız yapılarının üç boyutlu olduğu düşünüldüğünde sonlu elemanlar stres analizi uygulanacak modellerin de üç boyutlu modeller olması, analizin gerçeğe daha yakın sonuçlar vermesini sağlamaktadır (Şen 2009). Meijer ve ark (1993) yaptıkları çalışmada iki boyutlu analizin gerçeği yeterli düzeyde yansıtmadığını kanıtlamışlardır. Yapılan diğer çalışmalarda da üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminin daha gerçekçi sonuçlar verdiği gösterilmiştir (İsmail ve ark 1987, Darbar ve ark 1994, Romeed ve ark 2006).

Sonlu elemanlar stres analizinde modeller katı objenin parçalara bölünmesiyle oluşan ve ortak düğümlerle birbirlerine bağlanan elemanlardan oluşmaktadır. Bu analiz kullanılarak yapılan çalışmalarda, çalışma örneğinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğu ve modeli oluşturan düğüm ile eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığı belirtilmiştir (Clelland ve ark 1991, Meijer ve ark 1993, Van Staden ve ark 2006). Gerçeğe en yakın bulguların elde edilmesinde anatomik bileşenlerin doğru bir şekilde modellenmesine, modele uygulanan kuvvetler ile kullanılan sınır koşullarının doğru olarak belirlenmesine bağlıdır (Cruz ve ark 2003). Ayrıca analizin güvenirliğini arttırmak için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğu kadar fazla olmalıdır (Clelland ve ark 1991, Meijer ve ark 1993). Artan eleman ve düğüm sayısı gerçek modele en yakın geometrinin elde edilmesini sağlamaktadır. Çalısmamızda kullanılan modellerdeki toplam eleman ve düğüm sayısı benzer çalışmalarda kullanılanlara göre oldukça fazladır (Ausiello ve ark 2002, Belli ve ark 2005, Dejak ve ark 2008).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile stres analizi yaparken modelin gerçeğe yakın olması kadar, kullanılan materyal ve dokuların fiziksel özelliklerinin bilgisayara doğru aktarılması da önemlidir. Çünkü doku ve materyallerin, verilen

elastisite modülü ve poisson oranı değerlerine göre program tarafından tanınması sağlanır. Gerçeğe yakın sonuçlar elde edebilmek amacıyla, çalışma modelinde ayrıntılı olarak dentin, kortikal kemik, periodontal ligament ve güta perka modellenmiştir. Modelde kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları daha önce yapılan sınırlı çalışmalardan titizlikle seçilmiştir (Camp ve ark 1983, Holmes ve ark 1996, Yaman ve ark 1998, Lanza ve ark 2005, Chuang ve ark 2010).

Micro-CT, incelenen nesnelerin yüksek çözünürlüklü gerçek görüntülerinin işlenerek detaylı bir modelin elde edilmesine olanak sağlanmaktadır. Bu tarama yöntemi, kök kanal dolgularının değerlendirilmesinde gerçeğe en yakın sonuçlar veren metot olarak birçok çalışmada kullanılmaktadır (Jung ve ark 2005, Bartletta ve ark 2008). Endodontide Micro-CT kanal anatomisinin değerlendirilmesi ve preparasyon sonrası kanal morfolojisinin incelenmesinde (Jung ve ark 2005, Bartletta ve ark 2008), kanal dolgusunun 3 boyutlu modellemesinin ve kanal dolgularının hacimsel ölçümlerinin yapılmasında, yüzey alanı, kesitsel şekil, açı, prepare edilen yüzey gibi değerlerin hatasız bir şekilde elde edilebileceği gösterilmiştir (Peters ve ark 2000, Hübscher ve ark 2003, Hammad ve ark 2008; Hammad ve ark 2009; Gandolfi ve ark 2012).

Kök kanal anatomisinin veya şeklinin incelendiği daha önceden yapılan micro-CT çalışmalarında 81 µm (Rhodes ve ark 1999), 68µm (Peters ve ark 2001), 18µm (Metzger ve ark 2010),16 µm (Roggendorf ve ark 2010), 15.19 µm (El-Ma'aita ve ark 2012), 14.6 µm(Hammad ve ark 2009) ve 11 µm (Jung ve ark 2005) gibi çözünürlükler kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda 13 mm' lik kök alanında 9 µm çözünürlükte her bir örnekten ortalama 1000 kesit alınmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında test modelinin doğruluğu ve gerçeğe uygunluğu sonuçların geçerliliği açısından çok önemlidir (Belli ve ark 2011). Çünkü stres analizi bilgisayarda oluşturulan bir modelin yüklenmesi sonucunda yapıların farklı yükleme durumlarında verdikleri tepki ile oluşan deformasyon ve stres dağılımlarının incelenmesini sağlayan ve en çok strese maruz kalan alanların kanıtlanabilmesini sağlayan bir metottur (Zienkiewicz ve ark 1986). Önceki çalışmalarda diş modelleri Wheeler'in Diş Anatomisi Atlasına dayanarak gerçekleştirilmiştir (Eskitaşcıoğlu ve ark 2002, Şen 2009). Ancak bu çalışmada çok daha gerçekçi sonuçlar almak üzere gerçek dişlerin bire bir Micro-CT ile taramasının

yapılmasıyla elde edilen modeller üzerinde çalışılmıştır ve bu da sonuçların güvenirliğini artırmıştır.

Sonlu eleman stres analizi genellikle varsayımlar üzerine kuruludur (Apicella 2008). Pek çok detay göz ardı edilir veya basitleştirilir. Yaptığımız çalışmada materyaller homojen kabul edilmiştir. Esasen doğada bulunan gerçek cisimler asla %100 homojen olamazlar. Bu cisimler sayısız etkinin altında homojenitelerini sürekli değiştirirler. Bu sebepten dolayı ortalama bir değer olarak bu materyalleri homojen saymak yerinde olacak ve sonuçların gerçeğe yakınlığını engellemeyecektir. Ancak yine de bu yöntemde ve diğer stres analiz yöntemlerinde sonuçlar gerçek değerlere sadece bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir (Taşkınsel 2009). Materyal özellikleri çoğu zaman tam olarak yansıtılamaz ancak önceki çalışmalar bu tekniğin materyallerin biyomekanik özelliklerinin izlenmesinde gerçeğe çok yakın sonuçlar verdiğini göstermiştir (Eskitaşcıoğlu 2002, Asmussen 2005).

Yapılan bir çalışmada, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi *in vitro* gerilim ölçer yöntemi ile karşılaştırılmış ve sonlu elemanlar stres analiz yönteminin doğruluğu gösterilmiştir (İplikçioğlu ve ark 2002). Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde stresin sayısal değeri gerçeği yansıtmayabilir ama stresin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir. Bununla birlikte sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması günümüz teknolojisi ile imkânsızdır. Ancak tasarlanan model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle gerçeğe yakın oluşturulmuş bir matematiksel model araştırıcıya yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır.

Sonlu elemanlar stres analizinde üç boyutlu modellerin kullanılması ile araştırılan yapılar üzerindeki stres dağılımlarının değerlendirilmesi mümkün hale gelir. Bu stresler Von Mises, çekme, basma, makaslama veya stres kombinasyonları şeklinde olabilmektedir (Şen 2009, Belli ve ark 2011). Von Mises stres değerleri, metal gibi çekilebilir materyallerin incelenmesinde kullanılmaktadır (Shirley ve ark 1986). Çalışmamızın sonlu eleman analizinin değerlendirilmesinde maksimum gerilim stres değerleri dikkate alınmıştır. Laboratuvar aşamasında kullanılan instron cihazının ucu simule edilerek modele eklenmiştir. Bu işlemler tüm modeller için tekrarlanarak laboratuvar ortamında kullanılan kuvvet sanal ortamda simüle edilmiş ve farklı genişletme sistemlerini temsil eden modeller üzerinde uygulanan kuvvetin

model üzerinde oluşturduğu stres dağılımları değerlendirilmiştir. Ayrıca çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizinde uygulanan okluzal kuvvet 300 N olarak belirlenmiştir. Tüm gruplar arasında standardizasyon sağlandığından bu kuvvet değerinin gerçekle birebir örtüşmesi gerekmemektedir. Chen ve Xu (1994) sonlu eleman analizin öneminin ölçülen değerler arasındaki görecelikte olduğunu açıklamışlardır.

Bu çalışmada farklı genişletme sistemleri ile preparasyonu yapılmış ve doldurulmuş gruplara ait dişlere uygulanan okluzal yükleme sonucu oluşan stres etkileri değerlendirildiğinde genel olarak koronal 1/3'lük bölgede dişin dış yüzeyinde, kanal içinde, kuvvetin uygulandığı yüzeyde ve kök ucunda daha fazla olduğu gözlenmiştir (Resim 3.7.1-12). Özellikle kökün koronal 1/3'ünde oluşan stresler kırılma dayanımı açısından önemli olabilir. Ayrıca incelenen dişlerde maksimum stres değerleri açısından farklılıklar gözlendi (Çizelge 3.7.1-2). Kanal dolgulu gruplarda en yüksek stres değeri el aleti grubuna ait modelde (127,667 N/mm^2), en düşük stres değeri Profile grubuna ait modelde (74,7994 N/mm^2) olduğu görüldü. Sadece preparasyon yapılan gruplarda ise en yüksek stres değeri Revo-S grubunda (1198,61 N/mm^2), en düşük stres değeri el aleti grubunda (137,030 N/mm^2) olduğu gözlemlendi. Elde edilen değerler genel olarak incelendiğinde sadece preparasyon yapılan modellerde stres değerlerinin kanal dolgusu olan diş modellerine göre daha yüksek olması çalışmamızın laboratuvar sonuçlarını desteklemektedir. Sadece preparasyon yapılan gruplarda her bir genişletme sistemine ait modellerden elde edilen sonuçlar laboratuvar sonuçlarını desteklerken; kanal dolgulu dişlerde özellikle el aleti modelinin yüksek stres değeri olmasına rağmen laboratuvar sonuçlarında yüksek kırılma dayanımı göstermesi sonlu eleman stres analizinin genellikle varsayımlar üzerine kurulu olması ve kullanılan kanal dolgu patları gibi pek çok detayın göz ardı edilmesi ile açıklanabilir. Kanal dolgulu diş modellerinin sadece preparasyon yapılan diş modellerine göre stres değerlerinin daha düşük değerler olduğu; bununla birlikte düşük değerlerde oluşan yüklemelerin bile uzun dönemde kırılma dayanımı üzerinde etkili olabileceği de göz önüne alınmalıdır. Materyallerin statik yüklemeye ilaveten uzun dönem etkilerinin incelenebileceği dinamik stres analizlerinin ileriki çalışmalarda kullanılması faydalı olabileceği düşünülmektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu laboratuvar ve stres analizi çalışması aşağıdaki sonuç ve öneriler ile özetlenebilir.

