

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Nİ-Tİ ENSTRÜMANLARLA DEVAMLİ ISI İLE OBTURASYON
YÖNTEMİ (SYSTEM B) KULLANIMINA UYGUN HAZIRLANAN
KÖK KANAL KAVİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Özgür UZUN

TEZ YÖNETİCİSİ

Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM

ANKARA, 2004

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ		1
LİTERATÜR BİLGİ		2
GEREÇLER ve YÖNTEM		28
BULGULAR		45
TARTIŞMA		67
SONUÇLAR		90
ÖZET		92
YABANCI DİLDE ÖZET		93
KAYNAKLAR		94
ÖZGEÇMİŞ		100

Başta bu tez konusunun planlanmasında ve gerçekleştirilmesinde en önemli role sahip tez danışmanım Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM 'a, tez konusunun Radyoloji ile ilgili bölümünün planlamasında ve gerçekleştirilmesinde desteklerini esirgemeyen Doç Dr. Kemal ARDA ve değerli dostum Uzm.Dr.Fahrettin KÜÇÜKAY 'a, tez çalışmamın deney aşamasındaki yardımlarından dolayı Doç.Dr.Mete ÜNGÖR'e, Dr.Dt.Özgür ER'e, çalışmam esnasındaki destekleri için tüm bölüm hocalarıma ve bana sabır ve saygı gösteren, yanımda olduklarını hissettiğim tüm özel insanlara teşekkür ederim.

Dt. Özgür UZUN

ANKARA, 2004



GİRİŞ

Endodontik tedavinin amacı geri dönüşümsüz olarak hastalanmış dokuların biyolojik ve mekanik olarak en sağlıklı yoldan çıkartılmasından sonra, kök kanalının biyo uygun materyallerle herhangi bir boşluk bırakmadan üç boyutlu hermetik bir tıkama yapılarak doldurulması ve iyileşme açısından en uygun koşulların sağlanmasıdır.

Anatomisinde çok büyük farklılıklar gösteren kök kanallarının gerek boşaltılmasında, gerekse doldurulmalarında yüksek oranda başarı elde edebilmek için yoğun çalışmalar yapılmakta, yeni aletler ve malzemelerin kullanımı önerilmektedir.

Kök kanal dolgusunda kendi ısı kaynağı ve uygulama uçlarından başka fazla bir enstrüman kullanılmasını gerektirmeyen System B kök kanal dolgu sistemi endodontistler tarafından sıklıkla tercih edilen bir gereç olmuştur. System B ünitenin tepicisinin ebatları kök kanalındaki yerleştirme derinliğinde biyomekanik preparasyon ebatlarında bazı ölçümlere ulaşılmasını zorunlu kılmaktadır.

Günümüzde elle yapılan preparasyon uygulamaları yanında Ni-Ti dönen enstrümanlar giderek daha yaygın kullanım alanı bulmaya başlamıştır. Yaygın olarak kullanılan Ni-Ti enstrümanlarla elde edilen preparasyon ve System B tepici uçlarının uyumu ise araştırılması gereken bir konu olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasında kök kanallarının biyomekanik preparasyonunda kullanılan Ni-Ti Profile GT(Greater Taper) ve Quantec ve paslanmaz çelik el enstrümanlarının System B tepicisi ile uyumlu olan ebatlarda, farklı eğriliği olan kanallarda oluşturduğu preparasyonlar tomografik kesitlerde incelenerek; transportasyon, kalan dentin kalınlığı ve kaldırılan dentin miktarı değerlendirildi. Ayrıca çalışma boyutu kaybı ve deformasyon incelemeleri yapıldı.

LİTERATÜR BİLGİ

Kanal Enstrümanlarının Genel Özellikleri

Kök kanal enstrümanları kök kanalı içerisinde mekanik preparasyon yapma amacıyla farklı çeşitlerde üretilmiş alet serileridir. Gelişen teknoloji ve endodonti biliminin gelişmesi paralelinde işlevleri, şekilleri, üretildikleri materyal ve fiziksel özellikleri farklılıklar göstermiştir.

Motorlu Enstrüman Sistemleri

Motorlu enstrümanların çalışmasının temel prensibi; motordan elde edilen enerjinin bir ara parça ile kullanılan farklı tipteki eğelere aktarılması ve oluşan farklı tipteki hareket kombinasyonları ile kanal preparasyonun el ile yapılan işlem süresinden daha kısa sürede ve daha güvenilir bir şekilde gerçekleştirilebilmesidir.

Motorlu enstrüman sistemlerinde motor, angldruva ve eğeler olmak üzere 3 temel parça bulunur. Bu üç parçada yapılan değişiklikler ve ortaya çıkan kombinasyonlar teknolojiye hızlı gelişmenin paralelinde günümüzde kullanılan çeşitli isim ve özelliklerdeki motorlu kök kanal genişletme sistemlerini oluşturmuştur. Bu sistemleri meydana getiren üç ana parçanın özelliklerini ana hatları ile incelersek:

Motor

Kullanılan sistemlerde enerji kaynağından gelen enerjiyi kanal preparasyonunda kullanılacak harekete çeviren bölümdür. İlk kullanıldığı dönemlerde günümüzde kullanılan dakika başı devire (rpm) göre çok daha hızlı ve devir kontrolsüz olarak kullanılan enstrümanlarda hız, zamanla 100 rpm'e kadar düşürülmüştür. Motorlarda kullanılan teknoloji birçok gelişim evreleri geçirmiştir. Günümüzde kullanılan motorlar 2 ana grupta sınıflandırılabilir:

- Elektrikli motorlar
- Havalı motorlar

Hareketli olan tüm sistemlerde olduğu gibi motor kullanılan endodontik sistemlerde de en önemli prensip hareketli parçaların belirli fiziksel özelliklere sahip olması ve bu fiziksel özelliklerin yapılacak işlemlerde en iyi sonucu, en güvenilir şekilde verebilmesidir.

Endodontik tedavide kullanılacak hareketli sistemlerde güvenilirliğin pratik tanımı komplikasyonları en aza indirmek olabilir. Kök kanal tedavilerinde en sık görülen operasyonel komplikasyonlardan bir tanesi kullanılan aletlerin kanal içerisinde kırılması ve bunun sonucunda kanalın tıkanarak tedavinin tamamlanamaması ya da yetersiz olarak tamamlanmasıdır.

Kanal enstrümanlarının kırılmasının önemli sebeplerinden biri kanal aletlerinin fiziksel özelliklerinin oluşan zorlanmalar karşısında yetersiz kalmasıdır.

Gelişen teknoloji ile birlikte bu komplikasyonun önlenmesi için daha esnek bir alaşım olan Ni-Ti alaşımından yapılan enstrümanların kullanımı yaygınlaşmış olsa da, enstrüman kırıkları halen modern endodonti pratiğinin en önemli sorunlarından biridir.

ISO ve ANSI/ADA standartlarına göre Ni-Ti enstrümanlar paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha elastik ve tork kuvvetlerine karşı daha dirençli bulunmuştur^{1, 2}.

Kullanılan enstrümanların elastik özelliklerine rağmen yine de uygulanan rotasyonel kuvvetin enstrüman üzerinde oluşturduğu stresin, kök kanallarında özellikle kurvatür teması olan bölgelerde kırılmaya kadar varacak yüklenmelere yol açabileceği belirlenmiştir³.

Aşırı yüklenmeyle oluşacak olan stresin engellenmesinin ilk aşaması kuvveti oluşturan motorun kontrollü kuvvetler üretebilmesidir.

Kullanılan enstrümanların fiziksel özellikleri, torka, bükülme ve sıkışmaya karşı direnci ve en az komplikasyonla en etkin preparasyonu yapabilme sınırları üretici firmalar tarafından uluslararası standartlar göz önüne alınarak yapılan testlerde belirlenmiştir.

Enstrümanların güvenli ve etkin bir eğeleme yapabilmesi için kullanılan motorların dönme hızları ve oluşturulan tork kuvveti önemli görülen parametrelerdir⁴.

Gambarini^{5, 6, 7} yaptığı çalışmalarda yüksek ve düşük tork üreten motorların enstrümanlara olan etkilerini karşılaştırmış ve elde ettiği sonuçlarda; Ni-Ti enstrümanların kullanımında enstrüman üzerinde oluşan stresin motorun ürettiği torka bağlı olduğunu ve yüksek torklu motor kullanımının, alet üzerinde oluşan mekanik stresleri, plastik deformasyonu ve alet kırığı riskini arttırdığını bildirmiştir. Düşük torklu motor kullanımında ise, enstrümanın fiziksel sınırlarını aşmayacak kuvvetlerin oluştuğunu saptamıştır.

Dietz ve arkadaşları⁸ ve Gabel ve arkadaşları⁹ enstrümanın kullanıldığı hızın kırık oluşmasındaki etkisini farklı hız değerlerinde karşılaştırmışlar ve 150-300 rpm'lik düşük hızları daha güvenli olarak bulmuşlardır.

Bortnick ve arkadaşları ¹⁰ elektrikli ve havalı motorları karşılaştırmışlar ve her iki tip motorun aynı alet serisi üzerinde birbirinden çok farklı etkiler oluşturmadığını ileri sürmüşlerdir. Çalışmalarda fark bulunamamasına karşın, oluşturulan tork değerleri incelendiğinde hava basıncı motorların torkun kontrol edilebilmesi ve sabit değerlerde tutulabilmesine izin vermediği görülmüştür ¹⁰. Hava basıncında olabilecek kısa süreli değişimler rotasyonel hızı ve oluşan torku kontrolsüz hale getirebilmektedir ¹⁰. Elektrikli motorlar ise, rotasyonel hızın ve üretilen torkun kontrolüne izin vermektedir. Elektrikli motorların daha sessiz çalışma özelliği ve gelişen teknoloji ile birlikte sistemlere eklenen elektronik apeks bulucu aletler çalışmayı kolaylaştırmaktadır.

Angldruva

Angldruvalar motorla çalışan sistemlerde sisteme özgü olan hareketin açısını değiştirerek uçtaki enstrümana ileten ve hekimin kontrolü sağladığı bir gereçtir. Kullanılan sisteme göre 2 grup halinde sınıflandırılabilirler:

- Sadece kesintisiz rotasyonel hareket üreten angldruvalar
- Farklı hareket kombinasyonları üreten angldruvalar

Sadece kesintisiz rotasyonel hareket üreten angldruvalar: elektrikli ya da hava motorlu sistemlerde kullanılan angldruvalardır.

Uluslararası standartlara uyan 3 tipi vardır:

- Kırmızı kuşaklı angldruva; gelen devri yükselten angldruvalardır
- Yeşil kuşaklı angldruva; gelen devri azaltan redüksiyonlu angldruvadır.
- Mavi kuşaklı angldruva; gelen devri aynen ileten angldruvadır

Eğeler

Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin genel özellikleri birbirlerine benzese de ayrıntılarda bazı farklılıklar bulunmaktadır.

Kök kanal tedavisinde kullanılan geleneksel el eğeleri uluslararası standartlara uygun olarak her mm. sinde 0.02 mm. lik kalınlık artışı gösterirler¹¹.

Kök kanal enstrümanlarında standardizasyon aşamasında bilinmesi gereken ölçümler bulunmaktadır. Aletin ucunda kesici spirallerin başladığı yer D1 olarak adlandırılır. Aletlerin numaralandırılması D1 in milimetrenin yüzdeleriyle belirtilen çapı şeklinde gösterilir. Her aletin standartlaştırılmış numarası en küçük çalışma yüzeyinin çapını gösterir. Kesici spiraller 16 mm. devam ederler ve D2 de sonlanırlar. D2 nin çapı D1 den 0,30 mm. büyüktür. Böylece aletin kalınlığı her mm. de 0,02 mm. artar (Tablo 1).

Tablo 1: El enstrümanlarının farklı bölümlerindeki ebatlar.

	1 mm.	2 mm.	3 mm.	4 mm.	5 mm.	6 mm.	7 mm.	8 mm.	9 mm.	10 mm.	11 mm.	12 mm.	13 mm.	14 mm.
15/.02	0,15	0,17	0,19	0,21	0,23	0,25	0,27	0,29	0,31	0,33	0,35	0,37	0,39	0,41
20/.02	0,20	0,22	0,24	0,26	0,28	0,30	0,32	0,34	0,36	0,38	0,40	0,42	0,44	0,46
25/.02	0,25	0,27	0,29	0,31	0,33	0,35	0,37	0,39	0,41	0,43	0,45	0,47	0,49	0,51
30/.02	0,30	0,32	0,34	0,36	0,38	0,40	0,42	0,44	0,46	0,48	0,50	0,52	0,54	0,56
35/.02	0,35	0,37	0,39	0,41	0,43	0,45	0,47	0,49	0,51	0,53	0,55	0,57	0,59	0,61
40/.02	0,40	0,42	0,44	0,46	0,48	0,50	0,52	0,54	0,56	0,58	0,60	0,62	0,64	0,68
45/.02	0,45	0,47	0,49	0,51	0,53	0,55	0,57	0,59	0,61	0,63	0,65	0,67	0,69	0,71
50/.02	0,50	0,52	0,54	0,56	0,58	0,60	0,62	0,64	0,66	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76
55/.02	0,55	0,57	0,59	0,61	0,63	0,65	0,67	0,69	0,71	0,73	0,75	0,77	0,79	0,81
60/.02	0,60	0,62	0,64	0,66	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84	0,86
70/.02	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84	0,86	0,88	0,90	0,92	0,94	0,96
80/.02	0,80	0,82	0,84	0,86	0,88	0,90	0,92	0,94	0,96	0,98	1,00	1,02	1,04	1,06

Günümüzde gelişen teknoloji paralelinde kullanılan alet sistemleri de şekil ve ölçüleri bakımından geliştirilmiştir^{1 2}.

Günümüzde kullanılan alet serilerinin en çok bilinenleri arasında

- HERO 642 enstrüman seti (Micro Mega)
- Light Speed enstrüman seti (Technology inc.)
- Profile enstrüman seti (Dentsply)
- Profile GT enstrüman seti (Dentsply)
- Quantec enstrüman seti (Tycom Dental) sayılabilir.

Profile GT Enstrüman Seti (Dentsply, Maileffer, France)

Profile GT(Greater Taper) serisi konikliği artırılmış nikel titanyum bir enstrüman setidir. Başlangıç setinde bulunan enstrümanlar ;

1. 0,12 koniklikde 20 no.lu
2. 0,10 koniklikde 20 no.lu
3. 0,08 koniklikde 20 no.lu
4. 0,06 koniklikde 20 no.lu
5. 0,04 koniklikde 20 no.lu
6. 0,04 koniklikde 25 no.lu
7. 0,04 koniklikde 30 no.lu
8. 0,04 koniklikde 35 no.lu
9. 0,12 koniklikde 35 no.lu
10. 0,12 koniklikde 50 no.lu
11. 0,12 koniklikde 70 no.ludur.

Tablo 2: GT enstrümanların farklı bölümlerindeki ebatlar.

	1mm.	2mm.	3mm.	4mm.	5mm.	6mm.	7mm.	8mm.	9mm.	10mm.	11mm.	12mm.	13mm.	14mm.
20/.12	0,20	0,32	0,44	0,56	0,68	0,80	0,92	1,04						
20/.10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20			
20/.08	0,20	0,28	0,36	0,44	0,52	0,60	0,68	0,76	0,84	0,92	1,00	1,08	1,16	
20/.06	0,20	0,26	0,32	0,38	0,44	0,50	0,56	0,62	0,68	0,74	0,80	0,86	0,92	0,98
20/.04	0,20	0,24	0,28	0,32	0,36	0,40	0,44	0,48	0,52	0,56	0,60	0,64	0,68	0,72
25/.04	0,25	0,29	0,33	0,37	0,41	0,45	0,49	0,53	0,57	0,61	0,65	0,69	0,73	0,77
30/.04	0,30	0,34	0,38	0,42	0,46	0,50	0,54	0,58	0,62	0,66	0,70	0,74	0,78	0,82
35/.04	0,35	0,39	0,43	0,47	0,51	0,55	0,59	0,63	0,67	0,71	0,75	0,79	0,83	0,87
35/.12	0,35	0,47	0,59	0,71	0,83	0,95	1,07	1,19	1,31	1,43	1,55			
50/.12	0,50	0,62	0,74	0,86	0,98	1,10	1,22	1,34	1,46	1,58	1,70			
70/.12	0,70	0,82	0,94	1,06	1,18	1,30	1,42	1,54	1,66	1,78	1,90			

0,04 koniklikteki enstrümanlar apikal preparasyon işleminde güvenle kullanırken, 0,12 koniklikteki enstrümanlar kanal ağızlarında veya apikal çapı 0,3 mm. yi geçen kanallarda kullanılabilir ^{12, 13.}

Alet serisi kanal içinde koronal bölümlerde paralel kanal duvarları olan preparasyon oluşturabilmektedir. Bu paralellik enstrümanın kesici bölümünün kısa olması ve kalınlaşmanın bittiği bölümden itibaren paralel olan eğe kenarlarından dolayı sağlanmaktadır ^{13.}

Kullanım tekniği

Crown-down tekniği ile 300 devirde kullanılarak 20/.10, 20/.08, ve 20/.06 enstrümanlarla kanal preparasyonuna başlanır. Koronal genişletmeden sonra .04 serisi 35, 30, 25, ve 20 no.lu enstrümanlar 150 rpm de sırasıyla kullanılırlar ^{13.}

Enstrümanlar set içinde sunulan küçük bir sap ile, istendiğinde elle de kullanılabilir.

Hekimler daha güvenli bir preparasyon düşüncesiyle koronal genişletme için motorlu enstrümanları kullanıp, apikal bölgedeki preparasyonu el enstrümanı ile yapmayı tercih etmektedir ¹².

Quantec (Tycom Dental , Irvine CA, USA)

Bu enstrüman serisi 10 adet Ni-Ti alaşımdan yapılmış enstrüman içerir. Alet serisi yüksek torklu düşük hızlı angldruva ile 340 rpm de kullanılır. Aletlerin farklı ebatlarının koniklikleri ve farklı bölümlerdeki kalınlıkları değişmektedir (Tablo 3).

Tablo 3: Quantec enstrümanların farklı bölümlerinde ebatlar.

	1 mm.	2 mm.	3 mm.	4 mm.	5 mm.	6 mm.	7 mm.	8 mm.	9 mm.	10 mm.	11 mm.	12 mm.	13 mm.	14 mm.
15/.02	0,15	0,17	0,19	0,21	0,23	0,25	0,27	0,29	0,31	0,33	0,35	0,37	0,39	0,41
20/.02	0,20	0,22	0,24	0,26	0,28	0,30	0,32	0,34	0,36	0,38	0,40	0,42	0,44	0,46
25/.02	0,25	0,27	0,29	0,31	0,33	0,35	0,37	0,39	0,41	0,43	0,45	0,47	0,49	0,51
25/.03	0,25	0,28	0,31	0,34	0,37	0,40	0,43	0,46	0,49	0,52	0,55	0,58	0,61	0,64
25/.04	0,25	0,29	0,33	0,37	0,41	0,45	0,49	0,53	0,57	0,61	0,65	0,69	0,73	0,77
25/.05	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90
25/.06	0,25	0,31	0,37	0,43	0,49	0,55	0,61	0,67	0,73	0,79	0,85	0,91	0,97	1,03
25/.08	0,25	0,33	0,41	0,49	0,57	0,65	0,73	0,81	0,89	0,97	1,05	1,13	1,21	1,29
25/.10	0,25	0,35	0,45	0,55	0,65	0,75	0,85	0,95	1,05	1,15	1,25	1,35	1,45	1,55
25/.12	0,37	0,49	0,61	0,73	0,85	0,97	1,09	1,21	1,23	1,35	1,47	1,59	1,71	1,83
40/.02	0,40	0,42	0,44	0,46	0,48	0,50	0,52	0,54	0,56	0,58	0,60	0,62	0,64	0,68
45/.02	0,45	0,47	0,49	0,51	0,53	0,55	0,57	0,59	0,61	0,63	0,65	0,67	0,69	0,71

Kullanım tekniği :

Bir no.lu eğe (orifice opener; 25/0,06) ile kanalda ilk giriş işlemi yapılır. Bu eğe kalınlaşma oranı en fazla olan eğedir ve boyu diğer eğelerden daha kısadır. Alet koronalde daha rahat çalışmayı sağlamak için kullanılır. Alet kanalda direnç hissedilinceye kadar ilerletilir. Geniş ve kurvatrl kanallarda genelde direnç hissedilen bölüm kanalın kurvatrnn başladığı kısma çok yakındır. İlk eğeyle sağlanan giriş, kanal preparasyonu esnasında diğer aletlerin kanalda çalışmasını ve irrigasyon işlemlerini kolaylaştırır. İkinci aşamada apikal preparasyona geçilir. 2 no.lu eğe (15/0,02) kanal içine yerleştirilir. Apikale yakın bölgede sıkışma oluncaya kadar alet kanalda ilerletilir. Aletli film alınarak çalışma boyutu belirlenir. Çalışma boyutu saptandıktan sonra 3 no.lu (20/0,02) ve 4 no.lu (25/0,02) enstrümanlar çalışma boyutunda sabit devirde kullanılır. Böylece ilk aşamada koronal genişletme, ikinci aşamada ise, apikal genişletme yapılmış olur. nc aşama bu iki farklı kalınlıktaki preparasyonun arasında bağlantı sağlayıp düzgün bir koniklik elde edilmesidir. Bu işlemdede 5 no.lu (25/0,03) 6 no.lu (25 0,04) 7 no.lu (25 /0,05) 8 no.lu (25/0,06) eğeler kullanılır. Bu eğeler sırasıyla ve çalışma boyutuna en yakın mesafede uygulanır. Aynı uç kalınlığında ve konikliği artmış eğelerle apikal preparasyon ile koronal preparasyon arasında düzgün geçiş sağlanmaya çalışılır ¹². Daha geniş bir preparasyon istendiğinde 9 no.lu (40/0,02) eğe çalışma boyutundan 1 mm. kısa olarak kullanılır. 10 no.lu (45/0,02) eğe ise kanalda düzeltmeler yapmak için çevresel eğeleme amaçlı kullanılır ¹².

