

ENDODONTİDE KULLANILAN KÖK KANAL ALETLERİ

ENDODONTIC ROOT CANAL INSTRUMENTS

Sis Darendeliler YAMAN*

ÖZET

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri de, kök kanallarının genişletilmesi işlemidir. Ancak kök kanal preparasyonu özellikle, eğri kanallarda oldukça zordur. Kök kanal preparasyonunun etkinliğini artırmak amacıyla çok sayıda kök kanal enstrümanı geliştirilmiştir. Bunlar çeşitli alaşımlardan yapılmış, değişik boyutlara, şekillere ve farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Günümüzde paslanmaz çelik enstrümanlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak eğri kök kanallarında istenmeyen kök kanal şekillerden sakınmak için gerek alaşımları gerekse geometrileri değiştirilerek daha flexibel yeni paslanmaz çelik enstrümanlar elde edilmiştir. Bunlar flexible paslanmaz çelik enstrümanlar olarak isimlendirilir. Ancak bu enstrümanlarla da yeterli preparasyon sağlanamaması nedeniyle enstrümanların uç kısımlarında değişiklik yapılmıştır. Bu enstrümanların özellikleri, kesmeyen uç ile basamak yapmadan ilerleme sağlanır, kesen kısım ve kesmeyen gövde kısmı ile eğri kanallarda transportasyon azaltılır. Bütün bu gelişmelere rağmen paslanmaz çelik enstrümanlarla istenilen sonuçlar elde edilememiştir. Bu nedenle Ni-Ti alaşım içeren enstrümanlar geliştirilmiştir. Nitinol alaşımlar süper elastik davranış gösterirler ve deformasyonu takiben yükün kalkması ile orijinal şekillerine dönüşebilirler. Ni-Ti enstrümanlar paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha az transportasyona sebep olmaktadır. Bu enstrümanlar motorla güvenli bir şekilde kullanılırlar.

Anahtar Kelimeler: Paslanmaz çelik kök kanal enstrümanları, Ni-ti kök kanal enstrümanları

SUMMARY

One of the most important step in endodontic treatment is the mechanical preparation of the root canals. But achieving this, becomes a difficult task especially in the curved canals. A lot of instruments have been developed for improved efficiency in canal preparation. They are made of various alloys, have different shapes and sizes and different physical characteristics. Currently stainless steel instruments have been widely used. But constraints about the curved canals required more flexible instruments to be developed. These new group are known as flexible stainless steel instruments. Despite having improved flexibilities, these instruments are still ineffective in certain preparations. Hence, another attempt was made to modify their cutting tips. With the help of these tips any possible ledges can be avoided and a reduced transportation can be achieved. The stainless steel instruments still fall short of providing satisfactory results in some applications. Nickel titanium instruments were evolved to overcome that feature. Nitinol alloys show super elastic behaviour and retain the original shapes following the unloading. These instruments cause less transportation with respect to the stainless steel instruments and can be safely used with motor driven hand-pieces.

Key words: Stainless-steel root canal instruments, nickel-titanium root canal instruments.

* Doç. Dr. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

Endodontide enstrümantasyonun esas amacı, orijinal kanal kurvatüründen deviasyon olmaksızın kanalın genişletilmesi işlemidir. Bu amacın özellikle, eğimli kanalın apikal bölgesinde sağlanması zordur ve preparasyon esnasında basamak, zipping, perforasyon, transportasyon gibi hatalı işlemler olabilir.

Kök kanal tedavisinin sonuçları, kök kanal preparasyon metodlarına ve kanal genişletmede kullanılan enstrümanlara bağlıdır. Bu nedenle çok sayıda kök kanal enstrümanı geliştirilmiştir. Bunlar çeşitli alaşımlardan yapılmış, değişik boyutlara, şekillere ve farklı fiziksel özelliklere sahiptir²⁴.

Kök kanal aletleri 1960 lara kadar karbon çeliğinden üretilirdi. Ancak bunlar korozyona eğilimlidir ve sterilizasyon sonucu fiziksel değişimler göstermektedir. Bu dezavantajlarından dolayı paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda sterilizasyonun karbon çelik enstrümanlarda torkta ve açısal dönmelerde azalmaya neden olduğunu³³ buna karşın paslanmaz çelik alaşımlarda mekanik özelliklerini etkilemediği gösterilmiştir^{8,13}. Aynı zamanda paslanmaz çelik enstrümanlar daha dayanıklı bulunmuştur.

Prensipte kök kanal aletleri K-tip enstrümanlar, H-tip enstrümanlar olarak gruplandırılır. Bunlar elle kullanılan veya motorla döndürülerek kullanılan aletlerdir.

K-tipi enstrümanlar, K-tipi eğe ve reamer olarak dentini şekillendirmede kullanılan en eski enstrümanlardır. Kare yada üçgen kesitli telin burulması ile oluşturulur. K-tipi reamerlar, eğelerden daha az sayıda kesici kenarlara sahiptir ve bunlar arasındaki açı 10°-30° arasındadır. Bu enstrümana saat yönünde çeyrek dönüş yaptırılıp geri çekilerek kullanılır. Her kök kanal enstrümanının core çapı, esnekliğini ve fraktüre direncini etkiler ve core çapıyla doğru orantılı olarak debris uzaklaştırır.