- Patların kuvvet dayanımına etkisi incelendiğinde; pat kullanımı boş kanallara nazaran kuvvet dayanımını arttırdığı tespit edilmiştir. Ancak patlar arasında fark bulunamamıştır. Bu sonuç, kanal tedavisinde ara seans gerektiren durumlarda köklerin kırılmaya yatkın olduğunu göstermektedir. Bu sebeple hastalar seans aralarında fazla kuvvete maruz kalacak fonksiyonlardan uzak kalmaları konusunda bilgilendirilmelidir.

- Döner alet sistemleri ile preparasyon yapılıp doldurulan köklerin sağlam köklerden daha zayıf olduğu bulunmuştur. Bu sonuç döner alet sistemleri ile tamamlanmış bir kanal tedavisinin dişe doğal dayanımını kazandıramayacağını göstermektedir.

- El aletleri ile preparasyon döner sistemlere nazaran kök yapısının kırılma dayanımına daha az olumsuz etki göstermiştir. Öyle ki el aletleri ile prepare edilen ve doldurulan kökler sağlam dişler ile benzer kırılma dayanımı göstermiştir. Bu sebeple madde kaybı sebebi ile zayıf kalmış köklerde el aletleri ile preparasyonun kökün kırılma dayanımını korumak açısından daha uygun olacağı düşünülebilir.

- Döner sistemler ile yapılmış preparasyonun kırılma dayanımına etkisi incelendiğinde Profile ile K3 grubu, RaCe ile de Twisted Files grubu benzer bulunmuştur. İlk ikisi kırılma dayanımını daha az etkilerken Revo-S grubu en fazla zayıflatan sistem olarak bulunmuştur. Bu sonuç preparasyon etkinliğini arttırmak amacı ile son yıllarda eğe dizaynlarında yapılan değişikliklerin bu anlamda etkili olduğunu ancak diğer taraftan ilk kullanılan sistemlere göre kırılma dayanımı açısından dezavantaja dönüştüğünü göstermektedir.

- Tüm gruplar incelendiğinde en kuvvetli grup sağlam dişlerin oluşturduğu kontrol grubu ve el aleti-AH Plus grubudur.

- Tüm gruplardaki dişlerin kırık tipleri incelendiğinde büyük bir çoğunluğunun mine-sement sınırının altında oluşan, köke doğru uzanan ve onarılamaz olarak varsayılan kırıklar olduğu gözlendi. Bu durum kanal tedavisi yapılmış tek köklü dişlerin biyomekanik açıdan zayıfladığını göstermektedir.

- Bu çalışmanın sonlu eleman analizi bulguları da farklı preparasyon tekniklerine bağlı farklı stres alanları oluştuğunu gösterdi. Ancak düşük değerlerde

oluşan streslerin bile oral şartlarda zamana bağlı olarak kırılma dayanımı üzerinde etkisinin olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

6.ÖZET

TC.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Döner Alet Sistemleri İle Hazırlanmış Kanallarda Üç Farklı Kanal Dolgu Patı Kullanımının Kök Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

(Bir Laboratuar ve FEM Çalışması)

Gürkay GÜRSES

Endodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA-2013

Bu çalışmanın amacı farklı döner alet sistemleriyle yapılan preparasyonun ve üç farklı kanal dolgu patı kullanılarak yapılan kanal dolgularının kırılma dayanımı üzerine etkisinin incelenmesidir.

Bu çalışmada periodontal nedenlerle çekilmiş 250 adet mandibular premolar diş kullanıldı. Dişler 6 gruba ayrıldı (n=10); 6 farklı preparasyon sistemi kullanıldı. Köklerin kanalları üç test grubu oluşturacak şekilde AH Plus, Hybrid Root Seal, RealSeal kanal dolgu patları kullanılarak dolduruldu Kontrol grubu oluşturuldu (n=10, sağlam diş). Örnekler Universal test cihazında kırık meydana gelene kadar vertikal kuvvet uygulandı (1mm/min). Kırılmanın meydana gelmesi için gereken maksimum kuvvet Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen veriler Weıbull Analizi kullanılarak analiz edildi. Mekanik yükleme sonunda her örnek kırık tipi açısından değerlendirildi. Altı farklı preparasyon yöntemi ile genişletilmiş dişler oluşan stres miktarı ve dağılımının ölçülmesi ve değerlendirilmesi amacı ile Micro-CT kullanılarak tarandı ve altı farklı preparasyon tekniğinin FEA modellerinde simülasyonu gerçekleştirildi. Stres dağılımları ve miktarları değerlendirildi. Maksimum stres değerleri kullanılarak sonuçlar değerlendirildi. Değerlendirilen patların aralarında kırılma dayanımına etkileri açısından önemli bir fark bulunmadı ($p>0.001$). Pat kullanımı prepare edilmiş ama doldurulmamış gruplar ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımını arttırdı ($p<0.001$). El aleti ile yapılan preparasyon döner alet sistemleri ile karşılaştırıldığında dişi daha az zayıflattığı gözlendi ($p<0.001$). Profile-K3 grubu, Revo-S grubundan daha fazla kırılma dayanımı gösterdi ($p<0.001$). FEA analiz sonuçları eğe dizaynının stres dağılımı üzerine etkisi olduğunu gösterdi.

Tek köklü dişlerde farklı döner alet sistemi kullanımı kırılma dayanımı ve stres dağılımı üzerine etkilidir. Pat kullanımı dişin kırılma dayanımını arttırmaktadır ancak değerlendirilen patlar arasında önemli bir fark bulunamamıştır.

Anahtar sözcükler: Döner alet sistemleri; FEA; kök kırılma dayanımı; mekanik yükleme; Micro-CT.

7.SUMMARY

Evaluation of the effect of preparation with different rotary instruments and obturation with three different root canal sealers on root fracture strength (A laboratory and FEM study)

The aim of this study was to evaluate the effect of preparation with different rotary instruments and obturation with three different root canal sealers on root fracture strength.

Two hundred fifty extracted mandibular premolar teeth with periodontal problems were used for this purpose. Teeth were divided in to six group (n=10) in each group; six different preparation systems were used. The root canals were than obturated using the following sealers (AH Plus, Hybrid Root Seal, RealSeal root canal sealers) to create three test groups and a control group (n=10, intact teeth). Vertical loading force (1mm/min) was applied until fracture of the roots with Universal testing machine. Maximum force to fracture was recorded as Newton. Data acquired were evaluated by Weibull analysis. In order to measure and evaluate the distributed stress amounts, six teeth were prepared by 6 techniques and were scanned using Micro-CT. FEA models simulating 6 different preparation techniques were created. The stress accumulation areas and distributions were evaluated. The results showed the maximum stress values. No significant difference was found among the sealers in terms of fracture strength ($p>0.001$). Sealer usage increased fracture strength of the roots when compared to prepared and non-sealed group ($p<0.001$). Hand file preparation decreased the fracture strength values less than the rotary files ($p<0.001$). Profile-K3 group showed higher fracture strength values than the Revo-S group ($p<0.001$). FEM analysis showed that preparation design has an effect on stress distribution.

Different rotary files have an effect on fracture strength and stress distribution in single rooted teeth, use of sealer increased fracture strength of the root however no significant difference was found among the sealers.

Keywords: FEA; fracture strength; mechanical loading; Micro-CT; rotary instruments.

8. KAYNAKLAR

1. Abdulkader A, Duguid R, Saunders EM. The antimicrobial aktivity of endodontic sealers to anaerobic bacteria. Int Endod J 1996; 29, 280-3.
2. Abou-Rass M, Frank A, Glick D. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal, J Am Dent Assoc 1980; 101: 792.
3. Abou-Rass M. Crack lines: the precursors of tooth fractures: their diagnosis and treatment. Quintessence Int Dent Dig 1983; 14: 437–47.
4. Adanır N, Çobankara FK, Belli S. Sealing properties of different resin-based root canal sealers. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006; 77: 1-4.
5. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instru-mentation length on the development of apical root cracks. J Endod 2009; 35: 389–92.
6. Ahlberg KM, Tay WM. A methacrylate- based cement used as a root canal sealer. Int Endod J 1998; 31: 15-21.
7. Akman M. Rezin Esaslı Kanal Patları Ve Kök Dentini Arasında Oluşan Mikro Boşlukların Bakteriyel Sızıntı ve Fotoğrafların Sayısallaştırılması Yöntemi İle İncelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Konya 2009
8. 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.
9. Alaçam T. Endodonti, Ankara, ikinci baskı, Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi, 2000. p. 179-532.
10. Allan N, Walton R, Schaeffer M. Setting times for endodontic sealers under clinical usage and in vitro conditions. J Endod 2001; 27: 421-3.
11. Al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG, Doller R. Comparison of six files to prepare simulated root canals, Int Endod J 1992; 25: 67-81.
12. Al-Sudani D, Al-Shahrani S. A Comparison of the Canal Centering Ability of ProFile, K3, and RaCe Nickel Titanium Rotary Systems, J Endod 2006; 32: 12.
13. Allison CA, Weber CR, Walton RE. The ınfluence of the method of canal preparation on the quality of the apical and coronal obturation. J Endod 1979; 5: 298.
14. Alves VO, Bueno CES, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, Martin AS. Comparison among Manual Instruments and PathFile and Mtwo Rotary Instruments to Create a Glide Path in the Root Canal Preparation of Curved Canals J Endod 2012; 38: 1.
15. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts and an experimental dentin post system: an in vitro study J Endod 2013; 39: 96–100.
16. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved root of molars. J Endod 2004; 30: 234–7.

17. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. Int Endod J 1999;32: 376–80.
18. Arakawa S, Cobb CM, Rapley JW. Treatment of root fracture by CO 2 and nd: yag lasers: an in vitro study. J Endod 1996; 22: 662–7.
19. Ari H, Erdemir A, Belli S. Evaluation of the effect of endodontic irrigation solutions on the microhardness and the roughness of root canal dentin. J Endod 2004; 30: 792–5.
20. Arıkan F, Franko M, Gürkan A. Replantation of a vertically fractured maxillary central incisor after repair with adhesive resin. Int Endod J 2008; 41: 73–9.
21. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of streses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent 2005; 94: 321-329.
22. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stres distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. Dent Mater 2002; 18: 295-303.
23. Babb BR, Loushine RJ, Bryan TE, Ames JM, Causey MS, Kim J, Bonding of self-adhesive (self-etching) root canal sealers to radicular dentin. J Endod 2009; 35: 578-82.
24. Backman CA, Oswaid RJ, Pitts DL. A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques. J Endod 1992; 18: 19-24.
25. Baker MA. Scanning electron mıcroscopic study of the efficacy of various irrigating solutions. J Endod 1975; 1: 127-35.
26. Baksi Akdeniz BG, Eyüboglu TF, Sen BH, Erdilek N. The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: 138-41.
27. Bal Aneet S, Hicks Lamar M, Barnett Frederick. Comparison of laterally condensed .06 and .02 tapered gutta- percha and sealer in vitro. J Endod 2001; 27: 786-788.
28. Barreto MS, Moraes R A, Rosa RA, Moreira CHC, So MVR, Souza Bier C A Vertical Root Fractures and Dentin Defects: Effects of Root Canal Preparation, Filling and Mechanical Cycling J Endod 2012; 38.
29. Bartletta F, Reis M, Wagner M, Borges J, Dall AC. Computed tomography assessment of three techniques for removal filling material. Aust Endod J.2008; 34: 102-5
30. Basrani B, Roth K, Sas G. Torsional Profiles of new and used Revo-S rotary instruments: an in vitro study. J Endod 2011; 37: 989–92.
31. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function-a review of the literature. Speed movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehab 1975; 2: 349-61.
32. Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. Dent Clin N Am 2004; 48: 55-67.
33. Baumgartner JC, Mader CL. A scanning electron mıcroscopıc evaluation of four root canal irrigation regimens. J Endod 1987; 13: 147-57.
34. Baumgartner JC. A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline sodium hypochlorite and citric acid. J Endod 1984; 10: 525-31.
35. Beatty RG. The effect of standard or serial preparation on single cone obturation. Int Endod J 1987; 20: 276-81.

36. Beer R, Philip J. Optimale Wurzelkanalaufbereitung.:Weiche Technik führt zum Ziel. 1992; 6: 261-7.
37. Beer R.Instrumentierung des Wurzelkanals Dent Mag 1992; 4: 52-61.
38. Beer R, Bauman MA. Instrumente und Materialien in der Endodontie. Dent Mag 1992; 10: 52.
39. Behr K. Nickel -Titan Instrumente. Endodontie Journal 2003; 2: 6-11.
40. Belli S, Eskitascioglu G, Eraslan O, Senawongse P, Tagami J. Effect of hybrid layer on stres distribution in a premolar tooth restored with composite or ceramic inlay: an FEM study. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 74: 665-668.
41. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. Int Endod J 2005; 38: 73-80.
42. Belli S, Çobankara FK, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006; 79: 35-41.
43. Belli S, Erdemir A, Yıldırım C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root filled teeth: Comparison of two restoration techniques. Int Endod J 2006; 39: 136-42.
44. Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of endodontics,1689–1963, Part III. J Endod 1980: 6: 576–580
45. Bender IB, Freeland JB. Adult root fracture. Journal of American Dental Association 1983; 107: 413–9.
46. Berg MS. A comparison of five irrigating solutions; A scanning electron microscopic study. J Endod 1986; 12: 192-7.
47. Berman LH, Hartwell G. Diagnosis. In: Cohen S, Hargreaves KM. Pathways of the pulp.9th ed. St Louis, MO: Mosby; 2006: 2–39.
48. Bertrand MF, Pegurier LL, Medioni E, Muller M, Bolla M. Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. Int Endod J 2001; 34: 631-6.
49. Bier CAS, Shemesh H,Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K. The ability of different nickel-titanium rotary instrument to induce dentinal damage during canal preparation. J Endod 2009; 35: 236–8.
50. Blum JY, Paraby E, Micallef JP. Analysis of forces developed during obturations: warm vertical compaction. J Endod 1997; 2: 91-6.
51. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during preparations: Balanced force concept. Int Endod J 1997; 30: 386- 96.
52. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during obturations. Wedging effect: Part II. J Endod 1998; 24: 223-8.
53. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. Int Endod J 1999; 32: 108–14.
54. Bodrumlu E, Tunga U. Coronal sealing ability of a new root canal filling material. J Can Dent Assoc 2007; 73: 623.

55. Bou Dagher FE, Yared GM. Comparison ofthree files to prepare curved root canals. J Endod 1995; 21: 264-265.
56. Bouillaguet S, Shaw L, Barthelemy J, Krejci I, Wataha JC. Long-term sealing ability of Pulp Canal Sealer, AH-Plus, GuttaFlow and Epiphany. Int Endod J 2008; 41: 219-26.
57. Bölükbaşı N. Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. İstanbul 2008
58. Brankin GW, Wenckus CS, Flexibility/ torsional properties of nickel titanium and stainless steel files. J Endod 1993; 19 (abst.): 193.
59. Brannström M. Smear layer; pathologic and treatment considerations. Oper Dent suppl 1984; 3: 35-42.
60. Branstetter J, Von Fraunhofer JA. The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. J Endod 1982; 8: 312-6.
61. Briseno B, Sonnabend E. The influence of different root canal instruments on root canal preparation in vitro study. Int Endod J 1991; 24: 15-23.
62. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of . 04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Int Endod J 1999; 32: 155-64.
63. Buchanan LS. The art of endodontics: files of greater taper. Dent Today 1996; 15: 42.
64. Buchanan LS. The standardized–taper root canal preparation, part 1: concept for variably tapered shaping instruments. Dent Today 1998; 5: 54.
65. Calas P, Comtesse C, Deveaux E. Torsional properties of a new rotary Ni-Ti file, HERO 642(abs). J Endod 1999; 25: 296.
66. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. Int Endod J 2004; 37: 613–23.
67. Calhoun G, Montgomery S. The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. J Endod 1988; 14: 273-79.
68. Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler 2006; Bölüm 14: 402-32.
69. Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler 2006; Bölüm 10: 280.
70. Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler 2006; Bölüm 10: 291.
71. Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler 2006; Bölüm 15: 441-442.
72. Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. J Am Dent Assoc 1964; 68: 405–11.
73. Çankaya MÖ. Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerlestirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dagılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Saglık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. İstanbul 2005.
74. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1987.
75. Carrotte P. Endodontics: Part 8 Filling the root canal system. Brit Dent J 2004b; 197: 667-672.

76. Cavalcanti BN, Rode SM, Marques MM. Cytotoxicity of substances leached or dissolved from pulp capping materials. Int Endod J 2005; 38: 505-9.
77. Cengiz T. The effect of dental tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. İnt Endod J 1990; 23: 163-71.
78. Chadha R, Taneja S, Kumar M, Sharma M. An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different materials Contemporary Clinical Dentistry 2010; 1: 2.
79. Chan AWK, Cheung GSP. A comparison of stainless steel and nickel-titanium K-files in curved root canals. J Endod 1996; 22 (abst): 192.
80. Chatvanitkul C, Lertchirakarn V. Stres Distribution with Different Restorations in Teeth with Curved Roots: A Finite Element Analysis Study J Endod 2010; 36: 1.
81. Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. J Biomech Eng.1994; 116: 401-7.
82. Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP. Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. Oper Dent 2000; 25: 411-417.
83. Cheol Kim H, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim B M Potential Relationship between Design of Nickel-Titanium Rotary Instruments and Vertical Root Fracture J Endod 2010; 36: 1195–1199
84. Cheron R, Marshall S, Goodis H, Peters O Nanomechanical Properties of Endodontically Treated Teeth J Endod 2011; 37: 1562–1565
85. Chogle S, Mickel AK, Huffaker SK, Neibaur B. An in vitro assestment of iodoform gutta-percha. J Endod 2005; 31: 814-6.
86. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. J Prosthet Dent. 2010; 104: 379-88.
87. Çifter M. Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. İstanbul 2007.
88. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stres analysis in and around the Screw-Vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants.1991; 6: 391-398.
89. Clinton K, Van Himel T. Comparison of a warm gutta-percha obturation technique and lateral condensation. J Endod 2001; 27: 692-5.
90. Çobankara FK, Altinoz HC, Belli S. Adhesion of a newly developed sealer to dentin [abstract]. J Dent Res 2003;82 (Spec Iss B):B-344. Abstract 2669.
91. Çobankara FK, Üngör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. J Endod 2002; 28: 606–9.
92. Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. J Am Dent Assoc 2003;134:434–41.
93. Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp, 4TH ED, St. Louis, CV Mosby Co, 1987. p. 183.

94. Cohen BD, Combe ED, Lilley JD. Effect of thermal placement techniques on some physical properties of gutta-percha. Int Endod J 1992; 25: 292-6.
95. Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging, J. Endod 1996; 22: 603-7.
96. Colleagues for excellence. Cracking the cracked tooth code: detection and treatment of various longitudinal tooth fractures. Chicago: American Association of Endodontics; 2008.
97. Combe EC, Cohen BD, Cummings K. Alpha and beta forms of gutta- percha in products for root canal filling. Int Endod J 2001; 34: 447-451.
98. Coppens CRM, DeMoor RJG. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. Int Endod J 2003; 36: 926.
99. Craig RG, Gehring PE, Peyton FA. Relation of structure to microhardness of human dentin, 1. Dent. Resc 1959; 38: 624-630.
100. Craig RG. Restorative Dental Materials. 11 ed. Toronto: Mosby Company, 2002.
101. Crumpton LBJ, McClanahan CS. Endodontic rotary nickel-titanium instrument systems Clinical update Vol. 25, No. 8 2003.
102. Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pecora JD Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. J Endod 2001; 27: 183–4.
103. Cruz M, Wassall T, Toledo EM. Three-dimensional finite element stres analysis of a cuneiform-geometry implant. Int J Oral Maxillofac Implants.2003; 18: 675-84.
104. Dang DA, Walton R E. Vertical root fracture and root distortion: effect of spreader design. J Endod 1989; 15: 294–301.
105. Darendeliler Y. Sonlu elemanlar yöntemi ile dishekimligindeki uygulamalar. Atatürk Üniversitesi Dishekimligi Fakültesi Dergisi 1995; 1: 87-89.
106. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stres analysis techniques in complete dentures. J Dent 1994; 22: 259-264.
107. Das S. Effect of certain dental materials on human pulp in tissue culture. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1981; 52: 76-84.
108. De Bruyne MA, De Moor RJ. The use of glass ionomer cements in both conventional and surgical endodontics. Int Endod J 2004; 37: 91–104.
109. De-Deus G, Gurgel-Filho ED, Magalhães KM, Coutinho-Filho T. A laboratory analysis of gutta-percha-filled area obtained using Thermafil, System B and lateral condensation. Int Endod J 2006a; 39: 378-83.
110. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. J Prosthet Dent 2008; 99: 131-140.
111. De Vree JH, Ptres MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stres analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil 1983; 10: 505-517.
112. Deplazes P, Peters O, Barbakow F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and hand instruments J Endod 2001; 27: 196-202.