Kullanılan alet serileri ülkeden ülkeye farklı adlar ile piyasaya çıkmaktadır. Ama temelinde uç kısmı özelliğine bağlı olarak 2 ye ayrılır ¹².

Non cutting type; Quantec LX uç kısmı kesmeyen alet serisidir. Diğer zellikleri Quantec serisinin tüm özelliklerini taşır. Yalnızca uç bölümü kesme işlemi yapmamaktadır. Bu özelliği sayesinde eğimi fazla olan kurvatrl köklerde kanal duvarlarına takılmadan ilerleyebilmektedir.

Safe cutting type; Quantec SC uç bölümünün keskinliği azdır. Diğer tüm özellikleri Quantec serisi ile aynıdır.

Thompson^{14,15} 1998 yılında yayınlanan iki bölümden oluşan çalışmasında alet serisini ayrıntılı olarak araştırmıştır. Yapılan çalışmada kurvatürlü ve kurvatürsüz kanallarda alet serisini çalışma süresi, çalışma boyutunda değişim, 3 boyutlu kanal şekli, transportasyon açılarından başarılı bulmuştur. Araştırmasının ikinci bölümünde kullandığı safecut tipi alet serisinde enstrümanların uç bölümünün keskin olduğunu, zip ve perforasyon oluşumuna neden olabileceğini ileri sürmüştür.

Endodontik tedavilerin önemli bir bölümünü de tekrarlayan tedaviler oluşturmaktadır. Araştırmacılar tekrarlayan tedavi vakalarında motorlu aletler kullanmayı denemişlerdir. Betti ve Bramante¹⁶ yaptıkları çalışmada el aletleri ve Quantec serisinin guta-perka ile doldurulmuş kök kanallarının boşaltılmasındaki etkinliğini karşılaştırmışlardır. Çalışma boyutuna ulaşarak tüm guta-perkanın çıkartılmasında Quantec serisinin el aletlerine göre daha hızlı işlem yaptığını bulmuşlardır. Çalışmada apikalden taşan debris miktarında ise farklılık bulunamamıştır.

Kök kanallarını genişletme teknikleri

Kök kanallarının biyomekanik preparasyonlarında, hekimin çalışmasını kolaylaştırmak, uygulama süresini kısaltmak, karşılaşılan operasyonel problemleri çözebilmek, daha güvenli ve daha kolay bir endodontik tedavi gerçekleştirmek amacı ile farklı eğeler sunulmuş ve farklı uygulama teknikleri önerilmiştir¹⁷.

Farklı sınıflandırmaları olan kanal genişletme sistemleri kanalın hangi bölgesinin genişletilmesine öncelik verdiğine bağlı olarak iki bölümde incelenebilir.

Apikal genişletmenin öncelikle yapıldığı teknikler.

- Standart preparasyon tekniği
- Step back tekniği
- Balanslı kuvvet uygulaması (Roane tekniği)
- Progresif genişletme tekniği

Koronal genişletmenin öncelikli yapıldığı teknikler

- Step down tekniği
- Double flared teknik (fava)
- Crown-down teknik
- Antikurvatür eğeleme yöntemi

Crown-down Teknik

İlk olarak 1984 yılında kullanılmaya başlanan bir tekniktir. Teknikte apikal preparasyona geçilmeden koronal bölgede enstrümantasyon işlemleri yapılarak bir çok avantajlar sağlanır. Koronal genişletmenin önce yapılması ile koronal bölümde apikal preparasyonu zorlaştıran darlıklar ve eğimler aşılarak apikal preparasyon kolaylaşmaktadır. Enfekte dişlerde koronal bölgede fazla olan bakteri kolonizasyonu koronal genişletmenin öncelikle yapılması ile daha kolay kontrol altına alınabilmektedir. Kanal dolgusu işleminde koronal bölgede yapılan öncelikli genişletme dolgu işlemini kolaylaştırmaktadır.

Standart giriş kavitesi açıldıktan sonra kök kanalına ilk giriş 35 no.lu eğe ile yapılır. Eğe ilk direnç hissedilen noktada hiç zorlanmadan durdurulur. Stoper işaretlemesi yapılarak mesafe ölçülür. Ölçüm 16 mm. veya daha büyükse bu mesafe radiküler giriş olarak kabul edilir. Mesafe 16 mm. den az ise radyografi incelenerek eğimin nerde başladığı belirlenmeye çalışılır. Eğer eğim 16 mm. den önce başlıyorsa ve bu sıkışma eğimden dolayı ise ölçülen mesafe radiküler giriş mesafesi olarak kabul edilir.

Eğimden dolayı değilse ve kanal daralmasına bağlı zorlanma varsa bu enstrümanla eğeleme işlemi yapılarak sorunlu bölge aşılmaya çalışılır.

Radiküler giriş kavitesi tamamlandığında kanal koronalinde Gates Glidden frezleri ile basınçsız olarak genişletme yapılır. Bu şekilde radiküler giriş kavitesi tamamlanmış olur.

Daha sonra radyografik apeksten 3 mm. kısa olan mesafe ölçülerek kaydedilir. 30 no.lu eğe direnç hissedilene kadar kanala yerleştirilir. Direnç hissedilen yerde alete iki tam dönüş yaptırılarak kanaldan çıkarılır. Ardından bir küçük numaralı eğe kanal içine direnç hissedilinceye kadar yerleştirilir. Daha sonra daha küçük kanal enstrümanları kullanılarak daha önce belirlenen geçici kanal boyutuna ulaşıncaya kadar işleme devam edilir.

Ara irrigasyonlar yapılarak geçici çalışma boyutuna kadar yerleştirilen enstrüman pasif döndürme hareketi ile gerçek çalışma boyutuna ulaşınca kadar ilerletilir.

Radyografi alınır ve gerçek çalışma boyutu tespit edilmiş olur. 30 no ile başlanan apikal preparasyon işlemine ikinci seferde 35 no.lu eğe ile başlanır ve aynı şekilde enstrümanlar birer numara küçültülerek işleme devam edilir. Daha sonra kanal tekrar irrigate edilerek bu kez 40 no.lu eğe ile çalışmaya başlanır. Yine enstrümanlar bir küçültülerek çalışma boyutuna kadar ulaşılır. Ardından 45 no.lu eğe ile işlem tekrarlanır.

Enstrümanlara işlem öncesi eğim verilmez. Aynı ebattaki enstrüman birden fazla sefer aynı boyuta yerleştirilmez Bu işlem basamak oluşumuna yol açabilir.

Erken yapılan koronal flaring, koronal bölümdeki olası darlıkları ve engelleri kaldırarak hekimin apikal üçlüye enstrümanlarla kolay ulaşımını sağlar.

Crown–down tekniğın klinikte kullanımının önemli avantajlarından biri de kök kanallarında mikro organizmaların büyük bir bölümünün koronal bölgede yerleşmiş olması¹⁸ ve crown-down tekniğın koronal bölgeyi önce prepare etmesi ile orta üçlü ve apikal bölge preparasyonu esnasındaki apikal bölgeye mikroorganizma ve enfekte materyal taşıma olasılığını azaltması ve mikroorganizma kontrolünün kolaylaştırılmasıdır.

Kök kanal anatomileri ve mekanik preparasyona etkisi

Başarılı bir kök kanal tedavisi birden çok bağımsız faktörün etkisi altındadır. Vakanın doğru seçimi, doğru teşhis ve zamanında müdahale, hekimin bilgi ve becerisi, kullanılan enstrümanların doğru seçimi ve yeterliliği, endodontik tedavisi yapılacak dişin kök kanal anatomisinin uygunluğu gibi faktörler birbirlerinden bağımsız değişkenler olsa da sonuçta her biri tedavinin başarısını aynı önemde etkilemektedir. Hekim endodontik tedaviye başlamadan önce dişin periapikal radyografisinden kök kanal anatomisini incelemeli ve buna göre tedavi şeklini belirlemelidir.

Kök kanal eğimi endodontik tedavinin yapılış şeklini etkileyen önemli anatomik faktörlerden birisidir.

Kök kanal eğimi için yapılan birden çok sınıflandırma ve farklı sınıflara göre farklı tedavi varyasyonları geliştirilmiştir.

Kanal kurvatür şekilleri sınıflandırılması aşağıdaki şekilde yapılabilir¹⁷.

- 1 Apikal kıvrım
- 2 Tedrici kıvrım
- 3 Orak şekilli kıvrım
- 4 Ani açısal kıvrım
- 5 Bayonet şekilli kanal

Kök kanal tedavisinde kanalın eğimini tespit etmek isteyen araştırmacılar radyografi üzerinde uygulanabilecek farklı metotlar geliştirmişlerdir.

Schneider ¹⁹ 1971 yılında radyografide kanal eğimini ölçmek istediği kökte pulpa odasından itibaren kanalın uzun aksına paralel bir çizgi çekmiş ikinci bir çizgiyi foramen apikaleden itibaren birinci çizginin kökün aksini terk ettiği noktaya çizmiş ve her iki çizginin arasında kalan dar açığı ölçmüş ve kanalın eğimini belirlemiştir.

Eğimi tespit edilen kök kanalları birçok hekim tarafından kolay kanallar, orta zorlukta kanallar ve zor kanallar gibi farklı eğim dereceleri ile sınıflandırılmıştır.

Eğimi fazla olan kanalların preparasyonu bir çok yönden hekimi zorlamaktadır. Çalışılan kanalın eğim derecesine ve hekimin konuyla ilgili deneyimine bağlı olarak aşırı eğimli kanallarda bir çok sorun ve bunlara bağlı başarısızlıklar yaşanabilmektedir.

Eğimli kök kanalında eksik preparasyon ve eksik kanal dolgusuna yol açan basamak oluşumu, enstrüman kırıkları, strip perforasyonlar, apikal transportasyon gibi bir çok başarısızlıklar yaşanabilmektedir. Hekimin eğim derecesine uygun kanal enstrüman seti veya uygun preparasyon tekniği kullanmaması ve bilgi yetersizliği en önemli başarısızlık nedenleridir.

Buchanan ²⁰ 2001 yılında yayınlanan makalesinde hekimlerin en çok şikayet ettiği kalsifiye kanal problemine değinerek aslında kalsifiye kanalın çok ender görülebileceği geri kalan kalsifiye kanal olgularının bir çoğunda hekimin konuyla ilgili bilgi yetersizliğini öne sürmekte ve eğimi fazla olan veya basamak oluşmuş dişlerin kalsifiye gibi algılandığını, aslında bu sorunun kanal eğiminin preparasyona başlamadan önce belirlenerek kanal enstrümanına ön eğim verilmesi ile çözülebileceğini bildirmektedir.

Mekanik Preparasyon Yapılmış kök kanallarının İnceleme Metodları

Preparasyon şekilleri deneysel endodontide farklı yöntemlerle incelenmiştir. Bununla beraber preparasyon öncesi ve sonrası kök kanalını ayrıntıları ile inceleyebilecek metot sayısı çok fazla değildir. Rezin bloklar üzerinde çalışıldığında inceleme metotları artabilmektedir.

- Rezin bloklarda kanalın preparasyon öncesi silikon ölçü maddesi ile kalıbı çıkartılır. Aynı ölçü maddesi ile postoperatif aşamada kanalın kalıbı çıkartılarak preoperatif ve postoperatif kanal geometrisi 3 boyutlu olarak karşılaştırılabilir ve değerlendirilebilir. Fakat bu metotta kullanılan örnek çekilmiş diş olduğunda kanalın özelliklerinden dolayı ölçü alınması mümkün olmamaktadır²¹.

- Çekilmiş dişlerde inceleme yöntemi olarak muflalama metotları geliştirilmiştir. Bu metotlarda hazırlanan kökler istenilen seviyelerinden kesilerek, kök kesitleri elde edilir ve farklı çeşitlerde üretilmiş muflalama sistemleri ile sabitlenir. Muflaya alınmış kök kesiti sabit düzenekli kamera sistemleri yardımı ile fotoğraflanır. Daha sonra muflanın parçaları yani dişlerden alınan kesitler birleştirilir ve kök bütünlüğü tekrar oluşturulur. Örnek üzerinde preparasyon işlemi yapılır ve mufla tekrar parçalarına ayrılır ve aynı sabit düzenekle fotoğraflanır. Böylece aynı kesitlerin preoperatif ve postoperatif olarak fotoğrafları elde edilmiş olur. Bu fotoğraflar bilgisayar yardımı ile ya da slayt haline getirilip preoperatif ve postoperatif kesitler üst üste karşılaştırılarak inceleme yapılır. Fakat bu metotta köklerin kesitlerinin hazırlanması esnasında madde kaybı olmakta ve preparasyon öncesi mufla tekrar birleştirildiğinde parçaların ilk baştaki gibi üst üste çakışması ve tam bir bütünlük oluşturması mümkün olmayabilmektedir²².

Muflalama işleminde köklerin muflaya alınmasından önce ya da alındıktan sonra incelemesi yapılacak olan kesitlere ayrılması işlemi kökten madde kaybına neden olan bir işlemdir. Kökleri ayırmakta kullanılan enstrüman ne kadar keskin olursa olsun kökte madde kaybına neden olabilmekte ve bu kayıp muflalama ile kökün

bütünlüğünün tekrar sağlanmasında sorunlar yaratabilmektedir. Bir cismi kesitlerinin bütünlüğünü bozmadan kesit halinde izlemenin günümüzde en iyi yolu bilgisayarlı tomografidir^{23,24, 25,}

Kök kanal Dolgu Yöntemleri

Modern endodontinin kök kanalı preparasyonu kadar önem verdiği aşamalarından birisi de prepare edilmiş olan kanalın üç boyutlu ve hermetik olarak doldurulmasıdır.

Kök kanal tedavisinde preparasyonu yapılmış olan kök kanalının doldurulmasının nedenleri şu şekilde özetlenebilir:

1* Koronal bölümden apikal bölgeye sızıntıyı önlemek.Doldurulmamış ya da eksik doldurulmuş kanalların apikaline sızan eksuda mevcut mikroorganizmalara çoğalma zemini hazırlayabilir ve iyileşmeyi bozabilir.

2* Kök kanalı içinde bakteriyel kolonizasyonun önlenmesi. İyi doldurulmuş kök kanallarında dentin duvarları ile kanal dolgusu arasında kalan mikroorganizmalar hayatlarını sürdüremezler ve patoloji kaynağı oluşmaz .

3* Kök kanal dolgusu preparasyondan sonra geride kalan diş yapılarına destek özelliği taşır.

4* Kök kanalının iyi bir şekilde doldurulması ile periapikal dokularda biyolojik iyileşme için uygun koşullar elde edilmiş olur.

Endodontik tedavi işleminde kök kanal dolgusu aşamasına gelindiğinde operatörün elinde kanal dolgu maddesi olarak farklı materyaller ve kanal dolgu tekniği

olarak farklı seçenekler bulunmaktadır. Bununla beraber kanal dolgu yöntemleri kanal preparasyonunda bazı farklılıklar gerektirebilmektedir.

Hekimin kanal dolgu materyallerini ve uygulama yöntemlerini iyi bilmesi ve endodontik tedavi endikasyonu bulunduğu kanal doldurma yöntemini tasarlayarak preparasyonu buna göre yapması işlemleri kolaylaştıracaktır.

Guta Perka İle kök kanal Dolgu Yöntemleri

Guta perka kök kanallarına farklı yöntemlerle doldurulabilmektedir. Bu yöntemler arasında :

- Lateral kondensasyon yöntemi
- Vertikal kondensasyon yöntemi
- Guta perkayla termomekanik kondensasyon yöntemi
- Düşük ısıli guta perka enjeksiyon yöntemi
- Devamlı ısı ile obturasyon yöntemi

sayılabilir.

Günümüzde bu yöntemlerden ısıli teknikler ön plana çıkmaktadır.

Devamlı ısı ile obturasyon yöntemi

System B Model 1005 Analytic Technology (Redmond, WA,USA) firması tarafından piyasaya sürülen bir kanal doldurma setidir. Kanal içerisine yerleştirilen guta perkanın ısıtılması yoluyla yumuşatılması ve vertikal kondensasyonla kanal boşluğunun doldurulması temeline dayanır.

Sistem kanala yerleştirilen guta perkaya ısı iletmek amacı ile geliştirilmiş 4 adet uca doğru incelen enstrüman ve bu enstrümanların bağlandığı, ısının dijital olarak kontrol edilip ayarlanabildiği, elektrik şarjlı bir ısı üretim kaynağından oluşmaktadır.

Benzer diğer tekniklerden farkı guta perkaya ısı uygulaması işleminin sürekli olmasıdır. Yöntemde deneyim kazanıldığında kanal doldurma işlemi çok kısa sürede tamamlanabilmektedir.

Kesintili ısı uygulaması ile devamlı ısı uygulaması arasındaki temel farklılıklar özetlenirse; sürekli ısı tepicileri dışarı çıkarılmadan devamlı basit hareket ile apikale doğru ilerleme sağlanmaktadır. Kesintili ısı uygulamasında ise sonuç 4 ya da 5 harekette elde edilebilmektedir. Kesintili olarak uygulanan ısı işleminde vertikal baskı ile yan kanallara ve kanal düzensizliklerine doğru giden guta perka zaman zaman soğumakta, bu da kanal içerisindeki akış esnasında sertleşen guta perka nedeni ile yetersiz veya eksik dolgulara neden olmaktadır. Devamlı ısı ile obturasyonda ise, guta sertleşmeye fırsat bulamadan vertikal baskı ile düzensizlikleri doldurmaktadır. Servikal seviyedeki kanallarda ise devamlı ısı ile obturasyonda tepici kanaldan çıkarılmadığı için guta akışı çok daha kolay olmaktadır.

Sistemin bölümleri

Isı üretim kaynağı : Aletin ana parçası ısı derecesi ve gücü ayarlanabilen dijital göstergeli bir ısı üreticisidir. şarj olabilen pilleri sayesinde cihaz elektrik kablo bağlantısı olmadan kullanılmaktadır. Enstrüman ucunda oluşan ısının dijital bir gösterge ile ayarlanabilmesi cihazın kullanımını kolaylaştırmaktadır. Alet üzerinde ısıyı devamlı olarak ya da hekimin isteğine bağlı olarak kısa sürelerde uygulamasını sağlayabilecek bir kontrol düğmesi de bulunmaktadır. Hekim ısı uygulama süresini isterse enstrümanların ucuna takıldığı başlıktaki bir düğmeden ya da isterse cihaza bağlanan bir pedala ayağıyla dokunarak ayarlayabilmektedir. Cihazın oluşturduğu ısı 100 C ile 599 C arasındadır.

Başlık: Hekimin enstrümanları kontrol etmesini sağlayan el apareyidir. Hekimin tutacağı kısımda ve hastayı korumak için el aletinin tamamında ısı yükselmemektedir. Enstrümanlar başlığa sıkışarak takılmaktadır. Hekimin parmak hizasında olan metal çıkıntı üzerine parmakla bastığı sürece alet ucuna ısı iletmektedir.

Enstrüman seti: 4 adet koniklikleri farklı, uç çapları eşit olan enstrümandan oluşmaktadır. Ebatlar fine, fine-medium, medium, medium-large olarak gösterilmektedir.(Tablo 4)

Tablo 4 : Farklı System B tepicilerinin ebatları.

	Uç çapı	Uzunluk	Maksimum çap	Koniklik
FINE	0,55 mm.	21,6 mm.	1,14 mm.	0,027
FM	0,55 mm.	21,6 mm.	1,57 mm.	0,047
MEDIUM	0,55 mm.	15,5 mm.	1,57 mm.	0,066
ML	0,55 mm.	12,9 mm.	1,57 mm.	0,084

Enstrümanlar bütünüyle metalden yapılmıştır. Bununla beraber ısı oluşumu uç bölümden başlamaktadır. Bu da hekimi ve hastayı istenmeyen ısı temaslarından korumakta ve aynı zamanda enstrümana lastik stop takılabilmesini olanaklı kılmaktadır. Lastik stoper çalışmada mesafe kontrolünü sağlar. Enstrümanlardan fine ve fine-medium olanlar diğerlerine göre daha esnek olduğu için eğri kanallarda çalışabilme imkanını sağlarken, düz kanallarda daha çok tercih edilmesi gereken enstrüman medium olanıdır. Enstrüman kök kanalında apikalden 5-6 hatta 7 mm. uzağa konumlandırılır. Bu mesafede enstrüman ucu kanal duvarına tam uyum göstermeli, fakat dentin duvarlara temas etmemelidir. Enstrümanın dentin duvarlarına teması kanalda vertikal kondensasyonu olanaksız kılar ve yetersiz kanal dolgusuna neden olur. Bu yüzden hazırlanmış olan kanal preparasyonu kullanılacak olan enstrümandan bir miktar daha geniş olmalıdır. Bununla birlikte enstrümanın kanal genişliğinden fazla küçük olması, enstrümanla kanal duvarları arasında daha fazla boşluk kalmasına ve

kondensasyon sırasında guta-perkanın bu boşluğa kaçarak yetersiz kanal dolgusuna neden olacağından istenilen bir durum değildir.

Kök kanal dolgusunda standart olmayan guta perka konlar kullanılır.

Uygulama tekniği

Kanalın uç (apikal) bölümünün doldurulması (down packing):

Kök kanal preparasyonu istenilen seviye ve genişlikte bitirildikten sonra kanal apikalinde tıkama sağlayan ve kanala tam uyum gösteren non standardize guta perka kon seçilir. Kon kanal patına bulandıktan sonra kanala yerleştirilir.