113. Dias de Souza GM, Pereira GDS, Dias CDS, Paulillo LAMS. Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. Operative Dentistry 2002; 27: 349–53.
114. Dobo-Nagy C, Serban T, Szabo J, Nagy G, Madlena M A comparison of the shaping characteristics of two nickel-titanium endodontic hand instruments. Int Endod J 2002; 35: 283–8.
115. Donadio M, Jiang J, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of Activ GP and Resilon cones in vitro. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 106: 76-9.
116. Doyon GE, Dumsha T, Fraunhofer JA. Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. J Endod 2005; 31: 895–7.
117. Duggan D, Arnold RR, Teixeira FB, Caplan DJ, Tawil P Periapical Inflammation and Bacterial Penetration After Coronal Inoculation of Dog Roots Filled With RealSeal 1 or Thermafil J Endod 2009; 35: 852–857.
118. Dulaimi SF, Wali Al-Hashimi MK. A comparison of spreader penetration depth and load required during lateral condensation in teeth prepared using various root canal preparation techniques. Int Endod J 2005; 38: 510–5.
119. Dummer PMH Root canal filling. In: Pitt FordTR, ed. Harty's Endodontics in Clinical Practice, 4th edn. Oxford, UK: Wright Co. 1997; 129.
120. Dummer PMH, McGinn JH, Rees DG. The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. Int Endod J 1984; 17: 192.
121. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. J Dent Res 1986; 65: 149-153.
122. Economides N, Kokorikos I, Kolokouris I, Panagiotis B, Gogos C. Comparative study of apical sealing ability of a new resin-based root canal sealer. J Endod 2004; 30: 403-5.
123. Economides N, Liolios E, Kolokouris I, Panagiotis B Long term evaluation of the influence of the smear layer on the sealing ability of different sealers. J Endod 1999; 25: 123–5.
124. El Ayouti A, Achleithner C, Löst C, Weiger R. Homogeneity and adaptation of a new gutta-percha paste to root canal walls. J Endod 2005; 31: 687-90.
125. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2011; 37: 9.
126. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J 1985; 18: 1-7.
127. Eldeniz AU, Erdemir A, Belli S. Effect of EDTA and citric acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. J Endod 2005; 31: 107–10.
128. Elliot LM, Curtis RV, Pitt Ford TR. Cutting pattern of nickel-titanium files using two preparation techniques. Endod. Dent. Traumatol 1998; 14: 19-25.
129. Endal U, Shen Y, Knut A, Gao Y, Haapasalo M, A High-resolution Computed Tomographic Study of Changes in Root Canal Isthmus Area by Instrumentation and Root Filling J Endod 2011; 37: 223–227.
130. Eraslan Ö. Farklı Kök Ucu Dolgu Materyallerinin Apikal Sızıntılarının Glikoz Filtrasyon Yöntemi ile İncelenmesi ve Farklı Rezeksiyon/Kavite Tiplerinin Dişte Oluşturdukları Stresin

Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemiyle (FEA) Değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Konya 2012.

131. Ersev H, Yılmaz B, Pehlivanoğlu E, Özcan-Çalışkan E, Raif Erişen F. Resistance to Vertical Root Fracture of Endodontically Treated Teeth with MetaSEAL J Endod 2012; 38: 5: 653-656.
132. Ersöz E. Farklı laminate veneer yapım tekniklerinin in-vitro olarak mikrosızıntı açısından ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile stres dağılımı yönünden değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Ankara 1995.
133. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of Two Post Core Systems Using Two Different Methods (Fracture Strength Test and a Finite Elemental Stress Analysis). J Endod 2002; 28: 629-633.
134. Estafan D, Schulman A, Calamia J. Clinical effectiveness of a Class V flowable composite resin system. Compend Contin Educ Dent 1999; 20: 11-15.
135. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stres analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech 1973; 6: 511-520.
136. Fariniuk LF, Baratto-Filho F, da Cruz-Filho AM. Histologic analysis of the clean-ing capacity of mechanical endodontic instruments activated by the ENDOflash system. J Endod 2003; 29: 651–3.
137. Fava LRG. The double-flared technique: an alternative for bio-mechanical preparation. J Endod 1983; 9: 76-80.
138. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth; A review. Int J Prosthodont 2001; 14: 355-363.
139. Fernando CR, Souza-Gabriel EA, Marchesan MA, Alfredo E, Yara T, Silva-Sousa AC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility, Journal of Dentıstry 2008; 36: 69-73.
140. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. Int Endod J 2004; 37: 832–839.
141. Franco EB, Lopes LG, D'alpino PH, Pereira JC, Mondelli RF, Navarro MF. Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. Journal of Adhesive Dentistry 2002;4: 271–5.
142. Friedman S, Lost C, Zarrabian M, Trope M. Evaluation of success and failure after endodontic therapy using a glass ionomer cement sealer. J Endod 1995; 21: 384-90.
143. Fuss Z, Weiss El, Shalhav M. Antibacterial activity of calcium hyroxide-containing endodontic sealers on E. Faecalis in vitro. Int Endod J 1997; 30: 397-402.
144. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. Int Endod J 1999; 32: 283–6.
145. Gambarini Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, Luca MD, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods J Endod 2008; 34: 1003-5.

146. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarella L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;105:798–800.
147. Gambarini G, Tagger M. Sealing ability of a new hydroxyapatite-containing endodontic sealer using lateral condensation and thermatic compaction of gutta percha, in vitro. J Endod 1996; 22: 165-7.
148. Gambarini G, Testarelli L, Pongione G, Gerosa R, Gagliani M. Radiographic and rheological properties of new endodontic sealer. Aust Endod J 2006; 32: 31-34.
149. 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;DOİ:10. 1111 /J.1365-2591.2012.02124.X.
150. Garcıa M, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M, A Comparison of Apical Transportation between ProFile and RaCe Rotary Instruments J Endod 2012; 38: 990-992.
151. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85: 585-598.
152. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. J Endod 2010; 36: 5.
153. Georig A, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root Canals in molar using the step-down technique, J.Endod 1982; 8: 550-54.
154. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M. Interfacial strength of Resilon and gutta percha to intraradicular dentin. J Endod 2005;31: 809-13.
155. Gettleman BH, Messer HH, ElDeeb ME. Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. J Endod 1991; 17: 15-20.
156. Gilbert SD, Witherspoon DE, Berry CW. Coronal leakage following three obturation techniques. Int Endod J 2001; 34: 293-9.
157. Glickman GN, Gumann JL. Contemporary perspectives on canal obturation. DCNA 36,321-41,1992.
158. Gogos C, Economides N, Stavrianos C, Kolokouris I, Kokoriko I. Adhesion of a new methacrylate resin based sealer to human dentin. J Endod 2004; 30: 238-240.
159. Gogos C, Stavrianos C, Kolokouris I, Papadoyannis I, Economides N. Shear bond strength of AH-26 root canal sealer to dentine using three dentine bonding agents. Journal of Dentistry 2003; 31: 321–6.
160. Goldman M. The efficacy of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study. J Endod 1982; 8: 487-92.
161. Gomes BP, Vianna ME, Matsumoto CU, Rossi Vde P, Zaia AA, Ferraz CC, Souza Filho FJ. Disinfection of gutta-percha cones with chlorhexidine and sodium hypochlorite. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; 100: 512-7.
162. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta percha. II. The history and molecular chemistry of gutta percha. Oral Surgery 1974; 37: 954.

163. Gordon MPJ, Love RM, Chandler NP. An evaluation of 06 tapered gutta-percha cones for filling of 06 taper prepared curved root canals. Int Endod J 2005; 38: 87-96.
164. Grande NM, Plotino G, Lavorgna L, Ioppolo P, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Influence of different root canal filling materials on the mechanical properties of root canal dentin. J Endod 2007; 33: 859-863.
165. Grossman LI. Pioneers in endodontics. J Endod 1987: 13: 409–415.
166. Gulsahi K, Çehreli Z.C, Onay E, Taşman-Dağlı F, Üngör M. Comparison of the area of resin based sealer and voids in roots obturated with resilon and gutta percha. J Endod 2007; 33: 1338-41.
167. Gutman JL, Saunders WP, Saunders EM, Nguyen L. An assessment of the plastic thermal obturation technique. II Material adaptation and sealability. Int Endod J 1993; 26: 179-183.
168. Gutmann JL. Adaptation of injected thermoplasticized gutta-percha in the absence of the dentinal smear layer. Int Endod J 1993a; 26: 87-92.
169. G Plotino, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments Int Endod J 2006; 39: 716–723.
170. Haikel Y. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files J Endod 1991; 17: 217-20.
171. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. J Endod 2007; 33: 732–6.
172. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Evaluation of Root Canal Obturation: A Three dimensional In Vitro Study. J Endod. 2009; 35: 541-4
173. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Three-dimesional evaluation of effectiveness of hand rotary instrumentation for retreatment of canals filled with differet materials. J Endod 2008; 34: 1370-3.
174. Hanada T. Quevedo CGA, Okitsu M, Yoshioka T, Iwasaki N, Takahashi H, Suda H. Effects of new adhesive resin root canal filling materials on vertical root fractures Aust Endod J 2010; 36: 19–23.
175. Hankins PJ, EI Deeb ME. An evaluation of the Canal Master, balanced – force and step - back technicque, J Endod1996; 22: 123-30.
176. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAFO Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems J Endod 2012; 38: 996–1000.
177. Hayashi M, Kinomoto Y, Miura M, Sato I, Takeshige F, Ebisu S. Short-term evaluation of intentional replantation of vertically fractured roots reconstructed with dentin- bonded resin. J Endod 2002; 28: 120–4.
178. Hayashi M, Kinomoto Y, Takeshige F, Ebisu S. Prognosis of intentional replantation of vertically fractured roots reconstructed with dentin-bonded resin. J Endod 2004; 30: 145–8.
179. Heffernan ML, Teixeira FB, Williams JM, Caplan DJ, Trope M. Clinical Performance of Resilon and Gutta-percha at 3 and 6 months. J Endod 2005: 31, Abstract # PO11
180. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972; 34: 661-670.

181. Heling I, Chandler NP. The antimicrobial effect within dentinal tubules of four root canal sealers. J Endod 1996; 22: 257-9.
182. Heydecke G, Butz F, Hussein A and Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with diferent post-and-core systems. J Prosthet Dent. 2002; 87: 438-45.
183. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. J Dent 2001; 29: 427-433.
184. Hiraishi N, Papacchini F, Loushine RJ, Weller RN, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. Shear bond Strengh of Resilon to a methacrylate root canal sealer. Int Endod J 2005;753-763.
185. Holcomb JQ Further investigation of spreader loads required to cause vertical fracture during lateral condensation. Journal of Endodontics 1987; 13: 277–84.
186. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stres distribution in dentin. J Prosthet Dent 1996; 75: 140-147.
187. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. J Endod 1992; 18: 209-15.
188. Hubscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. Int Endod J 2003; 36: 740–7.
189. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics 2005; 10: 30–76.
190. Huong HM, OU KL, Wang WN. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. J Endod 2005; 31: 723–7.
191. Hüllsmann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalauf-bereitung. Endodontie 1996: 5: 97–112.
192. Hülsmann M. Entwicklung einer Methodik zur stan-dardisierten Uberpru¨fung verschiedener Auf bereitung-sparameter und vergleichende In-vitro-Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen Wurzelka-nalaufbereitung. Berlin: Quintessence, 2000.
193. Hülsmann M, Schade M, Schafers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments, Int Endod J 2001; 34: 538-46.
194. Hülsmann M, Strygo F. Comparison of root canal preparation using different automated devices and instrumentation J Endod 1993; 19: 141-5.
195. 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.
196. Inan U, Gonulol N. Deformation and Fracture of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments After Clinical Use J Endod 2009; 35: 10.
197. Ingle JI. A standardized endodontic technique using newly designed instruments and filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1961; 14: 83–91.
198. Ingle JI, Bakland LK, Peters DL, Buchnan LS, Mullaney TP. Endodontic Cavity Preparation. "Endodontics" (Ed. Ingle JI ve Bakland LK)'de IV. Baskı, Williams ve Wilkins Inc, Baltimore, 1994, s. 180-197.
199. Ingle JI, Taintor JF. Endodontics 3.ed.Lea and Febiger, Philadelphia, p:100-22,1985.

200. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stres distribution in the bone. J Dent 2002; 30: 41-46.
201. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implantol 1987; 4: 25-31.
202. Isom TL, Marshall JG, Baumgartner JC. Evaluation of root thickness in curved canals after flaring. J Endod 1995; 21: 368–71.
203. Jahromi MZ, Mirzakouchaki P, Mousavi E, Navabi AA. Fracture Strength of Mesiobuccal Roots Following Canal Preparation with Hand and Rotary Instrumentation: An In Vitro Study Iranian Endodontic Journal 2011; 6: 125-128.
204. Jainaen A, Palamara JE, Messer HH. Effect of dentinal tubules and resin-based endodontic sealers on fracture properties of root dentin. Dent Mater 2009; 25: 73-81.
205. Jainaen A, Palamara JEA, Messer HH. The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. Int Endod J 2009;42: 136–43.
206. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 90: 360–4.
207. Johnson WB. A new gutta-percha technique. J Endod 1978; 4: 184-188.
208. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. Int Endod J 2005; 38: 617-26.
209. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. Int Endod J 2009; 42: 705–10.
210. Kardon BP, Kuttler S, Hardigan P, Dorn SO. An in vitro evaluation of the sealing ability of a new root canal obturation system. J Endod 2004: 29, 658-61.
211. Kawai K, Masaka N. Vertical root fracture treated by bonding fragments and rotational replantation. Dent Traumatol 2002; 18: 42–5.
212. Kessler JR, Peters DD, Lorton L. Comprasion of the relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumantation techiniques. J Endod 1983; 439.
213. Ketterl W. Endodontie. Ein Kompedium für Studium und Praxis, Hüthig, Heidelberg,1984
214. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. Int Endod J 2009; 42: 593–602.
215. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. J Endod 2010; 36: 1195–9.
216. Kim S, Hsu Y. The ProFile system. Dent Clin N Am 2004; 48: 69-85.
217. Kim YK, Grandini S, Ames JM. Critical review on methacrylate resin-based root canal sealers. J Endod 2010; 36: 383–99.
218. Kim YK, Mai S, Haycock JR, Kim SK, Loushine RJ, Pashley DH, Tay FR The Self-etching Potential of RealSeal Versus RealSeal SE J Endod 2009; 35: 1264–1269.

219. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stres distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent 1992; 68: 421-427.
220. Koch K, Brave D. Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. Oral Health 2002; 92: 39–49.
221. Koch K, Brave D, The 0.06 tapered preparation. "Secret technique" of endodontists. Oral Health February 2002.
222. Kohn DH. Mechanical Properties. R. G. Craig, J. M. Powers ve R. L. Sakaguchi (Ed.). Craig's restorative dental materials St. Louis, Missouri: Mosby Inc. 2006. s. 52- 96.
223. Kokkas AB, Boutsioukis AC, Vassiliadis LP, Stavrianos CK The Influence of The Smear Layer on Dentinal Tubule Penetration Depth by Three Different Root Canal Sealers: An In Vitro Study J Endod 2004; 30: 2.
224. Kontakiotis EG, Wu MK, Wesselink PR. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. Int Endod J 1997; 30: 307-12.
225. Kröncke A, Petschelt T. Instrumente in der Endodontie. Dtsch Zahnarztl Z 1986; 41: 769-71.
226. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH. Crack blunting, crack bridging and resistance curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. Biomaterials 2003; 24: 5209–21.
227. Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Bilim Dalı, İstanbul, 2004.
228. Küçükay S, Küçükay I. Kök kanalı şekillendirme yöntemleri. Basım Promat, İstanbul, 1995.
229. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. J Endod 2005; 31: 529–32.
230. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater 2005; 21: 709-715.
231. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. J Endod 2009; 35: 401–3.
232. Lawson MS, Loushine B, Mai S. Resistance of a 4-META-containing, ; methacrylate-based sealer to dislocation in root canals. J Endod 2008; 34: 833–7.
233. Lee KW, Williams MC, Camps Jean J, Pashley D. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta percha. J Endod 2002; 28: 684-8.
234. Lee MH, Versluis A, Kim BM, Lee CJ, Hur B, Kim HC. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stres Analsis for Nickel-Titanium Rotary Files J Endod 2011; 37: 1152–1157.
235. Lehman JW, Gerstein H. An evaIuation of a new mechanized endodontic device: The Endolift, Oral Surg. Oral Pathol. Oral Med 1982; 41: 417-24.
236. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stres distribution in the root canal. J Endod 2003; 29: 523–8.
237. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. J Endod 2003; 29: 529–34.
238. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. J Endod 2002; 28: 217–9.

239. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. J Endod 1999; 25: 99-104.
240. Lertchirakarn V, Poonkaew A, Messer H Fracture resistance of roots filled with gutta-percha or RealSeal Int Endod J 2011; 44: 1005–1010.
241. Levitan ME, Himel VT, Luckey JB. The effect of insertion rates on fill length and adaptation of a thermoplasticized gutta-percha technique. J Endod 2003; 29: 505-8.
242. Levy G. Une nouvelle instrumentation pur realiser mecaniquement l'ensemble de la procedure endodon-tique: le canal finder. Rev Franc Endod 1984; 3: 11–18.
243. Lui JN, Sae-Lim V, Song KP, Chen NN. In vitro antimicrobial effect of chlorhexidine-impregnated gutta percha points on Enterococcus faecalis. Int Endod J 2004; 37: 105-13.
244. Lin CC, Tsai YL, Li UM, Chang YC, Lin CP, Jeng JH. Horizontal/oblique root fractures in the palatal root of maxillary molars with associated periodontal destruction: case reports. Int Endod J 2008; 41: 442–7.
245. Lindauer PA, Campbell AD, Hicks ML, Pelleu GB. Vertical root fractures in curved roots under simulated clinical conditions. J Endod 1989; 15: 345–9.
246. Lindemuth JS, Hagge MS, Broome JS. Effect of restoration size on fracture resistance of bonded amalgam restorations. Operative Dentistry 2000; 25: 177–81.
247. Lodiene G, Morisbak E, Bruzell E, Orstavik D. Toxicity evaluation of root canal sealers in vitro. Int Endod J 2008; 41: 72-77.
248. Lohbauer U, Gambarini G, Ebert J, Dasch W, Petschelt A. Calcium release and PH characteristics of calcium hydroxide plus points. Int Endod J 2005; 38: 683-89.
249. Mader CL. Scanning electron microscopic investigation of smeared layer on root canal walls. J Endod 1984; 10: 477-83.
250. Major WA. Wheeler's Atlas of Tooth Form. 5 ed. Philadelphia: Saunders Company, 1984.
251. Malagino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. The Mtwo NiTi rotary system for root canal preparation İndustry Grande 2006.
252. Mannocci F, Ferrari M. Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement, and dentin bonding agent. J Endod 1998; 24: 41-4.
253. Marlin J 1981. Clinical use of injection-molded thermoplasticized gutta-percha for obturation of the root canal system: a preliminary report. J Endod 1981; 7: 277-81.
254. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. Quintessence Int 1993; 24: 606-617.
255. Mayo CV, Montgomery S, Del Rio C. A computerized method for evaluating root canal morphology, J Endod 1986; 12: 2-7.
256. Mc Cann JT, Keller DL, LaBounty GL. Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumantation. J Endod 1990; 16: 109.
257. McComb Smith DC. A prelimanary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod 1975; 1: 238-42.
258. McSpadden JT. Presentation to the meeting of the American Association of Endodontists, Atlanta, Georgia, USA 1979.

259. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. () A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20: 147-157.
260. Meister F, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fracture. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1980; 49: 243–53.
261. Michael H, Ove AP, Paul MHD. Mechanical preparatıon of root canals: shaping goals, techniques and means Endodontic Topics 2005; 10: 30–76.
262. Mickel AK, Nguyen TH, Chogle S. Antimicrobial activity of endodontic sealers on Enterococcus faecalis. J Endod 2003; 29: 257–8.
263. Miletic I, Anic I, Karlovic Z, Marsan T, Pezelj-Ribaric S, Osmak M. Cytotoxic effect of four root filling materials. Endod Dent Traumatol 2000: 16: 287–290.
264. Miletic I, Devcic N, Anic I, Borcic J, Karlovic Z, Omsak M. The cytotoxicity of RoekoSeal and AH Plus compared during different setting periods. J Endod 2005:31,307-9.
265. MM. EndoBook Revo-S kullanma klavuzu Your Endoguıde MıcroMega-FRANCE
266. Monteiro J, Ataide IN, Chalakkal P, Chandra PK. In Vitro Resistance to Fracture of Roots Obturated with Resilon or Gutta-percha J Endod 2011; 37: 828–831.
267. Moodnik RM. Efficacy of biomechanical instrumentation; a scanning electron microscopic study. J Endod 1976; 2: 261-6.
268. Moorer WR, Genet JM. Evidence for antibacterial activity of endodontic guttapercha cones. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1982; 53: 503.
269. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. J Endod 1984;10: 491-8.
270. Moser JB, Heuer MA. Forces and efficacy in endodontic irrigation systems. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1982; 53: 425–8.
271. Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. Dent Clin N Am 2004; 48: 137-157.
272. Mount GJ. Glass ionomers: A rewiev of their current status. Oper Dent 1999; 24: 115-124.
273. Mozayeni MA, Javaheri GH, Poorroosta P. Effect of 17% EDTA and MTAD on intracanal smear layer removal: a scanning electron microscopic study. Aust Endod J 2009; 35: 13–7.
274. Mullaney PT. Instrumentation of finely curved canals. Dent Clin North Am 1979; 23: 575-92.
275. Munoz HR, Saravia-Lemus GA, Florian WE, Lainfiesta JF. Microbial Leakage of Enterococcus faecalis After Post Space Preparation in Teeth Filled In Vivo With RealSeal Versus Gutta-Percha J Endod 2007; 33: 673–675.
276. Nagas E, Altundasar E, Serper A. The effect of master point taper on bond strength and apical sealing ability of different root canal sealers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 107: 61–4.
277. Nalla RK, Kinney JH, Marshall SJ. On the in vitro fatigue behavior of human dentin: effect of mean stres. J Dent Res 2004; 83: 211–5.
278. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. Int Endod J 2008; 41: 939–49.

279. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010; 109: 622–8.
280. Oliveira LD, Carvalho CA, Nunes W. Effects of chlorhexidine and sodium hypo-chlorite on the microhardness of root canal dentin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 104: 125–8.
281. Oliveira Fde C, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. J Am Dent Assoc 1987; 115: 57-60.
282. Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Ogus E. Push-out bond strength and SEM evalu-ation of new polymeric root canal fillings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 107: 879–85.
283. Onnink PA, Davis RD, Blake EW. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. J Endod 1994; 20: 32–7.
284. Orstavik D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. Endodontic Topics 2005; 12: 25-38.
285. Ørstavik D, Eriksen HM, Beyer-Olsen EM. Adhesive properties and leakage of root canal sealers in vitro. Int Endod J 1983;16: 59–63.
286. Ottl P, Hahn L, Lauer HCh, Fay M. Fracture charasteristics of carbonfibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously incrasing loads. J Oral Rehab.2002; 29: 175-183.
287. Ozdemir HO, Buzoglu HD, Calt S. Chemical and ultramorphologic effects of ethylenediaminetetraacetic acid and sodium hypochlorite in young and old root canal dentin. J Endod 2012; 38: 204–8.
288. Öztürk M, Ünal GÇ. A successful treatment of vertical root fracture: a case report and 4-year follow-up. Dent Traumatol 2008; 24: 56–60.
289. Pallares A, Faus V, Glickman GN The adaptation of mechanically softened gutta percha to the canal walls in the presence or absence of the smear layer: a scanning electronic microscobic study. Int Endod J 1995; 28: 266–9.
290. Paque F, Laib A, Gautschi H. Hard-tissue debris accumulation analysis by high-resolution computed tomography scans. J Endod 2009; 35: 1044–7.
291. Paque F, Musch U, H€ulsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary instruments. Int Endod J 2005; 38: 8–16.
292. Park H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 91: 715–8.
293. Pascon EA, Spangberg LSW. In vitro cytotoxicity of root canal filling materials:1. Gutta-percha. J Endod 1990; 16: 429-33.
294. Pashley DH. Smear layer; overview of structure and function. Proc Finn Dent Soc 1992; 88: 215-24.
295. Pashley DH. Smear layer; physiological considerations. Oper Dent suppl 3,13-29,1984.

296. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod 2004; 30: 559–67.
297. Peters OA, Laib A, Ruegsegger P. Three dimensional analysis of root canal geometry using high resolution computed tomography. J Dent Res 2000; 79: 1405–9.
298. Pişkin B; Aydın B; Sarıkanat M. The effect of spreader size on fracture resistance of maxillary incisor roots. Int Endod J 2008; 41: 54–59.
299. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. J Endod 1983; 9: 544–50.
300. Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. J Endod 1983; 9: 338–46.
301. Platzer U, Sedelmayer J. Die manualle Wurzelkanalaufbereitung-Neue Instrumenten-neue Techniken In: Endodontie-Neue Erkenntnisse aus Praxis und Wissenschaft in der DGMZK, Hanser, München 1993.
302. Portenier I, Lutz F, Barbakow F. Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. Int Endod J 1998; 31: 103-11.
303. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth. Int J Prosthodont 2002; 15: 521-527.
304. Qualtrough AJ, Whitworth JM, Dummer PM. Preclinical endodontology: an international comparison. Int Endod J 1999; 32: 406-414.
305. Rahimi M, Jainaen A, Parashos P, Messer HH. Bonding of resin-based sealers to root dentin. J Endod 2009; 35: 121–4.
306. RAM Z. Effectiveness of root canal irrigation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 44,306-13,1977
307. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration, Int Endod J 1995; 28: 12-8.
308. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod 1989; 15: 512-516.
309. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of interfacial failure around a class V composite restoration analysed by the finite element method. J Oral Rehabil 2000; 27: 111-116.
310. Rees JS, O'Dougherty D, Pullin R. The stres reducing capacity of unfilled resin in a Class V cavity. J Oral Rehabil 1999; 26: 422- 427.
311. Regan JD, Gutmann JL. Preparation of Endodontics. “Harty’s Endododontics” (Ed.) 2002. p. 77-91.
312. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. J Dent 2008; 36: 69–73.
313. Rivera EM, Walton RE. Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. Endod Topics 2009;16: 82–111.
314. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The balanced force concept for instrumentation of curved canals, J Endod 1985; 11: 203-11.

315. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil 2006; 33: 209-215.
316. Rubin L. The effect of instrumentation and flushing of freshly extracted teeth in endodontic therapy. A scanning electron microscope study. J Endod 1979; 5: 328-35.
317. Ruddle CJ. Cleaning and Shaping the Root Canal System. "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S. Burns RC.)'da VIII. Baskı, Mosby Inc, 2002, s. 231-292.
318. Ruddle CJ. Shaping the future of Endodontics: The Protaper: Newsletter, Dentsply Maillefer, 2002: 6-22.
319. Safavi KE, Pascon EA, Langeland K. Evaluation of tissue reaction to endodontic materials. J Endod 1983: 9: 421–429.
320. Safi L, Khojastehpour L, Azar MR, Layeghnejad AH, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. J Endod 2005;31: 529–32.
321. Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Akdogan G. Resistance to fracture of roots filled with three different techniques. Int Endod J 2007; 40: 31-35.
322. Sağsen B, Üstün Y, Pala K. and Demirbuğa S. Resistance to fracture of roots filled with different sealers Dental Materials Journal 2012; 31: 528–532.
323. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Orstavik D. The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root canal sealers. Int Endod J 2002; 35: 859-66.
324. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Ørstavik D. Survival of Enterococcus faecalis in infected dentinal tubules after root canal filling with different root canal sealers in vitro. Int Endod J 2004; 37: 193-8.
325. Saleh IM, Ruyter E, Haapasaalo MP, Ørstavik D. Adhesion of endodontic sealers: scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. J Endod 2003; 29: 595–601.
326. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. J Endod 2005; 31: 283–7.
327. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. J Endod 2005; 31: 288–92.
328. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod 2000; 26: 161–5.
329. Saunders WP, Saunders E. Root Canal Instrumantation. "Textbook of Endodontics" (Ed. Bergenholz G., Horsted-Bindslev P., Reit C.)'de I. Baskı, Blackwell Publishing Ltd. 2003. s. 231-261.
330. Saunders WP, Saunders EM. Effect of noncutting tipped instruments on the quality of root canal preparation using a modified double-flared technique, J Endod 1992; 18: 32-6.
331. Saunders WP, Saunders EM. Influence of smear layer on the coronal leakage of Thermafil and laterally condensed gutta-percha root fillings with a glass ionomer sealer. J Endod 1994b; 20: 155-8.