Sistem B ısı kaynağının ucuna uygun kalınlıktaki uç takılır. Isı kaynağı 200 ± 10 °C ve kesikli ısı moduna ayarlanır. Daha sonra tepici uç ana kon guta perkanın yanından apikaldeki sıkışma noktası yakınlarına kadar yerleştirilir ve 1-2 saniye süreyle alet aktive edilerek ısı uygulanır. Bu uygulama ile guta perka yumuşar ve ısı uygulanmadan 5-10 saniye süre ile vertikal olarak kondanse edilir. Daha sonra 1 saniye daha ısı kaynağı aktive edilir ve kitleye ısı uygulanır. Bu uygulamaya ayrılma ısı denir. Bir saniyelik uygulamadan sonra alet kanaldan dışarı çıkartılır. Alet çıkarılırken guta perkanın koronal parçası da beraberce çıkar. Apikalde ısıtılarak yumuşamış guta perka bölümü ise, kanal ayrıntılarına girerek yoğunlaşır. Bu şekilde bir çok vakada down packing işlemi tamamlanmış olur. Oval kanallarda destekleyici konlar kullanılarak tekrarlanan ısı uygulamaları ile düzensiz şekilli kanal doldurulur. Post uygulaması gerektiğinde kanal dolgu işlemi bu seviyede bitirilir.

Kanalın geride kalan (koronal) bölümünün doldurulması (back packing)

Post yerleştirilmesi gerekmeyen durumlarda kanalın geri kalan bölümünün doldurulması için başlangıçta seçilen ana kon ile aynı kalınlıkta guta perka kon seçilir. Bu kon kanal patına bulanır ve kanala yerleştirilir.

Altta ısı uygulanmış ve vertikal olarak sıkıştırılmış olan guta perka henüz tam soğumadığı için ikinci guta perka kon ılık olan kitleye yapışır. Bu da kanal dolgusu işlemini kolaylaştırır.

Guta perka kon kanala yerleştirildikten sonra down packing den farklı olarak ısı kaynağı 100 C° ye ayarlanır. Sonra kanala yerleştirilen enstrüman 1,5 saniye aktive edilir. Bu ısı uygulaması ile guta perka kon yumuşar ve yine vertikal kondensasyonla sıkıştırılır. Kanal içinde daha yüksek ısı uygulaması ya da daha uzun süre uygulama guta perka konun enstrümanla birlikte yerinden çıkmasına neden olur. İşlemden sonra kanala tekrar bir kon yerleştirilerek işlem tekrarlanır ve kanal dolgusu bitirilir.

Tekniğin avantajları :

1. Yeterli mekanik preparasyon yapıldığında apikalde guta perka güvenli bir şekilde yerleştirilebilir.

2. Yöntem eğri kanallarda da uygulanabilmektedir.

3. Apikaldeki lateral ve aksesuar kanallar ve apikal deltalar down packing esnasında dolabilmektedir.

4. Tek bir tepici ile hem ısı uygulanıp hem de kondensasyon yapılabilirdiği için kompleks bir sistem değildir.

5. Down packing genellikle tek bir harekette, back filling ise, iki ya da üç hamlede tamamlanabilmektedir.

6. Diğer yöntemlere göre (lateral kondensasyon, vertikal kondensasyon) oldukça kısa sürede uygulanabilmektedir ,^{26,27, 28,} .

İnceleme metodu olarak Bilgisayarlı Tomografi (BT) kullanımı

BT çalışma prensibi

1970' lerde ortaya çıkarılmış, vücudun kesit şeklinde görüntülerinin elde edildiği bir görüntüleme yöntemidir.

Yöntem; vücudun ince bir kesitinden geçen X ışınlarının attenuasyonlarının yani zayıflamalarının detektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımı ile görüntü oluşturulması temeline dayanır.

X ışını demeti tarama yapılacak hastanın etrafında 360°'lik bir daire çizerek ölçüm yapar. Bu ölçümler daha sonra görüntü oluşturmak üzere bilgisayara aktarılır. Bir başka deyişle objeden geçen X ışınlarını ölçen dijital (sayısal) veriler üretilir, bu sayısal veriler bir dansite skalasına dönüştürülür ve görsel bir imaj oluşturmak üzere kullanılır.

BT aygıtları 3 ana bölümden oluşur;

- 1-X ışını kaynağı ve detektörlerin bulunduğu tarayıcı
- 2-Bilgilerin toplanıp değerlendirildiği bilgisayar
- 3-Görüntülerin yapıldığı ve kaydedildiği görüntüleme ünitesidir.

Tarama üniti; X ışını tüpü ve detektörlerin bulunduğu, ortasında ise incelenecek kesimi içine alan bir açıklığı bulunan "gantry" ile gantry açıklığı içine girip çıkabilen üzerinde hastanın uzandığı hareketli bir masadan ibarettir.

Röntgen tüpü ve detektörler her taramada hastanın çevresinde birbirine bağlı olarak dönerler. Bunun nedeni ise BT görüntüsünün oluşturulması için üzerinde çalışılan objenin farklı açılardan elde edilen profillerinin gerekliliğidir. Bunu sağlamak için

X ışını kaynağı ve detektör ikilisi objenin çevresinde belli bir bölgenin çok sayıda penetrasyon profilini çıkarmak üzere dönme hareketi yapar.

Tomografi çekimi esnasında X ışını yelpaze gibi dar bir şerit şeklinde sınırlandırılır (kolime edilir). Işın demetinin kalınlığı kesit kalınlığının karşılığı olarak operatör tarafından seçilir.

Kolimasyon (sınırlandırma) sonucu saçılma azalmış, dolayısıyla görüntünün kontrast ve geometrik rezolüsyonu artmıştır. Kesitin alınacağı seviye gantry'nin içinde bulunan ışıklı bir gösterge ile işaret edilir. Kesitin nereden başlayıp nereye kadar devam edeceğini saptamak için incelenen bölgenin dijital bir röntgenogramı alınır. Bunun için incelenecek bölge hareket etmeden tüp ve detektör arasından geçirilir.

Dijital olan bu röntgenograma "Skenogram, kılavuz görüntü veya topogram" denir. Bu kılavuz görüntü optik disklerde depolanacağı gibi film üzerine bir resim şeklinde kaydedilebilir.

Bir BT görüntüsünün ortaya çıkması tarama (scanning) işlemi ile başlar. BT'de radyografik görüntü filmle değil, hastanın içinden geçtikten sonra detektöre çarpan X ışını radyasyonu miktarını gösteren bir elektrik sinyalini kompütüre gönderen detektörle yakalanır. Bu detektörler vücuttan yayılan X ışını demetinin yoğunluğu ile orantılı olarak elektrik uyarıları (impulsler) üretirler. Çıkan demetin yoğunluğunu belirleyen bir çok faktör vardır; bunlar: orijinal X ışını demetinin enerjisi, X ışını kaynağı ile detektör arası mesafe ve en önemlisi taranan objedeki yapıların X ışınlarını tutma miktarıdır.

Her tarama objenin taranan bölgesine ait bir absorpsiyon-penetrasyon profili oluşturur. Aygıtlarda detektör olarak sodyum iyodit kristalleri kullanıldı. Günümüzde detektör materyali olarak daha çok sıkıştırılmış Xenon gazı kullanılmaktadır.

Penetrasyon profilleri dijital bir bilgisayarda depolanır. Taramanın tamamlanmasından sonra bilgisayar penetrasyon profillerinin kesişimi ile oluşturulan bir grid üzerinde dansite veya absorpsiyonu hesaplar.

Sonuçtaki imaj, tek tek noktaların veya piksellerin bir görüntüsünden oluşur. BT görüntüsü piksel adını verdiğimiz resim elementlerinin bir matrisinden ibarettir.

Seçilen kesit kalınlığının piksel yüzeyi ile çarpımı sonucu ortaya çıkacak volüme voksel adı verilir. Her resim elementi seçilen kesit kalınlığına göre bir hacime sahiptir.

Her pikselin boyutunu tarama geometrisi, ölçümlerin frekans ve yerleri, penetrasyon profillerinin sayısı, X ışını kaynağı ve detektörlerin boyutu belirler. Her pikselin dansitesine karşılık gelen BT sayısı vücuttaki yapıların X ışın demeti absorpsiyonunu temsil eder. BT sayıları dansiteyi ve absorpsiyon-penetrasyonu temsil ettiğinden bilgisayar her BT sayısına karşılık gelen farklı renkleri ya da gri tonlarını basarak bir görüntü oluşturur. Sayısal değerler parlaklık seviyelerine dönüştürülerek ekranda gösterilir veya kağıda basılabilir. BT görüntülerinin çözünürlüğü piksel boyutlarına bağlıdır.

Bir piksel organizmadaki karşılığı olan vokselin ortalama X ışını attenuasyon değerini gösterir. Dolayısıyla vokselin içini kısmen dolduran bir oluşum ayrı bir obje olarak seçilemez ve pikselin yoğunluğu da vokselin içindeki yapıların ortalama yoğunluğudur. Pikseller taşıdığı sayıların karşılığı olan gri tonları alır. Böylece siyah, beyaz ve aradaki gri tonlardan oluşan BT görüntüsü elde edilmiş olur. İnsan gözü az sayıda gri tonu ayırabilir. Bu nedenle (+) 1000 ve (-) 1000 görüntüsünde farklı gri tonlu bir çok yapı bir ton içinde kaybolarak görülemez. Bunu önlemek için "pencereleme" (windowing) denilen bir yöntem uygulanır.

Pencerelemede gri ölçekteki tüm değerler Haunsfield skalasındaki seçilen bir aralığı boyamada kullanılır. Seçtiğimiz bu alanın alt ve üst sınırları arasındaki açıklığa pencere genişliği (window width), ortasındaki sayıya da pencere seviyesi (window level) adı verilir.

Pencere seviyesi ve pencere genişliği seçilen bölgedeki farklı yoğunlukların demonstrasyonunu sağlar. Operatör bilgisayarının başında arzu edilen bilgiyi çıkartana kadar görüntüyü maniple edebilir. BT bilgisayarının sağladığı kolaylıklardan biri de rekonstrüksiyon (reformasyon) dur. BT görüntülerinde detay radyografilerdeki kadar iyi değildir. Ancak BT' lerde geometrik hassasiyet daha fazladır.

Diş Hekimliğinde Bilgisayarlı Tomografi (BT) Kullanımı

Diş hekimliğinde BT baş ve boyun patolojisinin değerlendirilmesinde hem tanı hem de cerrahi planlama için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde önemli bir kullanımı tümörleri, kistleri ve enfeksiyonları içeren baş-boyun patolojilerinin varlığının ve ebatlarının değerlendirilmesidir. Lezyon kemiklerde sınırlanmış olarak ortaya çıkmış ise standart intraoral veya panoramik radyografiler genellikle yeterli olmaktadır. Lezyonun boyun, maksiller sinüs, nazalkavite veya başın herhangi bir yumuşak dokusuna uzandığı zaman BT görüntüsü patolojinin karakterini ve yayılımını belirlemede faydalıdır. Hastalığın yayılım miktarının ölçümünde tekniğin çok sayıda düzlemde görüntü oluşturma yeteneği çok değerlidir.

BT nin endodontik araştırmalarda kullanılması

Dişlerin BT ile taranması örneklerin kesit alınarak incelenmesinin yerini tutabilecek bir araştırma metodu olarak ön plana çıkmıştır. BT taraması kesit alma işlemi esnasında meydana gelebilecek olan madde kaybı ile boyut azalması, ya da operatif işlemlerde örneklerin zarar görmesi risklerini ortadan kaldırır.

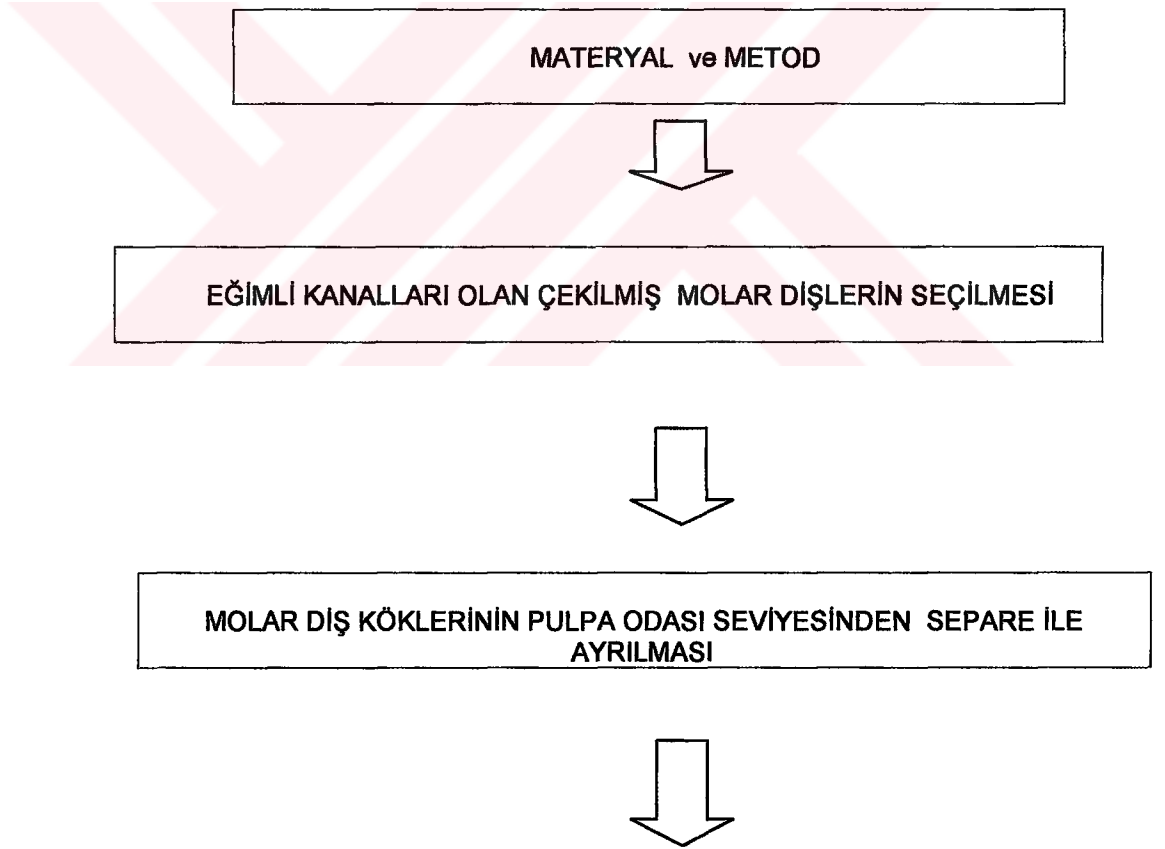
Örneklerden preoperatif olarak kesit alınmasından sonra operatif işlemler gerçekleştirilebilir ve daha sonra aynı seviyelerden tekrar BT kesitleri alınarak ilk alınan kesitlerle bilgisayar ortamında karşılaştırılabilir.

Kök kanallarında olan eğrilikler, basamaklar ve benzeri anatomik engeller BT yönteminde kesit almaya engel teşkil etmemektedir²⁹.

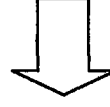
GEREÇLER VE YÖNTEM

Bu araştırmada kök kanal dolgusunda System B tepicisinin kullanılacağı farklı eğimli köklerde üç farklı enstrüman seti ile hazırlanmış olan kanal preparasyonları, tomografik kesitlerde kaldırılan dentin miktarı, kalan dentin miktarı ve transportasyon açısından değerlendirildi (Tablo 5). Ayrıca enstrüman deformasyonu ve çalışma boyutu kaybı değerlendirmeleri yapıldı.

Tablo 5 : Tomografik inceleme planı



KÖKLERİN SİLİKON ÖLÇÜ MADDESİNDEN HAZIRLANAN KALIPLARA GÖMÜLMESİ



OLUŞTURULAN SABİT DÜZENЕКTE KÖKLERİN DİJİTAL RADYOGRAFLARININ
ÇEKİLMESİ ve KAYDEDİLMESİ



RVG GÖRÜNTÜLERİNİN AKTARILDIKLARI PROGRAMDA SCHNEIDER
METODUNA GÖRE KANAL EĞİMLERİNİN ÖLÇÜLMESİ VE SINIFLANDIRILARAK
NUMARALANDIRILMASI



1.DENEY GRUBU
ÖRNEK SAYISI:
36 Profile GT



2. DENEY GRUBU
ÖRNEK SAYISI:
36 QUANTEC



3.DENEY GRUBU
ÖRNEK SAYISI :
36 EL EĞESİ

HER DENEY GRUBUNDAKİ KÖKLERİN HAZIRLANMIŞ OLAN 3 ADET
SÜNGER KALIBA GÖMÜLEREK SABİTLENMESİ



SÜNGER KALIPLARIN PREOPERATİF TOMOGRAFİLERİNİN ÇEKİLMESİ
ve GÖRÜNTÜLERİN BASILMASI



GRUPLARDAKİ KÖKLERE BELİRLENEN ENSTRÜMAN SETLERİ VE
TEKNİKLERLE GENİŞLETME UYGULANMASI



GENİŞLETME İŞLEMİ SONRASI POSTOPERATİF TOMOGRAFİ ÇEKİLMESİ ve
GÖRÜNTÜLERİN BASIMI



PREOPERATİF ve POSTOPERATİF TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN
BİLGİSAYAR ORTAMINA TAŞINARAK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI



İSTATİSTİK YORUMLAMA

Kullanılacak dişlerin seçimi

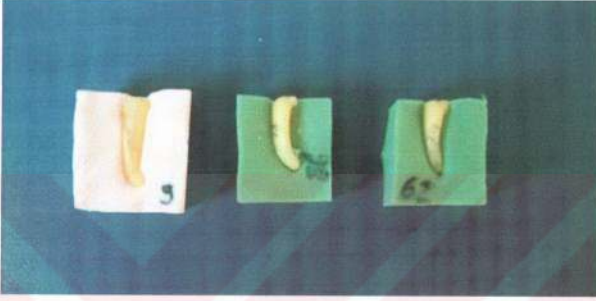
Bu çalışmada yeni çekilmiş insan alt ve üst birinci ve ikinci molar dişleri seçilerek dişlerin mesial, distal ya da palatinal kökleri pulpa odaları seviyesinden su soğutması altında elmas separe (Risa Dental GmbH, Germany) ile kesilerek ayrıldı.

Ayrılan kökler dehidratasyonu engellemek için serum fizyolojik solüsyonu dolu bir cam kavanoza bırakıldı. 150 adet kök serum fizyolojik solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra preoperatif dijital radyografları (RVG Trophy, France) alındı. Kökler sert mumdan yapılmış 2 cm. boyunda ve 1 cm. genişliğinde kalıplara yerleştirilerek silikon ölçü maddesi ile sabitlendi. Her kökün içinde bulunduğu kalıp numaralandı.

Seçilen dişlerde preoperatif dijital radyograf çekimi

Silikon kalıplara yerleşmiş olan köklerin dijital radyograflarının alınması amacı ile sabit bir düzenek kuruldu. Bu düzende RVG cihazının sensörü röntgen cihazının tüp merkezine 30 cm. uzaklıkta sabitlendi. Sensör yüzeyinin düzgün bir dikdörtgen şeklinin bulunması, yine dikdörtgen şekilli ve içlerinde köklerin gömülü olduğu silikon kalıpların sabitlenmesini kolaylaştırdı. Her kalıp sensör üzerine yerleştirilerek röntgen cihazı 0,008 milisaniye dozda ayarlıyken dijital radyografları çekildi ve kalıpların üzerindeki numaraları bilgisayara kaydedilen görüntülerin isimleri olarak yerleştirildi.

Şekil 1; Örneklerin RVG çekim aşamasında yerleştirildiği silikon ölçü maddesinden hazırlanan kalıplar



Şekil 2 ; Örneklerden preoperatif olarak alınan RVG görüntüsü



Dişlerin kanal eğimlerine göre sınıflandırılması

Dijital radyografları çekilen 150 kökün kayıtları örneklerin gruplandırılması amacı ile bilgisayar ortamına aktarıldı (Corel Draw 9.0). Örneklerin sınıflandırılmasında Schneiderin açı ölçüm metodu ve kök kanal eğimi sınıflandırılması kullanıldı¹⁹. Yapılan ölçümler sonucunda kök kanalları açısal ölçümleri 0-10°, 10-25°, ve 25°< olmak üzere, kullanılacak her enstrüman seti için üç gruba ayrıldı (Tablo 6). Her bir grupta 12 diş olmak üzere toplam 108 kök kullanıldı.

Tablo 6; Örnek gruplandırması

Eğim grupları		GT Seti	QUANTEC Seti	EL EĞESİ Seti
DÜZ	0°-10°	N= 12	N= 12	N= 12
ORTA	10°-25°	N= 12	N= 12	N= 12
EGİMLİ	25°<	N= 12	N= 12	N= 12
		Toplam N : 36	Toplam N : 36	Toplam N : 36
TÜM ÖRNEKLER TOPLAMI : 108				

Toplam 108 dişin kök kanal eğimleri postoperatif kanal eğimi ölçümleri ile karşılaştırabilmek için kaydedildi.

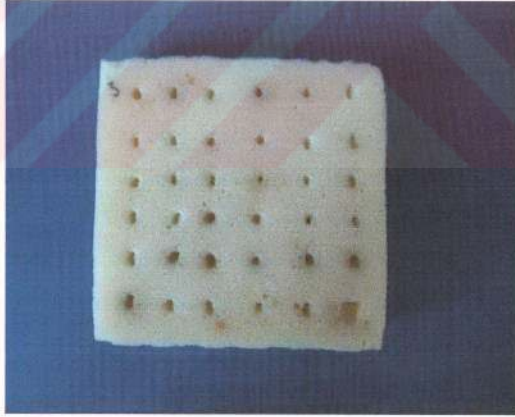
Seçilen dişlerde preoperatif bilgisayarlı tomografi çekilmesi

Gruplandırılan kökler önceden verilen numaraları değiştirilmeden sert süngerden yapılmış 18 cm. eninde ve 18 cm. boyundaki kare şeklindeki kalıpta kendileri için hazırlanmış olan yerlere koronal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde sıkı bir şekilde yerleştirildi. Her bir sünger kalıpta 36 kök olmak üzere toplam 3 sünger kalıpta 108 örnek toplandı.

Preoperatif ve postoperatif tomografi çekimleri ve incelemeler Somatom Plus S marka bilgisayarlı tomografi cihazı ile yapıldı. İncelenecek dişler sünger kalıplara yukarıdan aşağı ve sağdan sola altışar tane olmak üzere toplam 36 diş yerleştirildi.