332. Saw L, Messer H. Root strains associated with different obturation techniques. J Endod 1995; 21: 314–20.
333. Sayın TC, Serper A, Cehreli ZC, Otlu HG. The effect of EDTA, EGTA, EDTAC and tetracycline HCL wıth and wıthout subsequent NaOCL treatment on the mıcrohardness of root canal dentin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 104: 418-24.
334. Schafer E. Auswirkungen verschiedener Sterilisationsverfahren auf die Schneidleistung von Wurzelkanalinstrumenten. Dtsch Zahnarztl Z 1995; 50: 150-53.
335. Schafer E, Erler TM. Dammaschke Int Endod J 2006; 39: 196–202.
336. Schafer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedström, S and U files Made of various alloys in filling motion, Int Endod J 1996; 29: 302-8.
337. Schafer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion, Part 2, Instrumentation of curved canals, J Endod 1995; 21: 493-7.
338. Schafer E. Die Schneideleistung von Wurzelkanalinstrumenten bei drehendscabender Arbeitsweise. Dtsch Zahnaerztl Z47 1992; 781-5.
339. Schafer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J 2004; 37: 229–38.
340. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J 2004; 37: 239–48.
341. Schafer E. Formveraenderungen gekrümmter Wurzelkanalen nach standardizierter Aufbereitung. Dtsch Zahnaerztl Z. 1993; 48: 653-8.
342. Schafer E, Olthoff G. Effect of three different sealers on the sealing ability of both thermafil obturators and cold laterally compacted gutta- percha. J Endod 2002; 28: 638-642.
343. Schafer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. J Endod 2008; 34: 198–200.
344. Schafer E, Zandbiglari, Schafer J. Influence of resin-based adhesive root canal fillings on the resistance to fracture of endodontically treated roots: an in vitro preliminary study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: 274-9.
345. Schafer E, Zandbiglari T. Solubility of root canal sealers in water and artificial saliva. Int Endod J 2003; 36: 660-9.
346. Schaller H, Götze W, Schommer G. Vergleichende Untersuchungen über den Dentinabrieb und die Dentinoberflache nach Bearbeitung mit maschiııelI angetriebenen Systemen zur Wurzelkanalaufbereitung. Dtsch Zahnarztl Z 1987; 42: 784- 8.
347. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am1974; 18: 269–296.
348. Schilder H. Revolutionary new concepts in endodontic instruments sizing, GIt. Endo 1993; 7: 166-72.
349. Schroeder A. The impermeability of root canal filling material and first demonstrations of new root filling materials. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1954: 64 921–931.

350. Schwandt NW, Gound TG. Resorcinol-formaldehyde resin ‘‘Russian Red’’ endodontic therapy. J Endod 2003: 29: 435–437.
351. Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of Access cavities: a rewiev. J Endod 2005; 31: 151-65.
352. Schwartz RS. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. J Am Dent Assoc 1999; 130: 967–75.
353. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 1992; 18: 332-5.
354. Seidler B. Root canal fillings: an evaluation and method. JADA 1956; 53: 567-76.
355. Selden HS. Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth-in vivo trials. J Endod 1996; 22: 426-9.
356. Şen P. Çeşitli Kök Kanalı Postlarının Diş Kökünde Oluşturdukları Streslerin İn Vitro Olarak İki Farklı Yöntem(Universal Test Cihazı Ve Fem Analizi) İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.İstanbul 2009.
357. Şen BH, Özer SY, Kaya S, Adıgüzel Ö İnfluence of Fiber-reinforced Composites on the Resistance to Fracture of Vertically Fractured and Reattached Fragments J Endod 2011; 37: 4.
358. Serene TP, Adams ID, Saxena A. Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics, St. Louis, Ishiyaku, EuroAmerica Inc, 1995.
359. Sevimay S, Dalat D Evaluation of penetration and adaptation of three different sealers: a SEM study. J Oral Rehabilitation 2003; 30: 951–5.
360. Sevimay S, Kalaycı A. Evaluation of apical sealing ability and adaptation to dentine of two resin-based sealers. J Oral Rehabilition 2005; 32: 105-10.
361. Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu MK. Damage to root dentin during re-treatment procedures. J Endod 2011; 37: 63–6.
362. Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. Int Endod J 2009; 42: 208–13.
363. Shen Y, Winestock E, Cheung GS, Haapasalo M. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 4: An Electropolished Instrument J Endod 2009; 35: 2.
364. Shigley JE. Mechanical Engineering design, First metric ed, McGnaw-Hill Book Company,Singapur.1986.
365. Shipper G, Ørstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). J Endod 2004: 30: 342–347.
366. Shipper G, Trope M. İn vitro microbial leakage of endodontically treated teeth using new and standart obturation techniques. J Endod 2004; 30: 154-158.
367. Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M. Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or Resilon. J Endod 2005; 31: 91-6.
368. Shipper G, Ørstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). J Endod 2004: 30: 342–347.

369. Shuping GB, Østravik D, Sigurdsson A, ve ark Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications. J Endod 2000; 26: 751–5.
370. Simsek A, Karagoz-Kucukay I. Percentage of gutta-percha filled area in root canals instrumented and obturated with different techniques (abstract no: R90). Int Endod J 2009; 42: 1153.
371. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. Journal of Prosthetic Dentistry 1999; 81: 262–9.
372. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. Int Endod J 2001; 34: 120-32.
373. Siqueira JF Jr, Rôças IN, Lopes HP, Uzeda M. Coronal leakage of two root canal sealers containing calcium hydroxide after exposure to human saliva. J Endod 1999; 25: 14-6.
374. Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. J Endod 1990; 16: 498–504.
375. Skidmore AE, Bjorndal AM. Root canal morphology of the human mandibular first molar. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1971; 32: 778–84.
376. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R, Heling I (2004) Effect of sodium hypochlorite on dentin microhardness. J Endod 2004; 30: 880–2.
377. Sly MM, Moore BK, Platt JA, Brown CE. Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/Epiphany). J Endod. 2007; 33: 160-2.
378. Smith RB, Edmunds DH. Comparison of two endodontic handpieces during the preparation of simulated root canals, Int Endod J 1997; 30: 369-380.
379. Soares CJ, Soares PV, De Freitas Santos-Filho PC. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. J Endod 2008; 34: 1015–9.
380. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. 1 ed. Izmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 17, 2002.
381. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. J Endod 1992; 18: 440-443.
382. Sousa-Neto MD, Silva Coelho FI, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC. Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er: YAG and Nd: YAG lasers. Int Endod J 2005; 38: 866–70.
383. Sousa-Neto MD, Marchesan MA, Pecora JD, Junior AB, Silva- Sousa YT, Saquy PC. Effect of Er: YAG laser on adhesion of root canal sealers. J Endod 2002; 28: 185-187.
384. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique, J Endod 1987; 13: 479-89.
385. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper NiTi rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. Int Endod J 2006; 39: 171–8.
386. Spangberg LS, Barbosa SV, Lavigne GD. AH 26 releases formaldehyde. J Endod 1993: 19: 596–598.

387. Steele A, Johnson BR In Vıtro Fracture Strength of Endodontically Treated Premolars J Endod 1999; 25: 1.
388. Stiegemeier D, Baumgartner JC, Ferracane J. Comparison of push-out bond strengths of Resilon with three different sealers. J Endod 2010; 36: 318–21.
389. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. Journal of Endodontics 2005; 32: 350–3.
390. Stuart CH, Schuartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. J Endod 2006; 32: 350–3.
391. Stropko J. Canal Morphology of maxillary molars, J Endod 1999; 25: 294-300.
392. Şirin DA. Döner Aletler ile Kullanılan Ni-Ti Eğelerle Uyumlu Tek Kon Guta-Perka Kanal Dolgu Yöntemi ile ile Diğer Güta perka Kanal Dolgu Yöntemlerinin Apikal Sızdırmaksızlıklarının Karşılaştırılması. GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Ankara 2007.
393. Tagger M, Tagger E, Tjan AH, Bakland LK. Shearing bond strength of endodontic sealers to gutta-percha. J Endod 2003; 29: 191-3.
394. Tagger M, Tamse A, Katz A, Korzen BH. Evaluation of the apical seal produced by a hybrid root canal filling method, combining lateral condensation and thermatic compaction. J Endod 1984; 10: 299-303.
395. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. Endod Topics 2006; 13: 84–94.
396. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Ganor Y, Kaffe I. Radiographic features of vertically fractured, endodontically treated maxillary premolars. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999; 88: 348–52.
397. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. J Endod 1999; 25: 506–8.
398. Tan BT, Messer HH. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. J Endod 2002; 28: 658–64.
399. Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K. Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. J Endod 2008; 34: 1388-90.
400. Taşkınsel E. Rezin-Dentin Arayüzündeki Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Ankara 2009
401. Tay FR, Gu LS, Schoeffel GJ. Effect of vapor lock on root canal debridement by using a side-vented needle for positive-pressure irrigant delivery. J Endod 2010; 36: 745–50.
402. Tay FR, Hirashi N, Pashley DH, Loushine RJ, Weller N, Gillespie WT. Bondability of resilon to a methacrylate- based root canal sealer. J Endod 2006; 32: 133–7.
403. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH. Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obtutating root canals J Endod 2005; 31: 659-664.

404. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Yau JYY, Yiu-fai M, Loushine RJ. Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. II. Gravimetric evaluation of enzymatic hydrolysis. J Endod 2005; 31: 737-41.
405. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod 2007; 35: 391-8.
406. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson J, Leinfelder KF, Trope M. Dentinal bonding reaches the root canal system. J Esthet Restor Dent 2004; 16: 348-354.
407. Teixeira FB, Teixeira ECN, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. J Am Dent Assoc 2004; 135:646–52.
408. Tepel J. Frakturanfalligkeit von Wurzelkanalinstrumenten. Dtsch Zahnarztl Z 1994; 49: 837-40.
409. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. J Endod 1995; 21: 418–21.
410. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. J Endod 1993; 19: 87-91.
411. Thoden van Velzen SK, Duivenvoorden HJ, Schuurs AHB. Probabilities of succes and failure in endodontic treatment, Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1981; 52: 85-90.
412. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. Int Endod J 1997; 30: 1–7.
413. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloysused in dentistry. Int Endod J 2000; 33: 297-310.
414. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. J Endod 1997; 23: 698-702.
415. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals Part 1. Int Endod J 1997; 30: 262-9.
416. Thresher RW, Saito GE The stres analysis of human teeth. J Biomech 1973; 6: 443-449.
417. Toker T; Farklı Döner Alet Sistemlerde Kullanılan Ni-Ti eğelerinin Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi. GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, Ankara 2007.
418. Toksavul S, Zor M, Toman M. Analysis of dentinal stres distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent 2006; 31: 89–96.
419. Topçuoğlu HS, Arslan H, Keleş A, Köseoğlu M Fracture resistance of roots filled with three different obturation techniques Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012 May 1; 17: 528-32.
420. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. İn vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. J Endod 1990; 16: 566-9.
421. Trope M, Ray HL, Pa P. Resistance to fracture of endodontically treated roots. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1992; 73: 99-102.
422. Tsesis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and asso-ciated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. J Endod 2010; 36: 797–800.

423. Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. J Endod 2010; 36: 1455–8.
424. TF: The Twisted File Brochure. Orange, CA: SybronEndo; 2008, 2009, 2011
425. Ulusoy M, Aydin K. Dis Hekimliginde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Yayınları No: 23, 2003.
426. Ulusoy OIA, Genc¸ Ö, Arslan S, Alaçam T, Gürgül G. Fracture resistance of roots obturated with three different materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;104:705–8.
427. Ulusoy OIA, Nayır Y, Yaman SD. Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011; 112: 544-547.
428. Uroz-Torres D, Gonzalez-Rodrıguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a Manual Glide Path on the Preparation of Curved Root Canals by Using Mtwo Rotary Instruments, J Endod 2009; 35: 699-702.
429. Uzunoglu E, Aktemur S, Uyanik M.O, Durmaz V, Nagas E, Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod 1995; 21: 173-6.
430. Versiani MA, Carvalho-Junior JR, Padilha MIAF, Lacey S, Pascon EA, Sousa-Neto MD. A Comparative study of physicochemical properties of AH Plus and epiphany root canal sealants. Int Endod J 2006; 39: 464-471.
431. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compactation stres distributions in roots resulting from canal preparation. Int Endod J 2006; 39: 931–9.
432. Vessey RA. The effect of filling versus reaming on the shape of the prepared root canal, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol, 1969; 27: 543-5.
433. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics: review. Int Endod J 2010; 43: 2–15.
434. Voss A. Die Aufbereitung des gekrümmten Wurzelkanals. Deutseher Zahnarzte Kalender, Hanser, München, Wien, 1995.
435. Walia H, Brentley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root files. J Endod 1988; 14: 346-57.
436. Walton RE, Michelich RJ, Smith GN. The histopathogenesis of vertical root fractures. J Endod 1984; 10: 48–56.
437. Walton RE. Longitudinal tooth fracture. In: Walton RE, Torabinejad M, eds. Principles and Practice of Endodontics, 3rd edn. Philadelphia, PA: Saunders, 2002 p. 513–8.
438. Wayman BE. Citric and lactic acids as root canal irrigants in vitro J Endod 1979; 5: 258-65.
439. Weiger R, Heuchert T, Hahn R, Lost C. Adhesion of a glass–ionomer cement to human radicular dentine. Endodontics and Dental Traumatology 1995; 11: 214–9.
440. 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.

441. Weine FS. The use of non ISO-tapered instruments forcanal flaring. Compend. Dent. Educ. 1996; 17: 651-657.
442. Weine FS. Endodontic Therapy. 5 th edn, St. Louis, Missouri, Mosby,1996. p. 305-394.
443. Weine FS. Endodontic therapy. 4. Ed, Mosby. StLouis, 1989. p. 221-369.
444. Weis MV, Parashos P, Messer HH. Effect of obturation technique on sealer cement thickness and dentinal tubule penetration. Int Endod J 2004; 37: 653-63.
445. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. A comparison of thermoplastic obturation techniques: adaptation to the canal walls. J Endod 1997; 23: 703-6.
446. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. J Endod 1997; 23: 533–4.
447. Wildey WL, Senia EE. A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol,1989; 67: 198-207.
448. Weiger R, Heuchert T, Hahn R, Lost C. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. Endod Dent Traumatol 1995; 11: 214-219.
449. West JD, Roane JB. Cleaning and Shaping The Root Canal System. "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S. Burns RC.)'da VII. Baskı, Mosby, 1998.
450. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II. J Endod 1987; 13: 369-74.
451. White R. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. J Endod 1984; 10: 558-62.
452. White JD, Lacefield WR, Chavers LS, Eleazer PD. The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. J Endod 2002; 28: 828–30.
453. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. J Endod 1997; 23: 533–4.
454. Wildey WL, Senia EE. A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol 1989; 67: 198-207.
455. Wilkinson KL, Beeson TJ, Krkpatrick TC. Fracture Resistance of Simulated Immature Teeth Filled with Resilon, Gutta-Percha or Composite J Endod 2007; 33: 4.
456. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D. Separation incidence of ProTaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. J Endod 2006; 32: 1139–41.
457. Wu M-K, Özok AR, Wesselink PR. Sealer distribution in root canals obturated by three techniques. Int Endod J 2000; 33: 340-345.
458. Wu MK, Kastáková A, Wesselink PR. Quality of cold and warm gutta-percha fillings in oval canals in mandibular premolars. Int Endod J 2001; 34: 485-91.
459. Wu MK, Van Der Sluis LWM, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. J Dent 2004; 32: 265-8.
460. Wu MK, Van der Sluis LW, Wesselink PR. A 1 year follow-up study on leakage of single-cone filling with RoekoRSA sealer. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 101: 662-7.

461. Yamada RS. A scanning electron mıcroscopıc comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: part 3 J Endod 1983; 9: 137-42.
462. Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stres distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. J Endod 1998; 24: 107-111.
463. Yan J, Taskonak B, Mecholsky JJ. Fractography and fracture toughness of human dentin. J Mech Behav Biomed Mater 2009; 2: 478–84.
464. Yeh CJ. Fatigue root fracture: a spontaneous root fracture in non-endodontically treated teeth. Br Dent J 1997; 182: 261–6.
465. Yiu CK, King NM, Carrilho MR, Sauro S, Rueggeberg FA, Prati C, Carvalho RM, Pashley DH, Tay FR. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. Biomaterials 2006; 27: 1695-703.
466. Young GR, Parashos P, Messer HH The principles of techniques for cleaning root canals. Australian Dental Journal Endodontic Supplement 2007; 52: 1.
467. Zaimoglu A, Can C, Ersoy E, Aksu L. Dis hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Ü Dis Hek Fak Yayin, 1993.
468. Zamin C, Terezinha Y, Silva –Sousa C, Evangelista SGA, Messias DF, Sousa-Neto MD Fracture susceptibility of endodontically treated teeth Dental Traumatology 2012; 28: 282–286.
469. Zandbiglari T, Davids H, Schafer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 101: 126–31.
470. Zhang K, Kim YK, Cadenaro M. Effects of different exposure times and concen-trations of sodium hypochlorite/ethylenediaminetetraacetic acid on the structural integrity of mineralized dentin. J Endod 2010; 36: 105–9.
471. Zhao D; Shen Y; Peng B; Haapasalo M. Micro–Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesiobuccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments J Endod 2013; 39: 385–388.
472. Zienkiewicz OC. The finite element method. London UK: McGraw-Hill, 1986.
473. Zmener O, Balbachan L. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. Endod Dent Traumatol 1995; 11: 121-3.
474. Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographic evaluation of a resin-based root canal sealer. Am J Dent 2004: 17: 19–22.

9.EKLER

EK-A: Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Dekanlığı Konya Klinik Araştırmalar Etik Kurul Kararı

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ETİK KURUL DEĞERLENDİRME FORMU

KURULUN ADI	Konya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
AÇIK ADRES	S.Ü.Meram Tıp Fakültesi Dekanlığı Konya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Sekreteryası
TELEFON	0332 2235623
FAKS	0332 2236181
E-POSTA	konyaetik@gmail.com merametik@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**"Farklı Döner Alet Sistemleri ile Hazırlanmış Kanallarda Üç Farklı Kanal Dolgu Patı Kullanımının Kök Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi(Bir Laboratuar ve FEM Çalışması)"**			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜNÜN KODU				
	EUDRACT NUMARASI				
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI	**Prof.Dr. Sema BELLİ**			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	**Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı**			
	KOORDİNATÖRÜN ÜNVANI/ADI/SOYADI				
	KOORDİNATÖRÜN UZMANLIK ALANI				
	ARAŞTIRMA MERKEZİ	**Selçuk Üniversitesi**			
	ARAŞTIRMA MERKEZİNİN AÇIK ADRESİ	**Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı**			
	BAŞVURULAN ETİK KURULUN ADI	**Konya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**			
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ				
	UZMANLIK TEZİ/AKADEMİK AMAÇLI	UZMANLIK TEZİ ☒	AKADEMİK AMAÇLI ☐		
	ARAŞTIRMANIN FAZI VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		BE/BY	☐		
		DİĞER	☒	Diğer ise belirtiniz:Bir Laboratar ve FEM çalışması	
		İLAÇ DIŞI ARAŞTIRMA	☐	Belirtiniz:	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐

	Belge Adı		Açıklama
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐	
	SİGORTA	☐	
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐	
	İLAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER	☐	

Etik Kurul Değerlendirme Formu
28 Nisan 2009 Versiyon No:1

7

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:66	Tarih:09.12.2009
	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr.Sema BELLİ'nin **"Farklı Döner Alet Sistemleri ile Hazırlanmış Kanallarda Üç Farklı Kanal Dolgu Patı Kullanımının Kök Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi(Bir Laboratuar ve FEM Çalışması)"** başlıklı doktora tezi ile ilgili 02.12.2009 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü;başlıklı doktora tezi ile ilgili 02.12.2009 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü; doktora tez çalışmasının Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Sema BELLİ' nin sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik , İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, ve Etik Kurul SOP
ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI:	

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		İlişki *		Katılım **		İmza
Prof.Dr.Rahmi ÖRS	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	S.ü Meram Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç.Dr.Zekeriya TOSUN	Plastik,Rekonstrüktif ve El Cerrahi	Selçuklu Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç.Dr.Şansal GEDİK	Göz Hastalıkları	Selçuklu Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Uzm.Dr.Burak Cem SONER	Farmakoloji	S.Ü Meram Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Uzm.Dr.Hüsamettin VATANSEV	Biyokimya	Selçuklu Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr.Sezer ERER	Deontoloji	Uludağ Ün.Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.H. Serdar GERGERLİOĞLU	Fizyoloji	S.Ü.Meram Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA	Halk Sağlığı	Selçuklu Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Hakan SARI	Sağlık Mesleği Mensubu Olmaya Üye	S.Ü Eğitim Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	

* :Araştırma ile İlişki
** :Toplantıda Bulunma

10.ÖZGEÇMİŞ

1980 yılı Ağustos ayında Ankara'da doğdu. Lise öğrenimini 1998 yılında Ankara Anadolu Tapu Kadastro Meslek Lisesi' inde tamamlandıktan sonra aynı yıl Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandı ve 2003 yılında mezun oldu. 2007 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. İngilizce bilmektedir.