Dişlerin başlangıç noktaları opak madde ile işaretlendi ve hepsi aynı başlangıç düzleminde olacak şekilde sıralandı. Temporal kemik ve yüksek çözünürlük modunda olmak üzere 1 mm. kalınlığında 85 mA ve 120 KvP değerlerinde çalışma öncesi kesitler alındı. Pencere genişliği ve levelinin gerçek anatomik değerlerle korelasyonu için dişlerdeki kanal genişliği milimetrik kumpasla hesaplandı. Pencere genişliği 2400 ve pencere leveli 600 olarak belirlendiğinde milimetrik kumpasla elde edilen genişliğin tomografik olarak ölçülen genişlikle birebir uyumlu olduğu izlendi. Bunun üzerine pencere genişliği 2400 ve pencere leveli 600 olmak üzere çalışma öncesi baseline incelemede kanal genişlikleri ölçüldü. Çalışma sonrası değerlendirme aynı cihaz, aynı mod, aynı parametreler kullanılarak gerçekleştirildi.

Şekil 3; Örneklerin preoperatif ve postoperatif tomografi çekimi öncesi yerleştirildikleri sünger kalıplar.



Kullanılan kök kanal genişletme sistemleri ve yöntemleri

Her üç gruba ait örneklerde preoperatif tomografi alınması işleminden sonra enstrüman setleri kullanıma başlamadan önce kök kanalına 10 numaralı el eğesi yerleştirildi ve apikalden görününceye kadar ilerletildi. Apikalden görüldüğü anda eğedeki lastik stoper sabitlendi. Kumpasla stopere kadar olan mesafe ölçüldü ve 1,5 mm. güvenlik payı çıkartılarak çalışma boyutu belirlenmiş oldu. Her enstrüman kullanım sırasına göre kullanıldı ve her kullanımdan sonra enstrüman yüzeyi temizlenerek gözle ve operasyon mikroskobu ile (Möller-Weidel Germany) deformasyon varlığı yönünden incelendi ve skorlandı. Yine her enstrüman değişiminde çalışılan kök kanalı 2 cc NaOCl ile basınçsız olarak irriga edildi.

Kök kanal genişletilmesinde ebatların belirlenmesi

Kök kanal dolgusunda kullanılacak System B Fine tepicinin apikalden itibaren 5 mm. lik mesafeye ulaşması esas alındığından, enstrümanın uç çapı olan 0,55 mm. bu bölgede ki yapılacak mekanik enstrümantasyonda minimal çap olarak alındı.

Şekil 4; Örneklerin preperasyonunda Profile GT ve Quantec enstrüman setlerinin kullanıldığı motor ve angldrüva



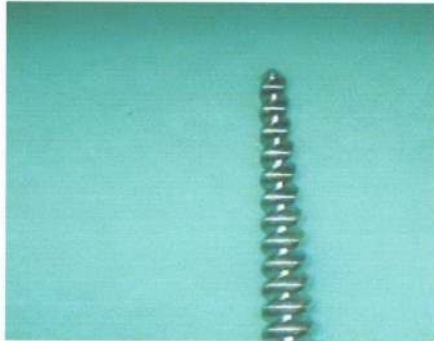
Profile GT Sistemi uygulanişı

Bu gruptaki örnekler Profile GT™ Rotary Files (Dentsply , Maillefer, FRANCE), A0368 kodlu 25 mm.lik set ile genişletildi. Çalışma boyutunun belirlenmesinden sonra kanal crown-down teknikle genişletildi. Genişletme torklu dijitalize edilmiş motorla yapıldı. (Tecnika, Digital Endodontic Motor, ATR, ITALY). Genişletmede 20/10, 20/08 ve 20/06 enstrümanlar 300 devirde kullanılarak kanal preparasyonuna başlandı. Koronal genişletme işlemi yapıldıktan sonra .04 serisi 35, 30, 25, ve 20 nolu enstrümanlar 150 rpm de sırasıyla uygulandı.

Mekanik işlemlerde apikal daralımdan itibaren 5. mm. de minimal çapın 0,55 mm. olması hesaplamasıyla preparasyon en az 35/04 nolu enstrümana kadar yapıldı.

İrrigasyon prosedürü standart olarak uygulandı ve her eğe her kullanımdan sonra operasyon mikrosobu ile (Möller-Weidel Germany) X24 büyütme ile incelenerek deformasyon için skorlandı.

Şekil 5; Çalışmada kullanılan Profile GT enstrüman (X 24 büyütme)



Quantec Sistemi ve uygulanışı

Bu grupta örnekler 25 mm. lik Quantec SC (Analytic Endodontics, Glendora California, USA) enstrüman seti ile genişletildi. Çalışma boyutunun belirlenmesinden sonra enstrümanlar kullanım sıralarına göre düzenlenerek önce koronal preparasyon, daha sonra apikal preparasyon ve son olarak da iki preparasyonun uyumunu sağlayan orta üçlü preparasyonu yapıldı. Mekanik işlemlerde apikal daralımdan itibaren 5. mm. de minimal çapın 0,55 mm. olması hesaplamasıyla en az 25 /08 nolu enstrümana kadar preparasyon yapıldı.

Şekil 6; Çalışmada kullanılan Quantec enstrüman (X24 büyütme)



Paslanmaz çelik el eğeleri ve uygulanışı

Bu grupta örnekler K-File 10-80, 25 mm., Maillefer, Dentsply, SWISS, seti kullanılarak prepare edildi. Bu grup için seçilmiş kökler çalışma boyutlarının belirlenmesinden sonra Balanced-Force tekniği kullanılarak prepare edildi³⁰.

Mekanik işlemlerde apikal daralımdan itibaren 5. mm. de minimal çapın 0,55 mm. olması hesaplamasıyla preparasyonun en az 50 /02 nolu enstrümana kadar yapılması hedeflendi.

Standart irrigasyon ve deformasyon inceleme işlemleri bu grup için de uygulandı.

Şekil 7; Çalışmada kullanılan paslanmaz çelik K tipi el enstrümanı (X24 büyütme)



Preparasyon ebatlarının kontrolü

Her üç grup için kök kanalı genişletme işleminin yeterliliği, kontrol eğelerinin kanala yerleştirilmesi ile kontrol edildi. Kontrol eğesi her enstrüman grubunda ayrı ayrı belirlenen ve o grup için System B kullanımına uygun genişliği sağlayan en küçük numaralı eğe olarak alındı. Her enstrüman grubunda kontrol eğesi kanal içerisine yerleştirildi ve tıkanma hissedilen son noktada stoperi sabitlenerek mesafe ölçüldü. Ölçülen mesafe ilk çalışma boyutu ile karşılaştırılarak aynı mm. değer bulunduğunda

yapılan tabloya ' 0 ' , farklı bir değer bulundu ise, + ya da – olarak bulunan fark değeri not edildi ve çalışma boyutu farkı olarak kaydedildi.

Son eğe kanaldan çıkarıldıktan sonra irrigasyon prosedürü tekrar uygulandı ve kanal kağıt konilerle kurulandı. Genişletme işlemi tamamlanan kök sünger kalıptaki yerine tekrar yerleştirildi.

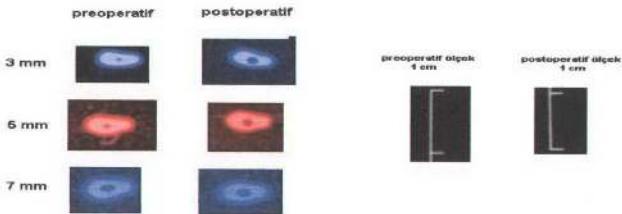
Postoperatif bilgisayarlı tomografi alınması

Çalışma sonrası postoperatif değerlendirme aynı cihaz, aynı mod, aynı parametreler kullanılarak gerçekleştirildi.

Görüntülerin incelenmesinde bilgisayar kullanımı

Deney gruplarında kullanılan örneklerin tamamının preoperatif ve postoperatif ölçümleri dijital ortamda, fotoğraf programları ve ölçüm programları kullanılarak yapıldı. Ölçüm kolaylığı sağlamak amacı ile alınan tomografi görüntüleri fotoğraf programında (Photoimpact 8) dış numaraları tespit edilerek 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. deki preoperatif ve postoperatif eşit seviyeler de bir araya getirildi, renklendirildi ve tomografiye ait gerçek boyut ölçükleri yerleştirildi (Şekil 8).

Şekil 8 ; Bilgisayar ortamında işlenip renklendirilmiş ölçülmeye hazır kesitler ve ölçükleri

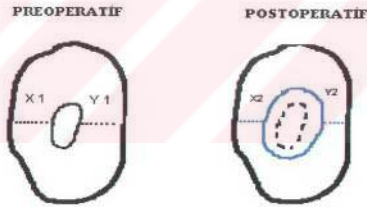


Photoimpact programında tomografi görüntüleri incelenerek aynı dişe ait olan istenilen seviyelerdeki dilimler (slice) ölçekleri ile beraber alındı ve ölçüme hazırlanmış her örneğe ait tablolar oluşturuldu.

Oluşturulan bu tablolar Corel Draw 9.0 programına aktarılarak öncelikle 1 cm. lik ölçeğe denk gelen uzunluk birim olarak belirlendi daha sonra dilimler istenilen bölgelerden ölçülerek birimleri kaydedildi ve ölçek birimi ile karşılaştırılarak mm.lik ölçüye çevrildi.

Kök kanalının alınan preoperatif ve postoperatif tomografileri bir araya getirildikten sonra mevcut dentin miktarı, kalan dentin miktarı ve kaldırılan dentin miktarları ölçüldü.

Grafik 1; Preoperatif ve postoperatif kesit ölçüm grafiği



Aynı kök kanalının eşit seviyedeki preoperatif ve post operatif tomografik kesitini simgeleyen bu çizimde:

$X1$ = İşlem öncesi kök kanalının kökün dış kenarına en yakın mesafesi

$Y1$ = İşlem öncesi kök kanalının kökün iç kenarına en yakın mesafesi

$X2$ = İşlem sonrası genişleyen kök kanalının kökün dış kenarına en yakın mesafesi

$Y2$ = İşlem sonrası genişleyen kök kanalının kökün iç kenarına en yakın mesafesi olarak alındı ³¹ (Grafik 1).

$X1$, $X2$, $Y1$, $Y2$ mesafeleri Corel Draw 9.0 programında ölçüldü ve 1 cm.lik ölçekle kalibre edildi. Kök kanalında 3 farklı kesitten ve her kesitte 2 farklı bölgeden yapılan ölçümlerle aşağıdaki veriler elde edildi.

Preparasyonda kaldırılan dentin miktarı

İşlem esnasında kaldırılan dentin miktarı $X1 - X2$ ve $Y1 - Y2$ olarak ölçüldü. Ölçümler sonucunda bulunan değerler kaldırılan dentin miktarı olarak kaydedildi.

Preparasyon sonrası kalan dentin miktarı (strip perforasyon riski)

$X1$ = X kadranında işlem öncesi mevcut dentin miktarını mm. cinsinden

$X2$ = X kadranında işlem sonrası kalan dentin miktarını mm. cinsinden

$Y1$ = Y kadranında işlem öncesi mevcut dentin miktarını mm. cinsinden

$Y2$ = Y kadranında işlem sonrası kalan dentin miktarını mm. cinsinden

göstermektedir.

Kanalda transportasyon

Kök kanalından alınan preoperatif ve postoperatif tomografik kesitler bilgisayara aktarıldıktan sonra ölçüm programlarında yapılan karşılaştırmada her bir alet grubu için 3, 5, 7 mm. deki preop ve postop kesitler birbirleriyle karşılaştırıldı. Kök kanallarında 3 farklı seviyede preparasyon sonrası kanalda transportasyon olup olmadığı incelendi.

Çalışma yapılırken setlerin kullanımı sırasında ise aşağıdaki incelemeler yapıldı.

Çalışma boyutu değişimi

Her üç gruba ait örnekler de preoperatif tomografi alınması işleminden sonra enstrüman setleri kullanıma başlamadan önce kanal açıklığını belirlemek ve kanal boyutunu belirlemek amacı ile kanala yerleştirilen 10 nolu K tipi eğe kök ucundan görününceye kadar ilerletildi. Kök ucunda görüldüğü boyutta lastik stoper ile sabitlendi ve stoper ile belirlenen bu boyut kumpas yardımı ile ölçüldü ve kaydedildi. Kaydedilen boyuttan 1,5 mm. lik güvenlik payı çıkartılarak çalışma boyutu belirlendi.

İşlem sonrasında kontrol eğeleri kanala yerleştirildi ve kanal da eğenin son sıkıştığı yerde stoper sabitlenerek mesafe kumpasla ölçüldü. Yapılan tabloda aradaki fark + ya da - değer olarak milimetre cinsinden yazıldı eğer kontrol eğesi çalışma boyutuna ulaşmışsa tabloda 0 olarak kaydedildi.

Enstrüman deformasyonu

Çalışma gruplarında her enstrüman seti kullanımından sonra yıpranmaya yol açabilecek kullanım tekrarını belirlemek amacı ile su dolu ultrasonik banyoda 15 dakika süreyle bırakılarak yüzeyi dentin parçacıklarından temizlendi daha sonra operasyon mikroskopunda X24 büyütmede incelenerek aletlerdeki gözle görülmeyecek deformasyonlar belirlendi. Kırık alet, alette yapı bütünlüğünün bozulması ve bozulma derecesi birden fazla lokalizasyonda bütünlük bozulması gibi enstrüman deformasyonları skorlandı. Görülen defektler sınıflandırıldı ve belli bir defekt düzeyi sonrasında enstrüman kullanımdan kaldırıldı (Tablo 7).

Tablo 7; Örnek deformasyon skorlaması

DEFORMASYON ŞEKLİ	SKOR	
Gözle Görünür ve Büyütmede Görülen Deformasyon Yok	0	Kullanıma devam edilmiştir
Gözle Görünür Deformasyon Yok Büyütmede Tek Lokalizasyonda Deformasyon	1	Kullanıma devam edilmiştir
Gözle Görünür Deformasyon Yok Büyütmede Birden Fazla Lokalizasyonda Deformasyon	2	Kullanıma devam edilmiştir
Gözle Görünür Deformasyon	3	Kullanıma devam edilmemiştir
Enstrümanda Bütünlük Bozulması	4	Kullanıma devam edilmemiştir
İşlem Esnasında Enstrüman Kırığı	5	Kullanıma devam edilmemiştir
Kullanıma Devam Edilmemiştir	*	

Enstrümanların kullanım tekrar sayısı ve oluşan deformasyonların tanımlanması ve belirlenmesi için oluşturulan skorlama tablosu ve çalışma sonucunda elde edilen skorlar kaydedildi. Çalışmada her enstrüman setinden 2 adet set kullanıldı.

İstatistik Yöntem

Elde edilen verilerde üzerinde durulan özellik bakımından grupların karşılaştırılmasında 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği kullanıldı.

Faktörlerden birincisi kullanılan enstrüman seti faktörü olup EI eğesi, Quantec seti, ve Profile GT seti olmak üzere üç seviyesi bulunmaktadır.

Faktörlerden ikincisi kanal eğimleri faktörü olup düz, orta ve eğimli olmak üzere üç seviyesi vardır.

Faktörlerden üçüncüsü derinlik faktörü olup 3 mm, 5 mm ve 7 mm olmak üzere üç seviyesi vardır. Tekrarlanan ölçümler bu faktörlerin seviyeleri arasında yapıldı.

Faktörlerin seviyelerinin ortalamaları arasındaki farkların önemli olup olmadığı çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

BULGULAR

Kaldırılan dentin miktarı

Tomografisi alınıp inceleme için belirlenen farklı seviyelerdeki kök kanalı kesitlerinde iki farklı noktada kaldırılan dentin miktarı ölçülerek X ve Y adı verilen aynı kesitteki iki farklı kadrant istatistik olarak ayrı ayrı irdelendi.

Kaldırılan dentin miktarı X parametresi istatistik olarak değerlendirildiğinde; düz (0,183 mm), orta (0,191 mm) ve eğimli (0,245 mm) kanallar arasında, kullanılan 3 farklı enstrüman seti el eğesi (0,191 mm) seti, Profile GT motorlu enstrüman seti (0,236 mm), Quantec motorlu enstrüman seti (0,192 mm) arasında ve farklı derinlik seviyeleri olan 3 mm.(0,193 mm), 5 mm.(0,191 mm) ve 7 mm.(0,235 mm) seviyeleri ortalamaları arasında istatistik olarak bir farklılık bulunamadı.

Analiz sonundaki tüm interaksiyonlarda istatistik olarak önemsiz bulundu.

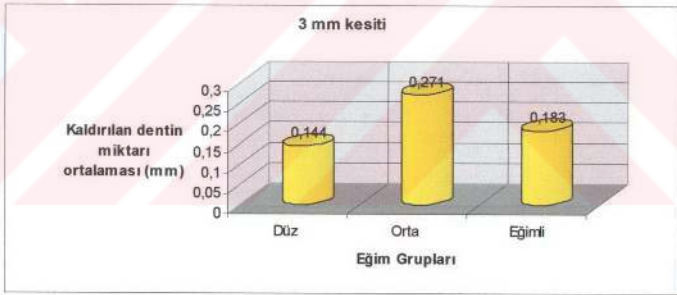
Kaldırılan dentin miktarı Y parametresi bakımından yapılan hesaplamalar sonucunda, kullanılan 3 farklı enstrüman seti el eğesi seti (0,268 mm), Profile GT motorlu enstrüman seti (0,204 mm), Quantec motorlu enstrüman seti (0,194) arasında istatistik olarak fark bulunamadı. Farklı derinlik seviyeleri olan 3 mm , 5 mm. ve 7 mm. seviyeleri ortalamaları ve eğim faktörünün seviyeleri olan düz, orta ve eğimli kanallar arasındaki interaksiyon istatistik olarak önemli bulundu.

Kanal derinliği X kanal eğimi interaksiyonunun önemli bulunması bilindiği üzere derinliklerin ortalamaları arasındaki farkların eğimden eğime değiştiği veya başka bir deyişle eğimlerin ortalamaları arasındaki farklılıkların derinlikten derinliğe değiştiği anlamını taşır.

Bu nedenle kanal eğim grupları ortalamaları arasındaki farklılıklar 3 mm, 5 mm. ve 7 mm. lik derinliklerde ayrı ayrı irdelendi. Benzer şekilde kanal derinliklerinin ortalamaları arasındaki farklılıklarda her bir kanal eğimi tipinde ayrı ayrı irdelendi.

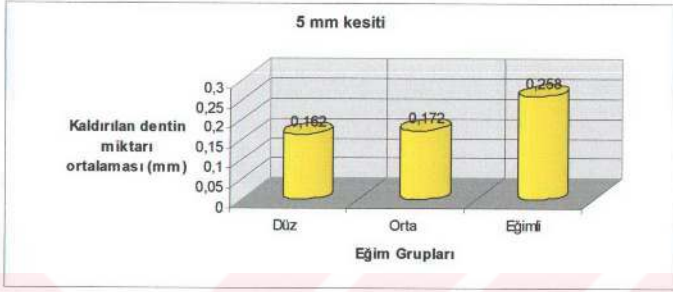
Derinlik seviyesi X Eğim grupları interaksyonu istatistik olarak değerlendirildiğinde 3 mm. derinliğinde düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunurken, düz grup ile eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmadı. Orta eğimli grupta kaldırılan dentin miktarının diğer eğim seviyelerine göre daha fazla olduğu belirlendi (Bonferroni çoklu karşılaştırma testi, $p < 0,05$).

Grafik 2: Y kadrnında 3 mm. derinlikte eğim grupları arasında kaldırılan dentin miktarı



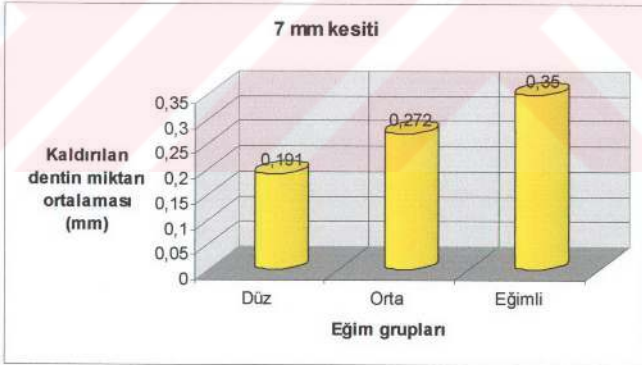
5 mm. derinliğinde düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken, düz grup ile orta eğimli grup, eğimli gruptan istatistik olarak farklı bulundu. Eğimli grupta kaldırılan dentin miktarının diğer eğim seviyelerine göre daha fazla olduğu belirlendi.

Grafik 3: Y kadrnında 5 mm. derinlikte eğim grupları arasında kaldırılan dentin miktarı



7 mm. derinliğinde her üç eğim grubu arasında istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 4: Y kadrnında 7 mm. derinlikte eğim grupları arasında kaldırılan dentin miktarı.

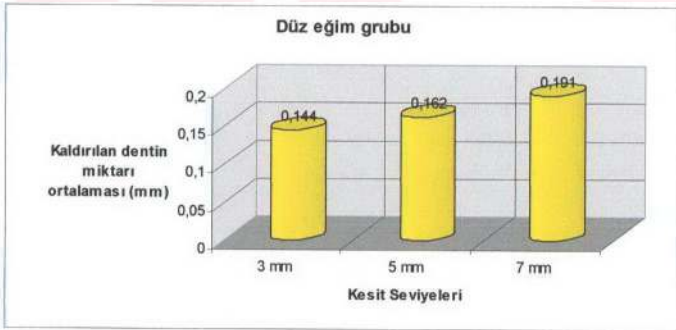


Grafik 5: Y kadranda tüm kesitlerde eğim grupları arasında kaldırılan dentin miktarı.



Düz grupta 3 mm, 5 mm. ve 7 mm.lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamalarında istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 6: Y kadranda düz eğim grubunda kesitler arasında kaldırılan dentin miktarı.



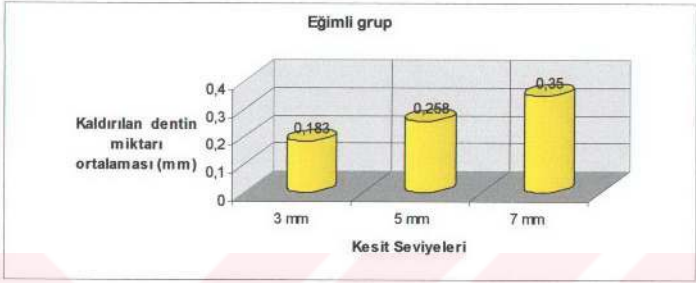
Orta eğimli grupta 3 mm. ve 7 mm. lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamaları arasında istatistik olarak farklılık bulunmadı. 5 mm.lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamalarının diğer iki eğimden istatistik olarak farklı olduğu belirlendi. 3 mm. ve 7 mm. lik derinliklerde kaldırılan dentin miktarının 5 mm. lik gruba göre daha fazla olduğu saptandı.

Grafik 7: Y kadrnında orta eğim grubunda kesitler arasında kaldırılan dentin miktarı.



Eğimli grupta 3 mm. ve 5 mm. lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamaları arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken, 7 mm.lik grup diğer derinlik seviyelerinden istatistik olarak farklıdır. 7 mm.lik grupta kaldırılan madde miktarı diğer iki gruba göre daha fazladır.

Grafik 8: Y kadranda eğimli grupta kesitler arasında kaldırılan dentin miktarı.



Grafik 9: Y kadranda kaldırılan dentin miktarında eğim gruplarıXkesit interaksyonu.



Preparasyon sonrası kalan dentin miktarına ait bulgular

Kalan dentin miktarı istatistik olarak X ölçümü ve Y ölçümü için ayrı ayrı değerlendirildiğinde X için kalan dentin miktarı derinlik seviyeleri arasında karşılaştırıldığında; derinliklerin ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmadı.

Grafik 10: X kadranda farklı kesit seviyelerinde kalan dentin miktarı.



Eğim seviyeleri arasında karşılaştırma yapıldığında; eğim seviyelerinden elde edilen ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulundu. Hangi kanal eğimlerinin ortalamaları arasındaki farklılıkların önemli olduğu Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile irdelendi ($p < 0,05$).

Grafik 11: X kadranda farklı eğim gruplarında kalan dentin miktarı



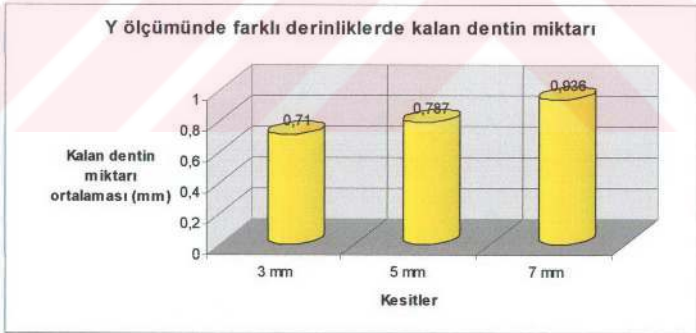
Enstrüman setleri arasında karşılaştırma yapıldığında enstrüman setlerinden elde edilen ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulundu. Hangi setlerin arasındaki ortalamaların önemli olduğu Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile irdelendi ($p < 0,05$).

Grafik 12: X kadranda tüm enstrüman setlerinde kalan dentin miktarı.



Y için kalan dentin miktarı incelendiğinde derinlik seviyeleri arasında karşılaştırma yapıldığında derinliklerin ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulundu. Farklı olan gruplar Bonferroni çoklu karşılaştırma testi irdelendi ($p < 0,05$).

Grafik 13: Y kadranda farklı derinliklerde kalan dentin miktarı



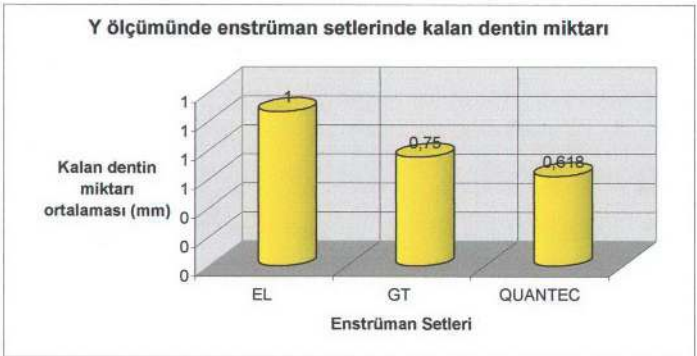
Eğim seviyeleri karşılaştırıldığında eğim seviyelerinden elde edilen ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmadı.

Grafik 14: Y kadrarında farklı eğimlerde kalan dentin miktarı



Enstrüman setleri arasında karşılaştırma yapıldığında farklı enstrüman setlerinden elde edilen ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmadı.

Grafik 15: Y kadrarında farklı enstrüman setleri arasında kalan dentin miktarı.



Kanal transportasyonuna ait bulgular

Kanalda işlem sonrası kök kanalının transportasyonu istatistik olarak değerlendirildiğinde eğim faktörünün seviyeleri olan düz, orta ve eğimli kanallar ile farklı derinlik seviyeleri olan 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. seviyeleri ortalamaları arasındaki interaksyon istatistik olarak önemli bulundu ($p < 0,05$).

Bunun gereği olarak eğimlerin karşılaştırılması her bir derinlik seviyesi için ayrı ayrı ve derinliklerin karşılaştırılması her bir eğim seviyesi için ayrı ayrı yapıldı. (Bonferroni çoklu karşılaştırma testi, $p < 0,05$)

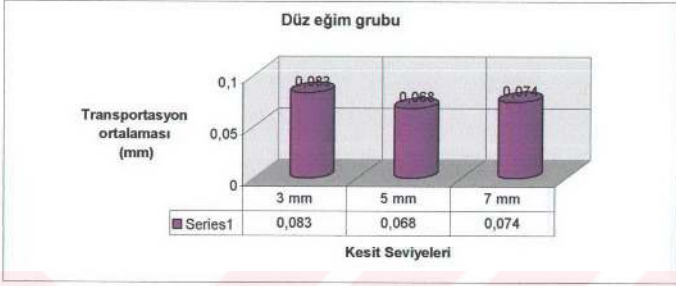
Üç mm. derinliğinde düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunurken, düz grup ile eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmadı. Orta eğimli grupta transportasyon düz ve eğimli gruba göre daha fazla bulundu.

Beş mm. derinliğinde düz grup ve eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken, düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulundu.

Yedi mm. derinliğinde düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken, eğimli grup diğer iki gruptan istatistik olarak farklı bulundu. Eğimli grup her iki gruptan daha fazla transportasyon gösterdi.

Eğim seviyelerine göre yapılan karşılaştırmada ise düz grupta 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamalarında istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 16: Düz grubun farklı derinlikteki kesitlerde transportasyonu.



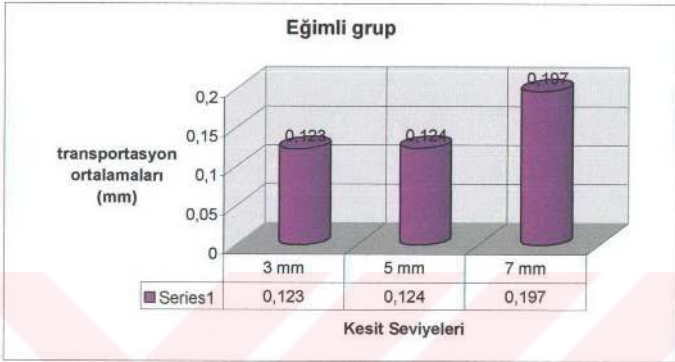
Orta eğimli grupta 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamalarında istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 17: Orta eğim grubunun farklı derinlikteki kesitlerde transportasyonunda farklılık bulunmadı.

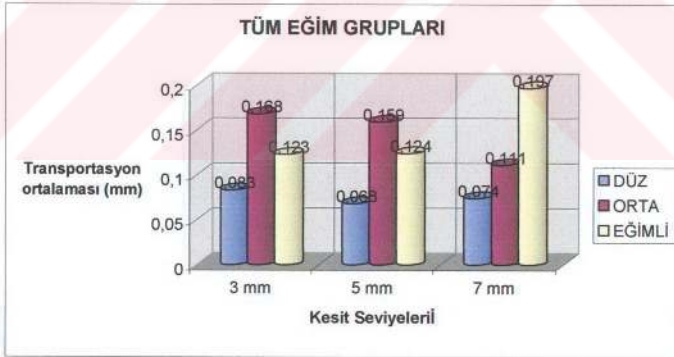


Eğimli grupta 3 mm. ve 5 mm.lik derinliklerde ölçülen değerlerin ortalamaları arasında istatistik olarak farklılık yokken, 7 mm. seviyesi 3 mm. ve 5 mm.lik derinliklere göre farklı bulundu ($p < 0,05$). Transportasyon miktarının 7 mm. seviyesinde daha fazla olduğu belirlendi.

Grafik 18: Eğimli grubun farklı derinlikteki kesitlerde transportasyonu.



Grafik 19: Tüm eğim gruplarının farklı derinlikteki kesitlerde transportasyonu



Enstrümantasyon setleri karşılaştırıldığında el eğesi seti, Profile GT motorlu enstrüman seti ve Quantec motorlu enstrüman seti ortalamaları arasındaki farklılıkların istatistik olarak önemli olduğu saptandı ve interaksiyon hesaplamaları yapıldı (Bonferroni çoklu karşılaştırma testi, $p < 0,05$).

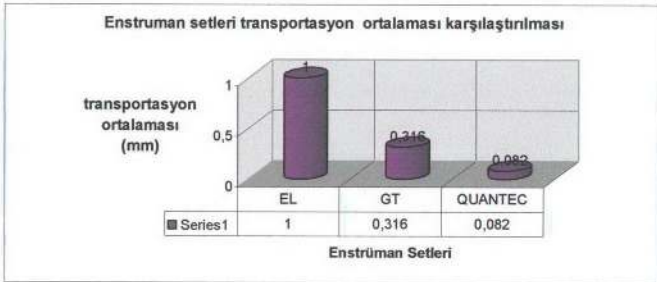
El eğesi seti Profile GT motorlu enstrüman seti ve Quantec motorlu enstrüman seti ile karşılaştırıldığında istatistik olarak farklılık bulundu ($p < 0,05$).

El eğesi setinde bulunan transportasyon ortalaması diğer iki alet grubundan fazla olarak bulundu.

Profile GT motorlu enstrüman seti, el eğesi seti ve Quantec motorlu enstrüman seti ile karşılaştırıldığında, Quantec motorlu enstrüman setinden istatistik olarak farklı bulunmazken, ölçülen transportasyon ortalaması el eğesi setine göre belirgin bir biçimde daha az bulundu. ($p < 0,05$)

Quantec motorlu enstrüman seti, el eğesi setine göre istatistik olarak çok daha az transportasyon gösterirken, Profile GT motorlu enstrüman seti ile arasında bir fark bulunamadı.

Grafik 20: Tüm enstrüman setlerinin karşılaştırmalı transportasyonu.

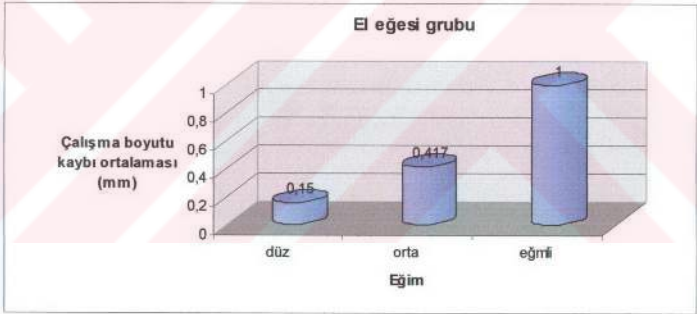


Çalışma boyutu değişimine ait bulgular

Alet çeşidi ve eğimin çalışma boyut değişimine olan etkisinin irdelenmesi amacı ile yapılan varyans analizi sonucunda alet çeşidi X eğim interaksiyonunun önemli olduğu görüldü (Bonferroni çoklu karşılaştırma testi, $p < 0,05$).

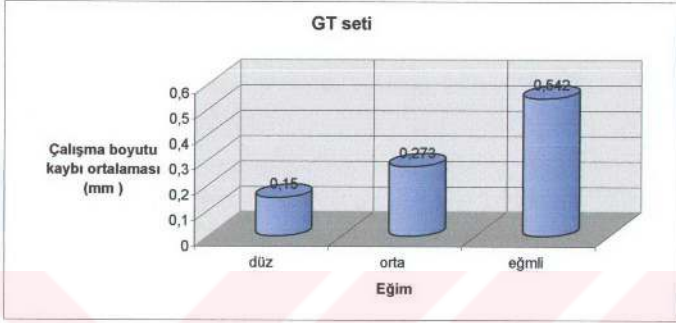
EI eğesi grubu incelendiğinde çalışılan gruplarda düz ve orta eğimli gruplar arasında istatistik farklılık yokken, eğimli kanal grubunun istatistik olarak farklı olduğu saptandı. Çalışma esnasında kaydedilen çalışma boyutu kaybı eğimli grupta düz ve orta gruba göre daha fazladır.

Grafik 21: EI eğesi grubunda farklı eğim seviyelerinde çalışma boyutu kaybı miktarı.



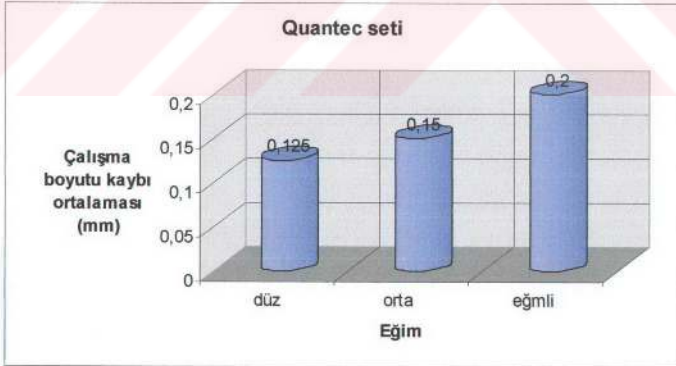
Profile GT ege seti grubu incelendiğinde düz, orta ve eğimli gruplarda çalışma boyutu kaybı parametresinde istatistik bir farklılık bulunmadı.

Grafik 22: Profile GT grubunda farklı eğim seviyelerinde çalışma boyutu kaybı miktarı.



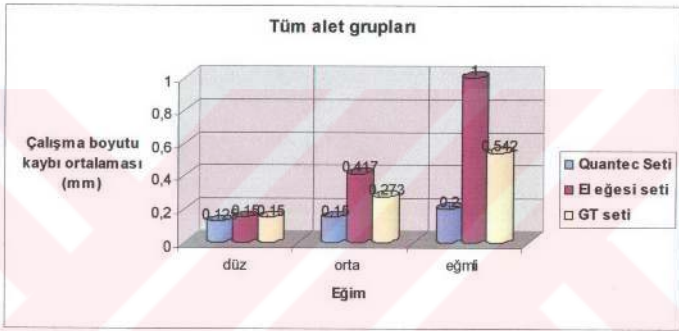
Quantec eğe seti grubu incelendiğinde düz, orta ve eğimli gruplarda çalışma boyutu kaybı parametresinde istatistik bir farklılık bulunmadı.

Grafik 23: Quantec grubunda farklı eğim seviyelerinde çalışma boyutu kaybı miktarı.



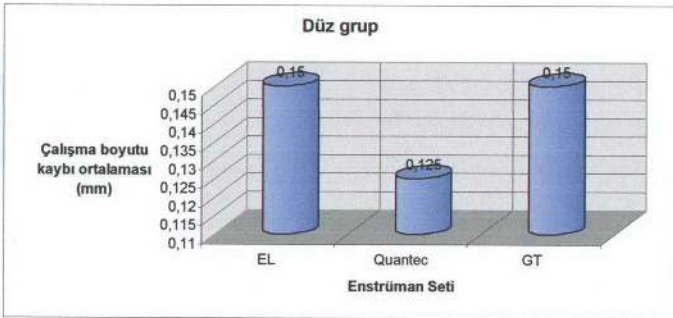
Tüm enstrüman setleri birbirleri ile karşılaştırıldığında el eğesi setindeki çalışma boyutu kaybı Quantec ve Profile GT enstrüman setlerine göre istatistik olarak farklı bulundu. El eğesi setinde çalışma boyutu kaybı diğer setlere göre daha fazla bulundu.

Grafik 24: Tüm alet gruplarında farklı eğim seviyelerinde çalışma boyutu kaybı miktarı.



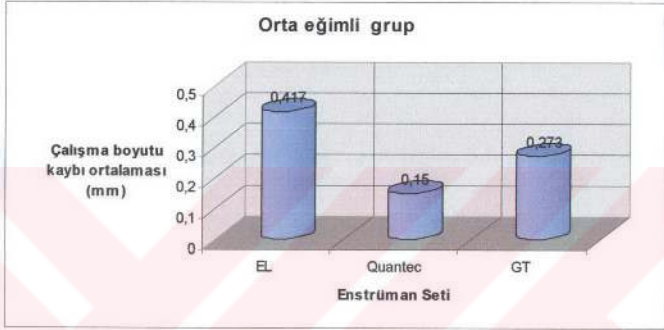
Eğim grupları kendi aralarında incelendiğinde düz kanallı olan grupta Quantec, Profile GT ve el eğesi grubunda istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 25: Düz grupta enstrüman setleri arasında çalışma boyutu kaybı miktarı.



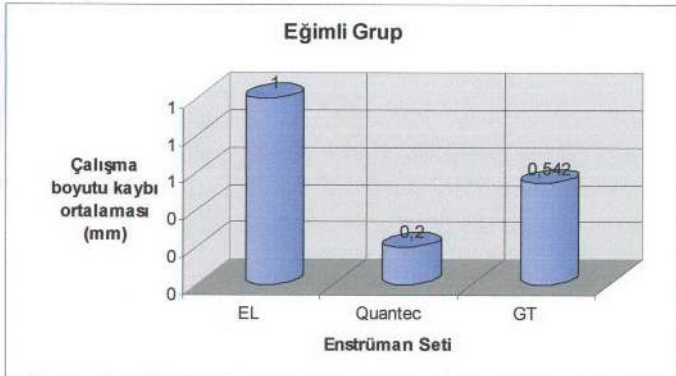
Orta eğimli grupta Quantec, Profile GT ve El eğesi grubunda istatistik olarak farklılık bulunmadı.

Grafik 26: Orta eğimli grupta enstrüman setleri arasında çalışma boyutu kaybı miktarı.

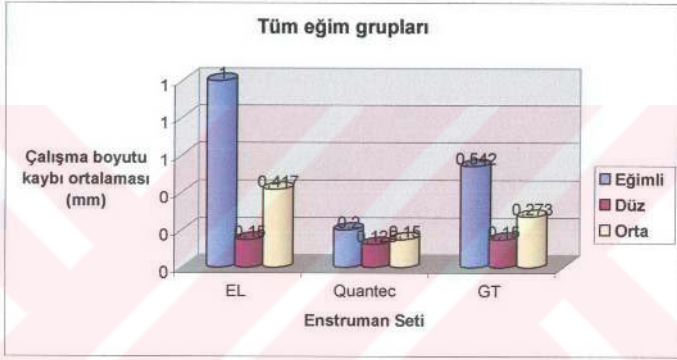


Eğimi fazla olan grupta Quantec setinin, Profile GT ve el eğesi grubuna göre daha az çalışma boyutu kaybı gösterdiği belirlendi.

Grafik 27: Eğimli grupta enstrüman setleri arasında çalışma boyutu kaybı miktarı.



Grafik 28: Tüm eğim gruplarında enstrüman setleri arasında çalışma boyutu kaybı miktarı.



Enstrüman deformasyonuna ait bulgular

Quantec enstrüman seti grubunda her enstrüman ortalama olarak 11,736 defa kullanıldı. Toplam kullanılmaz hale gelen enstrüman sayısı 3 adet olarak belirlendi ve 2 enstrümanın 15. kullanım tekrarında kullanılmaz hale geldiği belirlendi. Bir enstrümanın ise 1. kullanımından sonra kullanılmaz hale geldiği görüldü.

Profile GT enstrüman seti grubunda her enstrüman ortalama olarak 12,625 defa kullanıldı. Toplam kullanılmaz hale gelen enstrüman sayısının 1 adet olduğu ve 12. kullanım tekrarında kullanılmaz hale geldiği belirlendi.

Şekil 10: Profile GT enstrümanlarda izlenen deformasyonlar.



Her iki sette ki enstrümanlar en çok 17şer defa kullanıldı. Enstrümanlar kanal preperasyonunda sıraları geldiğinde çalışma boyutuna kadar rahatça ulaşabildiklerinde preperasyonda kullanılmamışlardır. (Tablo 9 , Grafik 29)

Tablo 9 ; Profile GT enstrüman serisinde oluşan deformasyon skorlaması

Alet serisi	Kullanım tekrarı ve oluşan skorlar																	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-	0	16
4	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	3	*					12
5	0	0	0	0	0	-	0	0	0	0	1	1	-	1	1	1	1	15
6	0	0	0	0	0	-	0	0	0	0	1	2	-	2	2	-	-	13
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-	-	15
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17
9																		
10																		
1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	
2	0	0	0	0	-	0	0	0	0	0	0	0	-	0				13
3	0	0	0	0	-	0	0	0	-	-	-	-	0	0				12
4	0	0	0	0	-	-	0	0	0	-	-	0	-	0				8
5	-	0	0	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	-	5			9
6	-	0	0	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	-	0			8
7	-	0	0	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	-	0			9
8	-	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-				12
9																		
10																		
Ortalama 12,625																		

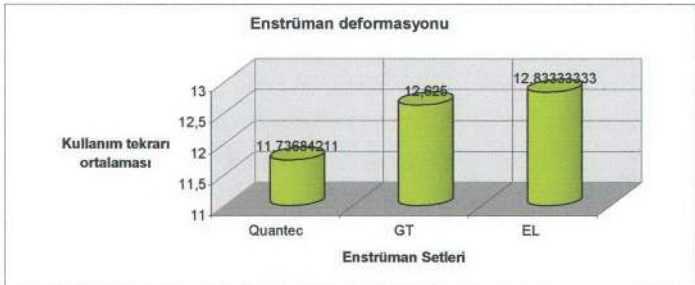
El enstrümanları grubunda her enstrüman ortalama olarak 12,833 defa kullanıldı. Toplam kullanılmaz hale gelen enstrüman sayısının 4 olduğu ve bu 4 enstrümanında orta eğimli ve eğimli grupta kullanılmış olduğu görüldü.

Her iki sette enstrümanlar en çok 17 şer defa kullanıldı. Enstrümanlar kanal preparasyonunda sıraları geldiğinde çalışma boyutuna kadar rahat ulaşabildiklerinde preparasyonda kullanılmadılar. (Tablo 10, grafik 29).

Tablo 10; El eğesi enstrüman serisinde oluşan deformasyon skorlaması

Alet serisi	Kullanım tekrarı ve oluşan skorlar																		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	
1	-	0	0	-	-	-	-		0	-	0	0	0	0	-	-	0		8
2	0	0	0	-	-	-	-	0	-	0	0	0	0	0	-	-	0		9
3	0	0	0	-	0	-	-	0	0	0	0	0	0	0	-	0	0		13
4	0	0	0	-	0	-	-	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		14
5	0	0	0	-	0	-	-	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		14
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		17
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		17
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		17
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-		17
10																			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17		
1	0	0	-	0	0	2	-	-	2	-	2	-	-	-	2	2	2		10
2	0	0	-	0	0	0	-	-	0	-	-	3	*						7
3	0	0	-	0	0	0	0	0	-	0	0	0	3	*					11
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-	0	0	0		16
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-	0	0			15
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-	0	0	0		16
7	0	0	0	0	5	*													5
8	0	0	0	0	-	0	0	0	0	0	0	0	5	*					12
9	0	0	0	0	-	0	0	0	0	-	-	0	0	0	0	0			13
10																			
Ortalama 12,833																			

Grafik 29 ; Enstrüman setlerinin ortalama kullanım tekrarları.



TARTIŞMA

Kök kanallarının biyomekanik preparasyonlarında konikliği artırılmış Ni-Ti dönen eğeler giderek artan düzeyde uygulama alanı bulan ve artık endodonti kliniğinin vazgeçilmez bir teçhizatı olmaya aday enstrümanlardır. Kök kanallarından kısa sürede fazla miktarda dentin kaldırabilmeleri ve preparasyon sonucu oluşan daha belirgin koniklik, irrigasyon ve dolguda önemli avantajlar sağlamaktadır. Daha yeni olarak geliştirilen yumuşamış guta perka tekniklerinde kullanılan gereçlerin uçlarının genişliği kanalların koronalinde olduğu gibi apikal bölümlerinde de geleneksel genişletmelerden daha fazla miktarda mekanik preparasyonları gerekli kılmaktadır. Bu da kanalın ve kökün anatomik ebatlarına göre preparasyon ebatlarının daha iyi incelenmesini ve özellikle eğri köklerde oluşabilecek komplikasyonların bilimsel yöntemlerle daha özenle irdelenmesini gerekli kılmaktadır. Tez çalışmamızın konusunun seçimindeki temel düşünce buradan kaynaklanmıştır.

Kök kanallarının biyomekanik preparasyonları enfekte kök kanal içeriklerinin bütünüyle uzaklaştırılması ve daha sonra bütünüyle sızdırmaz bir şekilde doldurulacak bir kavitenin oluşturulması amacını taşır.

Enfekte kök kanallarında mikroorganizmalar 150 µm derinliğe kadar ulaşabilmektedirler. Mikroorganizmaların mekanik olarak bütünüyle kaldırılabilmesi için kanal enstrümanlarının bu derinliğe kadar dentin kaldırması gereklidir³².

Siquera ve arkadaşları³³ 1999 yılında yayınlanan çalışmalarında Profile GT enstrüman seti, Nitiflex el eğeleri ve Profile 0,06 enstrüman setlerini mekanik olarak mikroorganizmaların temizlenmesi amacıyla kullanmışlar ve Nitiflex 40 nolu enstrümanını diğer setlerden daha üstün olarak bulmuşlardır. Çalışmada iyi yapılmış enstrümantasyon ve irrigasyonun % 90 oranında bakteriyel temizlik yaptığını göstermiştir. Bizim çalışmamızda da Profile GT, Quantec ve el enstrümanlarıyla yapılan mekanik

preparasyonun, kanalların apikalden itibaren 3, 5 ve 7 mm. bölgelerinde yapılan ölçümlerde mikroorganizmaların ulaşabildikleri derinlikler göz önüne alınarak yeterli güvenlikte işlemlerin yapılabilirdiği söylenebilir.

Kök kanalında preparasyon sonrası çap değişimi kaldırılan dentin miktarı veya kök kanalının ne kadar genişlediğine bağlı bir parametredir. Çap değişiminin periapikal radyograflardan değerlendirilmesinde üç boyutlu bir hacim iki boyutta değerlendirildiğinden bazı yetersizlikler ortaya çıkabilir. Çalışmamızda tomografi kullanımı kök kanalının ve kökün bütününe değerlendirilmesini olanaklı kıldığı için radyografi çekimine bağlı görüntü yanılgılarını ortadan kaldırmakta ve duyarlı bir ölçüm yapılabilmesini sağlamaktadır. Tomografik kesitlerde aynı seviyeden preoperatif ve postoperatif karşılaştırma ve ölçüm yapılabilirken periapikal radyografilerde aynı seviyenin bulunması ve preoperatif ve postoperatif gerçekçi bir karşılaştırma yapılabilmesi çok zordur.

Çalışmamızda 3 farklı enstrüman setinin farklı derinlik seviyelerinde ve farklı eğimdeki dişlerde ne kadar dentin kaldırdığının milimetrik olarak ölçülmesi ve bu kaldırılan dentin miktarının kanal çapında yaptığı değişikliğin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlandı.

Tomografik kesitlerde kök kanallarının işlem öncesi ve sonrası dış ve iç kenarlara olan mesafeleri değerlendirildiğinde 3 mm. den alınan kesitlerde; orta eğimli gruptaki kesitlerde kaldırılan dentin miktarı düz ve eğimli gruba göre daha fazla bulundu. 3 mm. seviyesi kanalda apikal üçlünün son kısmına denk gelen bölümdür. Bu bölümün preparasyonu apikal stopun oluşturulduğu bölgedir ve tedavinin uzun dönem başarısını etkiler. Orta eğimli grupta kaldırılan dentin miktarının iç kadranda fazla olması, bu bölgede perforasyon riskini artırabilir. Bununla beraber operasyon öncesi bölgede mevcut olan dentin miktarı öncelikle önem taşımaktadır.

Kök kanalında apikal preparasyona önem verilmesi gerektiğine yönelik bir çok çalışma bulunmasına rağmen bunun aksini iddia eden çalışmalar da bulunmaktadır. Coldero ve arkadaşları³⁴ 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında daimi molar dişlerin palatinal köklerinde önce sterilizasyon sağlayıp sonra tek bir çeşit bakteri ile enfekte etmiş daha sonra gruplandıkları örneklerde apikal preparasyonu 35 nolu eğe boyutuna kadar genişlettikleri ve Profile GT enstrüman seti ile koronal genişletme yaptıkları grup ile yine Profile GT enstrüman seti ile koronal genişletme yapıp apikal genişletmenin yapılmadığı grup arasında preparasyon sonrası kalan mikroorganizma miktarında bir farklılık bulamamış ve iyi yapılmış koronal genişletmenin ve irrigasyonun bakteriyel kontrolü sağlamakta yeterli olduğunu savunmuşlardır.

Çalışmamızda eğimli kanallarda kaldırılan dentin miktarının fazla olması seçilen örneklerle bağlı bir tesadüf olabilir.

Beş mm. den alınan kesitlerde; düz grup ile orta eğimli grup arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken, düz grup ile orta eğimli grup, eğimli gruptan istatistik olarak farklıdır. Eğimli grupta kaldırılan dentin miktarı diğer eğim seviyelerine göre daha fazladır.

Beş mm. seviyesi kök kanalında orta üçlü seviyesine denk gelen bölgedir. Kanal preparasyonunda, kanal dolgusunu kolaylaştıran, preparasyon şeklinde genişletme miktarının apikal üçlüye göre daha fazla olması gerektiği seviyedir. İç kadranda eğimli kanallarda görülen diğer eğim gruplarına göre fazla miktardaki dentin uzaklaştırılması, eğimli kanallarda beklenen ama istenmeyen bir olgudur. Eğimli kanallarda kurvatürün iç kısmı perforasyon riski taşıyan bölgelerden biridir. Kanalda çalışan eğenin dış kurvatüre göre daha az miktarda dentin içeren bu bölgeden fazla miktarda dentin kaldırması strip perforasyonlara neden olabilir. Bununla beraber çalışmamız uygulama koşullarında hiçbir eğe grubu ve eğimde strip perforasyon olgusuyla karşılaşmamıştır. Kök kanal preparasyonunda strip perforasyonlar tedavinin başını şansını çok azaltmaktadır.

Yedi mm. den alınan kesitlerde; düz grup, orta eğimli grup ve eğimli grup birbirleri ile karşılaştırıldıklarında Y ölçüm seviyesinde görülen farklılıklar istatistik olarak tesadüften ibaret olarak yorumlanmıştır.

Yedi mm. seviyesi kök kanalında orta üçlünün bitip koronal üçlünün başladığı bölgedir. Çalışma koşullarımızda kök kanal preperasyonunda 7 mm. lik seviyede iç kadranda kaldırılan dentin miktarına kökün eğim derecesinin bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir.

Eğim grupları kendi içlerinde karşılaştırıldığında ;

Düz grupta 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. kesit seviyeleri birbirleri ile karşılaştırıldığında bu seviyeler arasında kaldırılan dentin miktarı ortalamalarında bulunan farklılıklar istatistiki tesadüf olarak yorumlanmıştır.

Kök kanal preperasyonunda apikal preperasyonu, kanalların boşaltılmasını ve kanal dolgusunu kolaylaştıran, apikalden koronale doğru kanalın artan oranda genişlemesi (Flaring); 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. seviyelerinde yani apikalden koronale doğru daha fazla miktarda çap artışını sonuçlamaktadır. Bu da daha fazla dentin kaldırılması anlamına gelmektedir. Bununla beraber kaldırılan dentin hem X kadranda hemde Y kadranda istatistik olarak farklılık ortaya koymamıştır.

Ölçülen kesit seviyelerinin birbirlerine çok yakın olması (2 mm), düz kanallarda enstrümanın farklı ve atipik noktalarda kanal duvarına teması, kullanılan enstrümanlarda kalınlaşmanın birbirinden çok farklı olmaması istatistik olarak bu farklılığın oluşmamasını ve tesadüf olarak yorumlanmasını doğurmaktadır.

Orta eğimli grupta; 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. kesit seviyeleri birbirleri ile karşılaştırıldığında 5 mm. seviyesinde ölçülen değerlerin ortalaması 3 mm. ve 7 mm. seviyesinden istatistik olarak farklı bulunmuştur. 5 mm. seviyesinde kaldırılan dentin miktarı diğer iki gruba göre daha azdır.

Yedi mm.lik grupta kaldırılan dentin miktarının fazla olması enstrümanların kalınlaşma artışına bağlı olarak beklenen bir sonuçken, 3 mm. de kaldırılan dentin miktarının 5 mm. de kaldırılan dentin miktarına göre daha fazla olması beklenmeyen bir bulgudur.

Üç mm. seviyesinde kaldırılan dentin miktarının fazla oluşu ve bu bölgede görece olarak kanal çapının büyük olması, kalan dentin miktarının daha az olması nedeniyle apikal üçlüde strip perforasyona ya da foramen apikale transportasyonuna neden olabilir.

Bu bölgede beklenenden aksine fazla oranda dentin kaldırılması; kök kanalında artmış olan eğimin etkisi ile, seçilen örneklerin anatomisi ile ve kök kanalı içinde kanal eğesinin atipik temasları ile oluşmuş olabilir.

Örnek sayısının artırılması istatistik olarak daha kesin sonuçlar ve daha belirleyici yorumlar için gerekli bir faktör olmaktadır.

Eğimli grupta 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. kesit seviyeleri birbirleri ile karşılaştırıldığında, 3 mm. ve 5 mm. arasında bir farklılık bulunmazken 7 mm. seviyesinde kaldırılan dentin miktarı diğer iki seviyeden daha fazladır.

Yedi mm.de kaldırılan dentin miktarının fazla olması enstrümanların kalınlaşmasına bağlı olarak beklenen bir sonuçtur. Diğer iki grup arasındaki belirgin olmayan farklılık ise çalışmada örnek sayısının artırılması ile belirlenebilir.

Park ³⁵ 2001 yılında yayınlanan çalışmada bizim elde ettiğimiz bulgulara benzer olarak simule edilmiş kök kanallarında koronale yakın bölümde yani bizde 7 mm. kesit seviyesine yakın bölgede Profile GT enstrüman seti kullanımıyla kurvatürün iç kısmında daha fazla dentin kaldırıldığını tespit etmiştir.

Yun ve arkadaşları ³⁶ 2003 yılında yayınlanan çalışmalarında Protaper, Profile, Profile GT ve Quantec enstrüman setlerini plastik bloklarda kullandığı çalışmalarında bizim elde ettiğimiz bulgulara paralel sonuçlar bulmuşlar bunun yanında en etkili olan enstrümanı Protaper olarak belirlemişlerdir. Çalışmada bu etkinliğinin yanında en çabuk deforme olan enstrüman da Protaper olarak belirlenmiştir.

Wei ve arkadaşları ³⁷ 2002 yılında yaptıkları çalışmada benzer koşullarda Flexofile, Lightspeed, Profile ve Quantec enstrüman setlerini karşılaştırmışlar ve apikal ve orta üçlü seviyesinde Flexofile enstrüman setinin, Light Speed, Profile ve Quantec SC setlerine göre daha fazla dentin kaldırdığını bulmuşlardır.

Kök kanal tedavisinde preparasyon aşamasında karşılaşılabilecek problemlerden önemli bir tanesi de kökün herhangi bir seviyesinde oluşturulacak perforasyondur. Perforasyon oluşumunda; bölgede işlemler öncesi mevcut olan dentin miktarı, kanal eğimi, eğim başlangıç seviyesi, kanal genişliği ve kullanılan enstrüman setinin özellikleri etkilidir.

Çalışmamızda kanal eğimleri ve kullanılan enstrüman setleri gruplandırılarak uygulamaların standardize edilmesi yoluna gidildi. Etkili olan faktörlerden eğim başlangıç seviyesi, işlem öncesi mevcut dentin miktarı, kanal genişliği gruplandırılmadı. Çıkan sonuçlar üzerinde etkileri olan bu faktörlerin gruplar için standardize edilememesi elde edilen sonuçların yorumlanmasında gözönüne alındı.

İstatistik değerlendirmede ve sonuçların yorumlanmasında X ve Y kadrantları ayrı ayrı değerlendirildi.

System B üretici firmasının kullanma talimatnamesinde tepicinin prepare edilmiş olan kanala uygunluğunun kontrolünde, kanala yerleştirilen tepicinin kanalda sıkıştığı noktada durması ve bu boyutun lastik stoperle işaretlenerek daha sonraki

işlemlerde rehber olarak alınması ve kanal preperasyonunda bu boyutun çalışma boyutundan 5-7 mm. kısa olması gerektiği önerilmektedir.

Bu aşamada kullanılan tepicinin uç kalınlığı 0,55 mm. olduğuna göre hazırlanan preperasyonda kanalın 5-7 mm. arasındaki çapının 0.55 mm. veya daha büyük olması gerekmektedir.

Çalışmamızda preperasyonda genişletme kriteri olarak eğimli kanallarda dikkate alınarak en küçük tepici seçilmiştir. Kök kanalındaki eğim göz önüne alındığında kullanılan tepicinin kalınlaşma (taper) oranı kanal preperasyonunun şekil ve ebatlarında göz önüne alınması gereken önemli bir faktör olmaktadır.

Konikliği en az olan Fine tepici üretici firmanın verdiği teknik bilgiler ışığında milimetrik olarak analiz edildiğinde System B nin kullanılabilmesi için hazırlanan kök kanalı preperasyonunda gerekli olan minimum genişlikler ortaya çıkmaktadır.

System B ile doldurulmaya hazır olan kök kanal preperasyonu 5. mm.sinde en az 0,55 mm çap gösteren kanal preperasyonudur. 5-7 mm. sinde bu kalınlıktan daha az ölçülen preperasyonlar System B ile kanal dolgusu yapılmasına uygun değildir.

Preperasyonu yapılan her örnekte bu genişliğin ölçülmesi pratikte mümkün değildir. Bu aşamada preperasyon sistemlerinde kullanılan kanal enstrümanlarının çap özelliklerinin bilinmesi önem taşımaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız enstrüman sistemlerinde uçtan itibaren 5. mm. sinde çapı en az 0,55 mm. olan kanal enstrümanı bizim için preperasyon

sonrasında o enstrüman setiyle çalışılan grupta tam çalışma boyutuna kadar yerleştirilmesi gereken yani kontrol enstrümanı olarak kullanılması gereken enstrümandır.

Bu boyutlara ve çapa sahip enstrüman çalışma boyutuna tam olarak yerleştirildiğinde hazırlanmış olan preparasyonun System B nin en ince olan tepicisine uygun hale gelmiş olduğu ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda kök kanalında dış kadran olan X ölçümlerinde kalan dentin miktarı açısından 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. seviyeleri arasında ölçümlerde farklılık görülse de istatistik değerlendirme bu farklılıkların tesadüften ibaret olduğunu gösterdi.

Çalışmamızda kök kanalında dış kadran olan X ölçümlerinde kalan dentin miktarı 3 farklı eğim grubunda değerlendirildiğinde düz grup, orta grup ve eğimli grup arasında bulunan farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmuştur.

Eğimli grup ile orta eğimli grup arasında kalan dentin miktarı açısından bir farklılık bulunmazken düz grupta kalan dentin miktarı diğer iki gruba göre daha az miktardadır.

Kalan dentinin düz grupta az olması, başlangıç aşamasında mevcut dentininin az olmasına veya enstrüman kanalda çalışırken eğimden kaynaklanan herhangi bir atipik temas olmaması ile enstrümanın kök kanalında daha fazla dentin yüzeyine temas etmesi sonucunda kaldırılan dentin miktarının fazla olmasından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda kök kanalında dış kadran olan X ölçümlerinde kalan dentin miktarı kullanılan 3 farklı enstrüman seti için değerlendirildiğinde Profile GT ve Quantec enstrüman setleri arasında bulunan fark istatistik olarak önemli bulunmazken el eğesi grubunda kalan dentin miktarı diğer iki gruptaki dentin miktarına göre daha fazladır.

El eğesi grubunda kalan dentin miktarının fazla olmasının nedenleri arasında örneklerde işlem öncesi mevcut dentin miktarının fazla olması, el eğelerinde yapısal olarak kalınlaşmanın Profile GT ve Quantec enstrümanlarına göre daha az olması dolayısı ile daha az dentin kaldırması etken olmuş olabilir.

Y kadrından yapılan ölçümler incelendiğinde kök kanalında iç kadranda olan Y ölçümlerinde kalan dentin miktarı açısından 3 mm., 5 mm. ve 7 mm. seviyeleri arasında ölçümlerdeki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmuştur. İstatistik değerlendirme bu farklılıkların tesadüften ibaret olmadığını göstermiştir.

Çalışma sonucunda yapılan ölçümlerde 3 mm. ve 5 mm. seviyesinde fark fazla bulunmuştur. 7 mm. seviyesindeki bu fazlalık ya koronale yaklaştıkça artan kök kalınlığına bağlı olarak mevcut dentin miktarında fazla olması sonucunda ya da seçilen örneklerdeki tesadüfi dentin fazlalığına bağlı olabilir. Enstrümanlardaki koronale yakın kısma doğru olan kalınlaşma (taper) kaldırılan dentin miktarını fazlalaştırsada, bu bölgedeki mevcut dentin miktarının fazla olması sonuç değerleri değiştirmemektedir.

X kadranı yani dış kadranda yapılan ölçümlerde derinlik seviyeleri arasında fark çıkmazken, Y kadranı yani iç kadranda derinlik seviyeleri arasında fark çıkmasının sebebi ise seçilen örneklere bağlı bir tesadüf olabilir. İç ve dış kadranda arasındaki bu farkı açıklayıp destekleyecek daha akılcı bir neden bulunamamıştır.

Çalışmamızda kök kanalında iç kadranda olan Y ölçümlerinde kalan dentin miktarı 3 farklı eğim grubunda değerlendirildiğinde düz, orta ve eğimli grup arasında bulunan farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmamıştır.

Çalışmamızda kök kanalında iç kadran olan Y ölçümlerinde kalan dentin miktarı 3 farklı enstrüman seti açısından değerlendirildiğinde kalan dentin miktarı en çok el eğesi setinde, daha sonra Profile GT enstrüman setinde ve en az Quantec enstrüman setinde kalmış olsa da bu ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmamıştır.

X kadranında benzer bulunan sonuç çalışmamızda yapılan ölçümlerin mantıklı temellere dayandığını göstermektedir. El eğesinin kalınlaşma miktarının Quantec ve Profile GT eğelerine göre az olması kaldırılan dentinin hem X hem Y kadranında daha az olmasına ve dolayısı ile kalan dentin miktarının fazla olmasına neden olmaktadır.

Kök kanalında preparasyon sonrası strip perforasyon oluşma riskinin belirginleştiği kalan dentin miktarı konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Çalışmalarda kalan dentin miktarının 1 mm.nin altına düşmemesi gerektiğine dair yorumlar bulunmaktadır³⁹. Fakat bu çalışmalarda kalan dentin miktarını ölçme metodlarının hassasiyeti elde edilen sonuçları değiştirmektedir. Endirekt yöntemlerle kalan dentin miktarını tam olarak ölçebilecek bir metod henüz geliştirilmemiştir³⁹. Radyografik metodlarla yapılan çalışmalarda kök kanalında kalan dentin miktarı anatomik ölçümleri ile radyografik ölçümleri arasında farklılıklar bulunabilmektedir³⁹. Bu farklılığın oluşmasında ışının dişe geliş yönü ve cisim ışık kaynağı mesafesi önem taşımaktadır. Bizim tomografi ile yaptığımız çalışmada elde edilen dentin miktarı ölçümlerinde de –tomografi öncesi eşitlik sağlama çalışmalarımıza rağmen- anatomik ölçümlerle farklılıklar bulunabilir. Bu oluşabilecek farklılıklar gözönüne alınarak çalışmamızda kalan dentin miktarı sonuçlarını yorumlarken strip perforasyon oluşabilecek belirli bir ölçüm verilmeyerek çalışma grupları birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Kök kanal preparasyonun genel kurallarından birisi de kök kanalının preparasyon sonrası aynı doğrusal sınırlar içerisinde kalmasıdır. Kök kanalının biyomekanik preparasyon sonrası transporte olması istenilen bir durum değildir.

Kök kanalının transportasyonu denildiğinde kanal merkezinde olan kayma miktarı ile kanalın tümünde gelişen transportasyon birbirlerine karışmaktadır ³¹. Çalışmamızda kanalın tümünde gelişen transportasyon değerlendirilmiştir.

Değerlendirmede $| (X1-X2) | - | (Y1-Y2) | = 0$ kanal merkezinde preparasyon sonrası sapmanın olmadığını göstermektedir. Kök kanalındaki merkezi transportasyonun değerlendirilmesinde 0 a en yakın değerler sapmanın en az olduğunu göstermektedir. Farkın 0 çıkması hem yapılan ölçümün hassasiyetinden hem de kanaldaki genişlemenin her iki kadranda da düzenli olamamasından dolayı çok mümkün görünmemektedir ³¹.

Bu yorumlama kriteri doğrultusunda çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde el eğesi setinin Quantec seti ve Profile GT setine göre belirgin miktarda daha fazla transportasyon gösterdiği belirlenmiştir.

Derinlik seviyeleri X eğim grupları interaksiyonunda 3 mm. lik kesitlerde orta eğimli grupta görülen transportasyon miktarı düz grup ve eğimli gruba göre daha fazla bulunmuştur. Transportasyon miktarının apikal üçlü bölgesinde orta eğimli grupta daha fazla olmasının nedenleri arasında seçilen örneklerdeki tesadüfi anatomik yapı ve buna bağlı olarak kanalda çalışan enstrümanların kanal duvarlarına atipik temasları gösterilebilir.

Beş milimetrelilik kesitler incelendiğinde; transportasyonun düz grupta diğer iki gruba göre fazla olduğu görülmüştür.

Yedi mm.lik kesitler incelendiğinde eğimli grupta diğer iki gruba göre daha fazla transportasyon görüldü. Eğimli grupta 7 mm. yani koronal üçlüye yakın kesimde olan transportasyon miktarının fazlalığında atipik temasların yanında enstrümanların eğimlerin başlangıcına yakın olan koronal kesimdeki, kurvatür iç kısmına ya da dış kısmına olan aşırı temaslar gösterilebilir. Temasların farklılığında eğimin artışı ve enstrüman esnekliklerinin yetersiz kalması da sebep olarak gösterilebilir.

Eğim seviyesi X kesit interaksyonu da düşüncemizi doğrulamaktadır. Yani eğim başlangıcında kanal eğesinin atipik temaslarının fazla olması bu bölgedeki transportasyonu artırmaktadır.

Düz ve orta eğimli grupta derinlik seviyeleri arasında transportasyon açısından farklılık gözlenmezken, eğimli grupta 7 mm.lik kesitlerde transportasyon fazla bulunmuştur.

Transportasyonun kurvatürün iç ya da dış kısmına doğru olan yönelmeleri ayrı bir çalışma konusu yapılabilir. 3 boyutlu inceleme yapılabilen çalışma düzeneği bu konuda çok daha net ve farklı sonuçlar verecektir. Peters ve ark.larının ⁴⁰ yaptığı çalışma bu görüşümüzü desteklemektedir. Yapılan 3 boyutlu rekonstrüksiyon çalışması sonucunda kanaldaki transportasyonun kullanılan enstrüman setinden bağımsız olarak kanalın preparasyon öncesi şekline bağlı olduğu ve görülen transportasyonların sadece kanalın dış ya da iç kadrantlarına doğru değil 3 boyutlu olarak her yönde olabildiği gösterilmiştir .

Wei ve arkadaşları ³⁷ 2002 yılında yaptıkları çalışmada benzer koşullarda Flexofile, Light speed, Profile ve Quantec enstrüman setlerini karşılaştırmışlar ve apikal ve orta üçlü seviyesinde Flexofile enstrüman setinin, Light Speed, Profile ve Quantec SC setlerine göre daha fazla dentin kaldırdığını ve daha fazla kanal merkezi transportasyonuna neden olduğunu bulmuşlardır.

Calberson ve arkadaşları ⁴¹ 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında farklı eğim grupları ve eğimlerin kanal girişinden itibaren başlama mesafesi 8 mm. ya da 12 mm. olan yapay blok kanallarda Profile GT enstrüman seti kullanmışlar ve kanal eğiminden çok eğimin başlangıcına kadar olan mesafenin kanalda transportasyonun yönünü belirleyen faktör olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullanılan örneklerin doğal dişler olması ve standardize edilmesinin güçlüğünden dolayı bu parametre kontrol altına alınmamıştır.

Kök kanalında foramen apikalenin şekillendirmesinin kontrollü ve düzgün bir şekilde yapılması iyi bir kök kanal dolgusu için gereklidir. Gallina ve arkadaşlarının⁴² eğimli kanallarda foramen apikale şekillendirmesinde Flexofile ve farklı tip Quantec enstrümanlarını bilgisayar analiz yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Çalışmada özellikle uç kısmı kesen Ni-Ti döner enstrümanların el eğelerine göre daha fazla sorunlar yarattığını belirlemişlerdir.

Bu sonuçlar ile bizim bulgularımız farklılık göstermektedir. Çalışmamızda el eğelerinde transportasyon daha fazla oranda çıkmıştır. Bunun nedeni paslanmaz çelik enstrümanların esneklik ve konikliklerinin az olması nedeniyle istenilen preparasyon genişliğini sağlayacak kalın el enstrümanlarının transportasyonlara yol açması olabilir.

Kök kanal tedavisinde çalışma boyutunun preparasyon öncesi doğru şekilde belirlenmesi kanal içinde sınırlı kalan mekanik işlemler, apikal periodonsiyumun korunmasına, iriganların, patların ve kök kanal dolgularının taşmamasına ve foramen apikalenin korunmasıyla ideal iyileşme koşullarının sağlanmasına yol açar.

Çalışma boyutunun belirlenmesinde radyografik yöntemler ve foramen bulucu aletler farklı metodlarla uygulanabilmektedir. Çalışmamız in vitro olarak yürütüldüğünden ölçümler direkt olarak foramen apikaleyi görerek yapılabilmektedir.

Kök kanal preparasyonunda çalışma boyutunun değişimi iki farklı şekilde değerlendirilebilir. Çalışma boyutunda olan artış kök kanalından enstrümanların belirlenen çalışma boyutundan daha fazla uzunlukta çalışması sonucu gerçekleşir.

Kısa preparasyon ise yetersiz kanal temizliği, eksik dolgu ve sonucunda tedavi başarısızlıklarının görülmesine sebep olur. Çalışmamızda çalışma boyutunu incelememizin amacı kullanılan farklı enstrüman sistemleri ve farklı eğimlerde tespit edilmiş olan çalışma boyutunda görülen değişimlerin ölçülmesi ve yorumlanmasıdır.

Çalışmamızda enstrüman setleri grupları X eğim interaksyonu incelendiğinde düz ve orta eğimli grup da ölçülen çalışma boyutundaki değişim birbirinden çok farklı değilken, eğimli grupta diğer iki gruba göre daha fazla çalışma boyutu kaybı belirlendi. El eğesi setlerinde eğimli gruptaki bu farklılık paslanmaz çelikten üretilmiş enstrümanın kanalda eğim arttıkça esnekliğinin yetersiz kalması sonucunda kırılması, kanalda basamak oluşturması, kanal darlığına bağlı olarak istenilen enstrümanın çalışma boyutuna ulaşmaması sonucunda olabilir.

Profile GT ve Quantec setinde çalışma boyutu kaybı farklılıkları her üç eğimde de birbirlerinden istatistik olarak çok farklı bulunmamıştır. Kullanılan enstrümanların esnekliği, enstrümanda oluşacak deformasyonla ve preparasyon hataları ile direkt ilişkilidir. Enstrüman deformasyonları ve preparasyon hataları çalışma boyutunu etkilemektedir. Profile GT ve Quantec setlerini oluşturan enstrümanların Ni-Ti alaşımdan kaynaklanan esnekliği el eğelerine göre enstrüman ve kanal deformasyonlarını azaltmakta ve buna bağlı olarak kök kanalının eğiminin artışı çalışma boyutu üzerinde etkisini kaybetmektedir.

Tüm enstrüman setleri birbirleriyle karşılaştırıldığında Profile GT ege seti ve Quantec ege seti gruplarında çalışma boyutları değişiminde farklılık gözlenmezken el eğesi grubu çok daha fazla oranda çalışma boyutu kaybı göstermiştir. Çalışmamızda bu kaybın fazlalığı setlerdeki enstrümanların esneklikleri göz önüne alındığında beklenen bir sonuçtur.

Eğim grupları incelendiğinde düz ve orta eğimli kök kanallarında her üç enstrüman seti arasında farklılık bulunmazken, eğimli kök kanalları grubunda en iyi sonuçları Quantec enstrüman seti vermiştir. En az çalışma boyutu kaybı Quantec enstrüman setinde görülmüştür. Quantec setinin Profile GT Setine göre farklılığı tesadüfi seçilmiş olan dişlerin anatomik ve yapısal farklılıklarına bağlı olabileceği düşünülürken, el eğesi ile olan farklılıkta enstrüman esnekliğinin etkisi de göz önüne alınabilir.

Kök kanal tedavilerinde kullanılan enstrümanların deformasyonları tedavi maliyetini, hastanın hekime olan güvenini ve endodontik tedavide başarılı sonuç alınmasını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Enstrümanın yapıldığı materyal, kesit şekli, üretim hatası varlığı, enstrümanın kalınlığı ve kalınlaşma oranı, vakaya göre doğru enstrüman seçimi, vakaya ve seçilen enstrümana uygun preparasyon tekniği, motorla kullanılacak enstrümanlara uygun motor seçimi, motorlu enstrümanlarda enstrümanın uygun hızda ve torkda kullanımı, kullanılan enstrümanların belirlenen kullanım tekrar sayıları, preparasyon yapılan kanalın eğimi, çalışılan dentinin sertliği, kanalda birden fazla eğim bulunması, kanalda eğim başlangıç seviyesi, kanal genişliği, kanal dallanmaları, mevcut dentinin sertliği, hekimin kullanılacak enstrüman sistemi hakkında yeterli bilgi ve becerisinin olması, hekimin preparasyona yeterli zamanı ayırması enstrümanların deformasyonları üzerinde etkili olan faktörlerdir.

Çalışmamızda özellikle mekanik açıdan devir yanında tork ögesine de özel bir önem gösterilmiş, tork ve hız ayarlı motor kullanılarak uygulamalarımız daha standart hale getirilmeye çalışılmıştır. Çalışmamızda motorun üretebildiği maksimum torka kadar çıkılmıştır. Enstrüman kırıklarının çoğunluğu en yüksek tork değerinde veya en yüksek torka yakın değerlerde gözlemlenmiştir.

Bortnick ve ark⁴³ motorlu enstrümanların elektrikli ya da hava türbinli motorlarda kullanımının, kullanılan nikel titanyum enstrümanın deformasyonuna etkisini inceleyen çalışmada; her iki tip angldruvanın kullanımının belirleyici bir etkisinin olmadığını tespit etmişlerdir.

Kullanılan angldruvanın cinsi deformasyonu etkilemese de enstrümanın kullanıldığı hız deformasyon üzerinde etkili olmaktadır. Gabel ve arkadaşları⁴⁴ kök kanalları 30° ile 60° arası açı değişimi gösteren 40 çekilmiş insan molar dişinde yaptıkları ve hava basıncı ile çalışan motora bağlı iki ayrı deney düzeneğinde 166.67 rpm ve 333.33 rpm lik iki rotasyon hızını aynı enstrüman seti için inceledikleri çalışmalarında

düşük hızı yüksek hıza yani 333.33 rpm lik hıza göre 4 kat daha güvenilir bulmuşlardır. Hızlı grupta yavaş devirli gruba göre deformasyona uğrayan enstrüman sayısı 4 kat fazla bulunmuştur. Çalışmamızda enstrümanlar üreticilerinin talimatlarında belirttikleri hızlar tercih edilerek kullanılmışlardır.

Prepare edilen dişin kök kanal anatomisi ele alındığında kırılma eğilimi en çok etkileyen faktörler arasında kanalda mevcut bulunan kurvatürün derecesi, birden fazla ve farklı yönlerde kurvatür bulunması ve mevcut kurvatürün başlangıç yeri sayılabilir.

Kök kanalında kullanılan enstrümanın kırılmasına neden olan devamlı germe ve basma kuvveti enstrümanın kanal kurvatürüne denk gelen bölümünde daha fazladır. Kök kanal enstrümanları kök kanalında kullanılırken, kanalın eğimli olması ve eğim derecesi kanalda kullanılan döner enstrümanın dönüş esnasında kırılma olasılığını artırmaktadır. Pruett ve arkadaşları³ yaptıkları çalışmada kanaldaki küçük bir eğimin bile kanal aletinin kırılması için gerekli olan rotasyon sayısını azalttığını, yani kırılma olasılığını artırdığını ortaya koymuştur. Çalışmamızda motorlu Ni-Ti enstrümanlar ya da elle kullanılan paslanmaz çelik enstrümanlarda en fazla deformasyon, eğimli gruplarda ve kullanım tekrarı arttıkça görülmüştür .

Kök kanalında aynı enstrümanın uzun süreli kullanımı kanal içerisinde döner aletin kanal duvarları ile olan temas yüzeyini artırmakta, bu da enstrüman üzerindeki tork kuvvetini büyötmektedir. Enstrüman üzerindeki tork kuvvetinin artması kök kanal aletinin kırılmasına neden olmaktadır. Çalışmamızda enstrüman setlerinin kullanım sınırlarını deneme amacı ile üretici firmaların tavsiye ettiğı kullanım tekrarı sayısının çok üzerine çıkılarak 17 defaya kadar kullanılabilmiştir.

Çalışmamızda enstrüman deformasyonunu incelememizin amacı 3 farklı eğim derecesinde 2 farklı materyal olan Ni-Ti ve paslanmaz çeliği ve bu materyallerden üretilmiş olan 3 farklı enstrüman setini standardize edilmiş koşullarda üretici firma talimatları doğrultusunda kullanarak farklı koşullardaki deformite derecelerinin saptanmasıdır.

Deformite derecesini tespitte hem paslanmaz çelik için, hemde Ni-Ti enstrümanlar için ortak kullanılabilecek bir skorlama sistemi incelenen çalışmalarda bulunamamıştır. Paslanmaz çelik enstrümanlarda defektler gözle izlenebilirken Ni-Ti enstrümanlarda defektlerin kırılma gerçekleşmeden en az X10 büyütme altında saptanabilmesi oluşturulan skorlama sistemini kompleks hale getirmektedir.

Tripi ve arkadaşları ⁴⁵ yaptıkları çalışmada Profile GT serisi enstrümanları 12 şer defa kullanmış ve kullanım öncesi ve sonrası SEM de incelemişlerdir. Sonuçta hiçbir enstrüman kırılmamış, bununla beraber incelenmelerinde gözle yıpranma görülmediği halde mikroskop incelemesinde birçok farklı bölgede yıpranma tespit edilmiştir. Yapılan çalışma aletlerin kullanımının belirli tekrarlarla sınırlandırılması gerektiği ve incelemenin mutlaka en az X10 luk bir büyütmede her kullanımdan sonra yapılması gerektiğini ortaya koymuştur.

Çalışmamız sonucunda deformasyon parametresinde el eği seti özellikle eğimli grupta motorlu ve Ni-Ti den üretilmiş enstrüman setlerine göre daha fazla oranda deforme olmuş, motorlu enstrüman setlerinden Quantec enstrüman seti ise Profile GT setine göre daha fazla deformasyon göstermiştir.

Hulsmann ve arkadaşları ⁴⁶ 2001 yılında yayınlanan çalışmalarında Hero 642 ve Quantec SC enstrüman setlerinin eğimli köklerde kullanımını bir çok parametre

açısından karşılaştırmış ve bizim çalışmamıza paralel olarak Quantec setini deformasyon parametresinde daha az güvenilir bulmuşlardır.

Griffiths ve arkadaşları ⁴⁷ ise 2001 yılında yayınlanan çalışmalarında Quantec SC setini simule kanallarda farklı yönlerden incelemişler ve özellikle 7 no.lu enstrüman çapını geçen kalınlıkta preparasyonlarda kanal trasesinden sapmalar tespit etmişlerdir. Araştırmacıların enstrüman setinin klinikte çok dikkatli kullanılması önerisini biz de benimsiyoruz.

Thompson ve arkadaşları ^{14, 15} Quantec enstrüman seti ile yaptıkları ayrıntılı çalışmayı 1998 yılında iki ayrı makalede yayınlamışlardır. Çalışmanın sonuçlarında Quantec seti hızlı ve düzgün preparasyon yaparken, bizim çalışmamızla paralel olarak büyük enstrümanların çalışma boyutunda kullanımlarında dikkatli olunması gerektiğini bildirmişlerdir.

Yun ve arkadaşları ³⁶ 2003 yılında yayınlanan çalışmalarında Protaper, Profile, Profile GT ve Quantec enstrüman setlerini plastik bloklarda kullanarak en etkin olan enstrümanı Protaper olarak belirlemişlerdir. Bu etkinliğinin yanında en çabuk deforme olan enstrüman olarak Protaper ön plana çıkmıştır.

Kök kanal tedavisinde kullanılan endodontik sistemlerin in vivo ve in vitro deneysel sistemlerde değerlendirilmesi endodonti biliminin gelişiminde büyük rol oynamıştır. İn vitro çalışmalar inceleme ve sonuca varma açısından in vivo çalışmalardan daha rahat ve kullanışlıdır. Örnek sayılarının olanaklar dahilinde yüksek tutulabilmesi in vitro çalışmalarda elde edilen sonuçların istatistik yorumlamalarını ve bu yorumların doğruluk paylarını artıran bir öğedir. İn vivo çalışmalarda hasta takip zorluğu ve örnek

sayısının vitro çalışmalara göre daha az olması sonuçların yorumlarını etkileyebilmektedir.

Bazı deneysel çalışmaların ise in vivo ortamda başarılması gerçekten imkansız olmaktadır. Bu çalışmamızda seçtiğimiz tomografik yöntemin in vivo bir çalışmada benzer koşullarda uygulanması olanaksız görülmektedir.

Tomografi ile bir diştten kesit almak, dişe hasar vermeden preoperatif ve postoperatif kesit almanın ve bunları karşılaştırabilmenin en kolay metotlarından biridir. Preoperatif ve post operatif kesit alma işleminde tomografi sistemi haricinde geliştirilmiş muflalama metotları bulunmaktadır. Fakat muflalanan dişte preoperatif kesit alma esnasında az da olsa diştten madde kaybı olmakta ve muflanın tekrar birleştirilmesinde sonuçta elde edilen diş orijinalinden farklılık gösterebilmektedir. Tomografinin bu kolaylığının yanı sıra zorlukları ve dezavantajları da bulunmaktadır.

Tomografi işleminde araştırmacının karşılaştacağı en ciddi sorunlardan biri deneysel sistemin kurulmasının yüksek maliyeti ve işlem için harcanan zamanın büyüklüğüdür. Kesit almada preoperatif ve postoperatif aynı seviyelerden kesit alabilmek oldukça zor bir işlemdir ve oldukça dikkatli yapılması gerekmektedir.

Yapılan çalışmada karşılaşılan başka bir zorluk da çalışmada tomografiye girecek kökleri taşıyan kalıbın özelliğidir. Sonuçta çıkan görüntünün netliğini sağlamak amacı ile hem radyopak olmamalı, hem de dişlerin eğeleme işlemleri için yerlerinden çıkarılıp, işlemden sonra tekrar ilk konumlarındaki şekliyle yerlerine yerleştirilebilmesine olanak sağlayabilecek kadar sağlam ve esnek olmalıdır.

Silikon ölçü maddelerinden deneme amaçlı alınan tomografilerinde radyooposite oranının fazla olması nedeniyle köklerin tomografik görüntülerinde ölçüm hatalarına neden olabileceği görüldü. Yapılan deneme amaçlı çekimlerde

radyoopositesinin az olması nedeniyle içinde metal partikülleri içermeyen sert sünger kalıp olarak seçildi.

İstatistik olarak daha kesin yorumlanabilen sonuçların elde edilmesinde örnek sayısının çokluğu önemli bir avantaj sağlamaktadır. Fakat tomografi çalışmalarında tomografi cihazında odaklama zorlukları, çekilen tomografilerin maliyetinin yüksek oluşu ve örnek sayısının artması ile odaklamaya bağlı hassas ölçüm şansının azalması örnek sayısının istenildiği kadar fazla tutulamamasını sonuçlamaktadır.

Tomografiyi deneysel metot olarak kullanmada yaşanan zorluklardan bir başkası tomografinin uzman yaklaşımlar gerektirmesidir. Bilgi ve pratik hakimiyetin sağlanması uzun zaman isteyen bir çalışma dönemini gerektirmektedir. Röntgen bilgisinin, dijitalizasyon ve dijital ekipmanlara yatkınlık ve hakimiyetin, bilgisayar kullanımına ve bu konuda karşılaşılan sorunların çözülmesinde yetkinlik sağlayabilecek kadar bir bilgi birikimine sahip olunması gerekmektedir.

Tomografi kullanan birçok araştırmacının ve yaptığımız çalışma sonucunda bizim de edindiğimiz deneyimlerden birisi de kullanılan klasik bilgisayarlı tomografinin çözünürlük ve odaklama açısından diş kökü gibi küçük boyuttaki nesneler üzerinde yeterli olmamasıdır. Yaptığımız çalışmada da kanal da apikale doğru gidildikçe kanalın daralması ve çapının küçülmesine bağlı olarak zaman zaman bazı kesitlerde var olduğu halde kanal görüntüsü oluşmamıştır. Alınan kesitler üzerinde ölçüm yapılabilecek kadar net olsa da 3 boyutlu rekonstrüksiyon yapılabilecek kadar çok sayıda net ve yüksek çözünürlükte kesit elde edilememektedir.

Kullandığımız tomografi cihazında ulaşabildiğimiz en küçük kesit kalınlığı 1 mm.iken bazı çalışmalarda bu kalınlık 0,6 mm. olarak verilmiştir²³. Bununla beraber bu boyutlar da 3 boyutlu rekonstrüksiyon için yeterli olmamaktadır.

Bu sorunun çözümünde mikrotomografi adı verilen ve 34 mikrometreye kadar kesit kalınlığı alabilen bir sistemden yararlanılmaktadır. Kullanılan mikrotomografi cihazı sadece deneysel amaçla fonksiyon görmektedir. Klasik tomografi ile 14 adet kesit alınabilirken özel yazılımları sayesinde bir cisimden 300 adet kesit alınabilmektedir. Alınan bu kesit kalınlığı ölçümlerde hassasiyeti istenilen seviyelerde sağlarken, kesit sayısının çokluğu 3 boyutlu rekonstrüksiyonda gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilmesini sağlamaktadır ^{48, 49}.

Mikrotomografi cihazının dezavantajları ise, yapılan tarama işlemlerinin klasik tomografiye göre çok daha fazla zaman alması, maliyetinin yüksek olması dolayısı ile çalışmalarındaki örnek sayısının klasik tomografiye göre daha az olmasına neden olmaktadır.

Tomografi görüntülerinin gerçek boyutlarla uyumunun yapılması karşılaştığımız bir diğer önemli sorundur. Tomografik görüntüde tam siyah ile tam beyaz renk arasındaki gri tonlar görüntüyü oluşturmaktadır. Değerlendirme penceresinde pencere değerleri adı verilen kontrast ayarlarının değişmesi ile görüntüde tonların birbirleriyle karşıtlığının değişmesine bağlı olarak görüntüler ekran başında küçültülüp büyütülebilmektedir. Bu farklı boyutlarda görüntü oluşturabilmesi karşımıza bir dezavantaj olarak çıkmaktadır. Gerçek kesitler alınıp değerlendirme yapılmadıkça köklerin gerçek boyutlarının ortaya konması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle preoperatif tomografi çekilmesinden sonra seçilen bir kökün apikalinden itibaren 3 mm., 5 mm., 7 mm. ve 9 mm.leri kumpasla ölçülerek işaretlenmiştir. İşaretli yerden separe ile kesilen dilimlerde kökün çapı ve kanalın çapı ölçülerek kaydedilmiştir. Daha sonra tomografi cihazında kontrol bilgisayarının ana ekranında, kontrast ve pencere değerleri değiştirilerek bilgisayarda kayıtlı bulunan tomografik ölçüm programı ile kanal çapı ve kökün çapı

ölçülmüştür. 9 mm. için kumpasla ölçülen aynı rakam tomografik görüntüde bulunduktan sonra o anki görüntüdeki kontrast ve pencere değerleri kaydedilerek 7 mm, 5 mm. ve 3mm. de aynı pencere değerlerinden ölçümler tekrarlanıp tespit edilen pencere değerleri doğrulanmıştır.

Tomografik çalışma ve ardından bilgisayarda farklı programlarda yapılan ölçümlerin dezavantajlarından bir diğeri de sadece siyah, beyaz ve gri tonlarından oluşan tomografik görüntülerde anatomik sınırların belirleme zorluğudur. Kök dış kenarının, kanalın kenar sınırlarının ölçülecek kadar kesin belirlenebilmesi ve birbirinden ayırt edilmesi güç olmaktadır. Bu güçlüğü yenebilmek için bilgisayara aktarılan görüntüler üzerinde ışık değişimleri ve renklendirme çalışmaları yapılmıştır. Sonuçta bilgisayar ekranında görüntüler ölçülebilecek seviyeye getirilmiştir. Yapılan işlem basamakları preoperatif ve postoperatif tüm görüntülere benzer koşullarda ve sınırlarda uygulandığı için tomografiden sonraki görüntü üzerinde yapılan değişimlere bağlı sonuç değişimlerinin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Kullanılan bilgisayar programlarındaki hassas ölçüm aşamaları el hassasiyetini aşan ölçümlerdir. Ölçüm esnasında büyütülmemiş görüntülerde çalışılması ölçümlerden elde edilen ve virgülden sonra üç basamağa kadar hassas olan sonuçlarda hata yapılmasına neden olabileceğinden tüm preoperatif ve postoperatif ölçümler aynı büyütme oranında yapılmıştır. Yinede tüm ölçümlerde bilgisayara olan hakimiyet ve ölçümde işaretlemeye kullanılan mouse hassaslığı, ölçüm yapılan ekranda görüntünün yüksek çözünürlükte olması, elde edilen ölçüm sonuçlarının aynı seviyeden birden fazla kez ölçülerek doğrulanması çalışmanın başarısını etkileyen faktörlerdendir.

Kullanılan bilgisayar programıyla (Photoimpact 8.0) görüntülerin renklendirilip ölçüm yapılabilecek hale getirilmesi görüntü sayısının çokluğu göz önüne alındığında uzun, yorucu ve programa hakimiyet isteyen bir işlemdir.

Tomografi kullanılan çalışmalar 2 boyutlu (parça ölçümlü) ya da 3 boyutlu (rekonstrüksiyon ölçümlü) çalışmalar olarak incelenebilir. 2 boyutlu çalışmalarda elde edilen kesitlerde yani cismi oluşturan parçaların her birinde ayrı ölçüm yapılmaktadır. 3 boyutlu çalışmalarda ise cismi oluşturan kesitler yani parçalar bilgisayar ortamında birleştirilerek (rekonstrüksiyon) ölçümler tüm kitle üzerinden yapılmaktadır. Bununla beraber 3 boyutlu çalışmalarda en önemli koşul alınan kesitlerin yüksek çözünürlükte ve olabildiğince ince olması, yani cismi oluşturan kesit sayısının fazla olmasıdır ⁴⁰.

Bundan dolayı konvansiyonel tomografi ile alınan kesitlerde 3 boyutlu rekonstrüksiyon yapıldığında cisim bilgisayar ekranında oluşturulabilse de ölçüm yapılabilecek kadar düzgün bir görüntü elde edilememektedir. Bizim çalışmamız 2 boyutlu yani parça ölçümlü bir çalışmadır. Deneysel sistem değerlendirildiğinde bilgisayarlı tomografinin böyle bir çalışmada kullanımının maliyeti örnek sayısı ile doğru orantılı olarak çok yoğun hasta potansiyeli olan günümüz koşullarında oldukça yüksek olmaktadır.

Konuyla ilgili daha ileri çalışmalarda bilgisayarlı tomografi kullanıldığında hassasiyet derecelerini ve bilgisayar kullanımını iyi bilen, tomografisi çekilmiş örneklerin ölçüm ve değerlendirmelerini yapabilecek, konu ile ilgili tecrübe sahibi araştırmacılar gerekmektedir.

Sonuç olarak kurulan deney sisteminde tomografik kesitlerin alınması ve görüntü üzerinde yapılan ölçümlerin güçlükleri bulunsa da elde edilen sonuçlar tatmin edici bulunmuştur.

Sonuçlar

1- System B kök kanal dolgu tekniğinde apikal dolgunun etkili bir şekilde oluşturulabilmesi için tepici enstrüman uçlarının foramen apikaleden itibaren 5 mm.lik mesafeye ulaşması gerekliliğinden yola çıkılarak enstrümanın uç çapının 0,55 mm. olması nedeniyle apikal daralımdan itibaren 5 mm de minimum 0,55 çapında bir mekanik preparasyon yapılması hedeflenmelidir.

2- Apikal daralımdan itibaren 5 mm.de paslanmaz çelik el enstrümanlarının 50 no.lu, Quantec serisinin 25/ .08 no.lu enstrümanı, Profile GT progile serisinin 35/.04 nolu enstrümanı 0.55 mm. yada daha büyük çapları sağladı.

3- Her üç enstrümanın kaldırdığı dentin miktarı eğim düzeyleri (0° - 10° , 10° - 25° , 25° <) ve derinlik seviyeleri (3, 5, 7 mm.) açısından incelendiğinde bir farklılık bulunamazken, eğim düzeyleri ve seviyeleri interaksiyonunda farklılıklar çıkmıştır.

4- Kalan dentin miktarı değerlendirildiğinde kökün dış kadranda derinlik seviyeleri arasında bir farklılık bulunmazken, eğim grupları arasında en çok dentin eğimli grupta kalmıştır. İç kadranda da enstrüman setleri arasında farklılık görünmezken derinlik seviyeleri arasındaki fark önemli bulunmuş ve en çok kalan dentinin 7 mm. seviyesinde bulunduğu görülmüştür. İç kadranda eğim seviyeleri arasında fark bulunamamıştır.

5- Her üç enstrüman setiyle yapılan mekanik preparasyonlar sonrası hiçbir örnekte strip perforasyon olgusuna rastlanmamıştır.

6- Her üç enstrümantasyon sonrası oluşan kanal transportasyonu değerlendirildiğinde derinlik seviyeleri arasında farklılık bulunmuş, eğim seviyeleri arasında fark bulunmamış ve enstrümanlar arasında fark bulunmuştur. El eğesinin Quantec ve Profile GT enstrümanlarından daha fazla transportasyona yol açtığı belirlenmiştir.

7- Çalışma boyutu değişimleri enstrüman çeşidi ve eğime göre değerlendirildiğinde tüm enstrüman setlerinde eğimli grupta çalışma boyutu kaybı daha fazla bulunmuştur. Bununla beraber istatistik olarak fark sadece el egesi grubunda belirlenmiştir.

8- Enstrüman deformasyonları değerlendirildiğinde el eğelerinin özellikle eğimli gruplarda diğer enstrümanlara göre daha fazla deforme olduğu görüldü. Motorlu enstrüman setleri birbirleriyle karşılaştırıldığında Quantec enstrüman setinin Profile GT ye göre daha fazla deformasyon gösterdiği görüldü.



ÖZET

Bu araştırmada kök kanal tedavisinde kanal dolgusunda kullanılan, System B cihazının kullanımına uygun kök kanal preparasyonu Profile GT, Quantec sistemleri ve paslanmaz çelik el enstrümanları ile farklı eğimlerdeki köklerde yapılarak, preparasyon işlemi sırasında çalışma boyutunda olan farklılıklar, enstrüman deformasyonları ve yapılan preparasyon öncesinde ve sonrasında kullanılan örneklerden alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamında karşılaştırılması ile köklerde kaldırılan dentin miktarı, kalan dentin miktarı ve kök kanalında oluşan transportasyon miktarları hesaplanarak 3 enstrüman setinin istenilen preparasyonu sağlamadaki yeterliliği ve güvenilirliği belirlendi.

Çalışma sonucunda her üç enstrüman seti istenilen ebatlardaki preparasyonu hazırlamada yeterli bulundu. İstenilen ebatlardaki preparasyonda hiçbir örnekte strip perforasyon olgusuna rastlanmadı. Çalışmamızda en çok deformasyon gösteren enstrüman seti olarak paslanmaz çelik el eğesi setleri bulundu. Çalışmamızda en çok çalışma boyutu kaybı el eğesi kullanılan gruplarda belirlendi. Kaldırılan dentin miktarı değerlendirmesinde enstrüman setleri arasında önemli farklar bulunmazken kök kanalının transportasyonu en çok el eğesi grubunda belirlendi, Quantec seti ve Profile GT seti arasında belirgin farklılıklar görülmedi.

SUMMARY

In this study the appropriate root canal preparation was investigated for the use of System B was made by Profile GT, Quantec System and stainless steel hand instruments in root canals with different curvatures. Differences in working length and instrument deformations were recorded. Before and after mechanical preparations pre-operative and post-operative tomographic images of the specimens were taken and the removed dentin thickness, the residual dentin thickness and the transportation of root canal were measured. Safety and sufficiency of three instrumentation systems were determined.

We established that all three-instrument systems were sufficient to prepare the adequate root canal preparation. No strip perforations were observed for any of the specimens. Stainless steel hand instruments were the most deformed instruments. The greatest loss in working length was seen in the stainless steel hand instrumented group. We could not find any differences between the instrument systems for the removed dentin thickness criterion and we established the stainless steel hand instruments group caused most transportation in canal space and no differences were found between Quantec and Profile GT system.

KAYNAKÇA

1. WAILIA, H., BRANTLEY, W., GERSTEIN, H.: An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files, J. Endodon.,14, 346-351. (1988)
2. THOMPSON, S.A.: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, Int. End. J. 33, 297-310. (2000)
3. PRUETT, JP., CLEMENT, DJ., CARNES, DL.: Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments, J. Endodon., 23, 77-85. (1997)
4. GAZEL, WP., HOEN, M., STEIRMAN, HR., PINK, FE., DIETZ, R.:Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion, J. Endodon., 25, 11, 752-754. (1999)
5. GAMBARINI, G.: Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after cilinical use with low and high- torque endodontic motors, J. Endodon., 27,12, 772-774.(2001)
6. GAMBARINI, G.: The rationale for the use of low-torque endodontic motors, Endod. Dent. Traumatol. ,16,95-100. (2000)
7. GAMBARINI, G.: Torsional and cyclic fatigue testing of Profile Ni-ti rotary instruments, J. Evolut. Dent. online , 4-14. (1999)
8. DIETZ, DB., DI FIORE, P., BAHCALL, KJ., LAUTENSCLAGER, EP.: Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files, J. Endodon. 26,2,68-71. (2000)
9. GABEL, WP., HOEN, M., STEIRMAN, HR., PINK, FE., DIETZ, R.:Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion, J. Endodon., 25, 11, 752-754. (1999).

10. BORTNICK, KL., STEIMAN, R., RUSKIN, A., Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air driven handpieces, J. Endodon. 27,1 ,57-59.(2001)
11. TSE, TS 10402 Kök kanal aletleri- dişhekimliğinde kullanılan, Ankara, (1992)
12. JOHNSON, W.T., Color atlas of endodontics, WB. Saunders Company, (2002).
13. RUDDLE, J.: Nickel titanium rotary systems: Review of existing instruments and geometries, Dent. Today, 19,10,86-95.(2000)
14. THOMPSON, SA., DUMMER, PH.: Shaping ability of Quantec series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals : Part 1 ,Int. End. J. , 31, 259-267.(1998).
15. THOMPSON, SA., DUMMER, PH.: Shaping ability of Quantec series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals : Part 2 ,Int. End. J., 31, 268-274.(1998)
16. BETTI, LV., BRAMANTE, MC.: Quantec SC rotary instruments versus hand files for gutta-percha removal in root canal retreatment, Int. End. J., 34.,514-519.(2001)
17. ALAÇAM T., Endodonti, Şafak Matbaası, Ankara, 2000
18. SHOVELTON, DS.: The presence and distribution of microorganisms within nonvital teeth, Br. Dent. J., 117, 101-107.(1967)
19. SCHNEIDER, SW.: A comparison of canal preparations in straight and curved root canals, Oral Surg., 32,271.(1971)
20. BUCHANAN, LS.: The standardized-tapered root canal preparation part 6: GT file technique in abruptly curved canals, Int End J. 34,3,250-9.(2001)
21. THOMPSON, S.A., DUMMER, M.H.: Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1, Int. End. J., 33,248-254.(2000)

22. VERSUMER, J., HULSMANN, M., SCHAFERS, F.: A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed Rotary Ni-Ti instruments, *Int. End. J.*, 35,37-46.(2001)
23. TACHIBANA, H., MATSUMOTO, K., Applicability of X ray computerized in endodontics , *Endod. Dent. Traumatol.*, 6, 16-20. (1990)
24. GLUSKIN, A.H., BROWN, D.C&BUCHANAN L.S.: A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators , *Int. End. J.*, 34, 476-484.(2001)
25. DOWKER, S., DAVIS, G., ELLIOTT J.: X ray micro tomography–non destructive three dimensional imaging for in vitro endodontic studies, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 83, 510-516. (1997)
26. KRATCHMAN, J.: Obturation of the root canal system, *Dent. Today*, 22, 5, 1-4.(2003)
27. SILVER, G.K., LOVE, M., PURTON, G.: Comparison of two vertical condensation obturation techniques : Touch'n Heat modified and System B, *Int.End.J.*, 32,287-295.(1999)
28. POMMEL, L., CAMPS, J.: In vitro apical leakage of System B compared with other filling techniques, *J. Endodon.*, 27,7,449-451.(2001)
29. GLUSKIN A.H. ;BROWN D.C & BUCHANAN L.S: A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators , *Int. End. J.* 34, 476-484, 2001
30. ROANE, J., SABALA, C., DUNCANSON, M.: The 'balanced force' concept for instrumentation of curved canals, *J. Endodon.*, 11, 5, 203-211. (1985)
31. GAMBILL, J., ALDER, M., DEL RIO, C.: Comparison of nickel titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography, *J.Endodon.*, 22,7,369-375. (1996)

32. ŞEN, B., PIŞKIN, B., DEMİRCİ, T.: Observation of bacteria and fungi in infected root canals and dentinal tubules by SEM, Endod. Dent. Traumatol., 11, 6-9. (1995)
33. SIQUEIRA JF., LIMA, KC., MAGALHAES, FA., LOPES, HP., DE UZEDA, M.: Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques, J. Endodon. ,25,5, 332-5. (1999)
34. COLDERO, LG., MCHUGH, S., MACKENZIE, D., SAUNDERS, WP.: Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement, Int. End. J., 35, 5, 437-46.(2002)
35. 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., 91, 6, 715-8.(2001)
36. YUN, HH., KIM, SK.: A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 95, 2, 228-33. (2003)
37. WEI, X., LING, J., ZHANG, S.: The shaping effects of three nickel- titanium rotary instruments on preparing curved canals in posterior teeth, Zhonghua Kou Qiang Yi Za Zhi, 37, 5, 333-5.(2002)
38. RAIDEN, G., KOSS, S., COSTA, L., HERNANDEZ, JL.: Radiographic measurement of residual root thickness in premolars with post preparation, J. Endodon., 27, 4, 296-298. (2001)
39. JOHNSON, JK., SCHWARTZ, NL., BLACKWELL, RT.: Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth, J. Am. Dent. Assoc., 93, 597-605.(1976)

40. PETERS, O., LAIB, A., GÖHRING, T., BARBAKOW, F.: Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography, *J. Endodon.*, 27, 1, 1-6.(2001)
41. CALBERSON, FL., DEROOSE, CA., HOMMEZ, GM., RAES, H., DE MOOR, RJ.: Shaping ability of GT Rotary Files in simulated resin root canals, *Int. End. J.*, 35, 7, 607-14. (2002)
42. GALLINA, G., CUMBO, E., GALLO, P., PIZZO, G., D'ANGELO, M.: The effect of instrumentation on original apical foramen shape using steel vs niti rotary: computerized analysis, *Minerva Stomatol.*, 51, 1-10. (2002).
43. BORTNICK, LK., STEIMAN, R., RUSKIN, A.: Comparison of nickel titanium file distortion using electric and air driven handpieces, *J. Endodon.*, 27,1, 57-59.(2001)
44. GABEL, WP., HOEN, M., STEIRMAN, HR., PINK, FE., DIETZ, R.:Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion, *J. Endodon.*, 25, 11, 752-754. (1999)
45. TRIPI, T.R., BONACCORSO, A.: Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study, *J. Endodon.* 27,12, 782-785.(2001)
46. HULSMANN, M., SCHADE, M., SCHAFERS, F.: A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary ni-ti instruments, *Int. End. J.*, 34, 7, 538-46. (2001)
47. GRIFFITHS, IT., CHASSOT, AL., NASCIMENTO, MF., BRYANT, ST., DUMMER, PM.: Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec SC rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals, *Int. End. J.*, 34, 2, 107-12.(2001)

48. NIELSEN, RB., ALYASSIN, AM., PETERS, DD., CARNES, DL., LANCASTER, J.: Microcomputed tomography; an advanced system for detailed endodontic research ,J. Endodon., 21, 561-568. (1995)
49. DOWKER, S., DAVIS, G., ELLIOTT, J.: X ray micro tomography –non destructive three dimensional imaging for in vitro endodontic studies, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 83, 510-516. (1997)



ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Konya'da doğdum. İlkokulu Konya Gazi Mustafa Kemal İlkokulu'nda (1981-1986), ortaokul ve liseyi Konya Anadolu Lisesi'nde (1986-1993) bitirdim. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne girdim. 1999 yılında Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 1999 yılı Güz döneminde Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilimdalı'nda doktora programına başladım. 2001 yılı Haziran ayında Sanatta Yeterlilik sınavını vererek 2002 güz döneminde Prof. Dr. Tayfun Alaçam'ın doktora danışmanlığında doktora tezi çalışmalarına başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.