K-tipi eğelerin spiral sayısı reamerların iki katıdır. Uzun aksları boyunca yivler arasındaki açı 25°-40° arasındadır. Bu nedenle reamerlar gibi esas olarak dönme hareketiyle kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. Özellikle eğri kanallarda K-tipi eğe ve reamerların birbiri ardına kullanımı önerilmektedir¹⁶.

H-tipi Eğeler yuvarlak kesitli çubuğun makine ile kesilmesiyle oluşturulmuştur. Konik kesici kenarları teorik olarak dentine dik açı yapar ve çekme hareketiyle etkili bir şekilde keser. itme hareketi esnasında abrasiv etkisi yoktur. Rotasyon hareketinde ise dentine saplanır, fraktür oluşur. Hedstrom eğelerin kesici kenarı uzun aksı ile 60°-65° açı yapar. Bu nedenle doğrusal eğeleme hareketi ile kullanılırlar¹. Bu enstrümanların pozitif rake açısı nedeniyle tek yönde çekme hareketi ile keserler. H-tipi eğelerin dizaynında rake açısı ve flute arasındaki mesafe eğenin çalışması açısından önemlidir. Dentini kaldırmada pozitif rake açısı ve flute arasında derin oluklu enstrümanlar en etkili olanlardır. Bu core kalınlığını azaltır ancak enstrümanları daha az katı(stiff) ve daha frak-

türe eğilimli yapar. Bütün bunlarla birlikte araştırmacılar minimum sürede kök kanalından maximum dentin kaldırmada paslanmaz çelik Hedstrom eğeleri tercih ederler.

Modifiye Enstrümanlar

Eğri kök kanallarında istenmeyen kök kanal şekillerden sakınmak için yeni paslanmaz çelik enstrümanlar geliştirilmiştir. Bunların gerek alaşımları gerekse geometrileri değiştirilmiş ve geleneksel paslanmaz çelik enstrümanlara göre eğilme ve burulma altında daha yüksek flexibilitate gösteren yeni paslanmaz çelik enstrümanlar elde edilmiştir. Bunlar flexible paslanmaz çelik enstrümanlar olarak isimlendirilirler ve şekil olarak konvansiyonel reamer ve eğelere benzerler. Enine kesitleri üçgen yada eşkenardörtgen şeklindedir. Core çapı düşüktür. Bu nedenle kesme etkinliği ve fleksibilitesi artmıştır^{1,21,25}. Eğilmeye daha az direnç gösterdiği için eğri kanallarda eğildikten sonra düzleşmeleri paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha azdır yani kanalın eğimine uyar²⁵.

Flexible paslanmaz çelik enstrümanlar Flexicut, Flexofile, Flexfile ve Flexoreamer, Flex-R filedir.

Flexicut Krom nikel çelikten oluşmuştur. Enine kesiti üçgendir. Özel ısıl işlem görmüş ve böylece düzgün bir yapıya sahip krom nikel çelikten oluşturulmuştur. Fleksible ve nonagresive uca sahiptir. Çalışma ucu 24-26 spiral içerir. Flute ile uzun aksları arasındaki açı 24°-45° dir²⁴.

Flexofile Üçgen kesitli paslanmaz çeliğin burulması ile oluşturulur. Kesmeyen uçludur. Çalışma ucu 29 spiral içerir. Flute ile uzun aksları arasındaki açı 30°-45° dir²¹.

Flexfile Bu enstrüman eşkenar dörtgen kesitli tapered gövdenin burulması ile oluşturulur. Bir derin ve bir sığ şekilli flute derinliği oluşur. Buda hem fleksibilitesini artırır hemde debrisleri kaldırmasına neden olur²⁴.

Flexoreamer enine kesitleri üçgendir. Rotasyonal reaming hareketinde kesme etkinliği yüksektir. Çalışma ucu 16 spiral içerir. Flute ile uzun aksları arasındaki açı 23°-32° dir²¹.

Flex- R file Üçgen kesitli gövdenin makine ile işlenmesi ile oluşturulur. Balanced-force tekniği ile

kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. Bu enstrümanın önemli karakteristik özelliği modifiye kesmeyen uç kısmıdır. Bu da enstrümanın kurvatür boyunca kayarak kanal merkezinde kalmasını sağlar. Makine ile işlenmiş diğer enstrümanlar gibi fraktüre eğilimlidir²⁴.

Günümüzde enstrümanın apikal kısmının kesme etkinliğini azaltan çeşitli enstrümanlar kullanılmaktadır. Bunlar, Canal Master, Flexogates, Heliapikal dir.

Bu enstrümanların 3 önemli özelliği vardır. 0.75 mm den 2 mm ye kesmeyen uç, basamak yapmadan ilerleme sağlar, 1 mm - 2 mm ya da 5mm kesen kısım ve kesmeyen gövde kısmı eğri kanallarda transportasyonu azaltır^{19,32}.

Heliapikal Apikal 4-5 mm de konvansiyonel eğelere benzer, diğer gövde kısmı dar ve düzdür. Küçük boyutları devamlı rotasyon hareketinde kullanılsa fraktür oluşabilir.

Canal master Dar yuvarlak kesitli gövdeye sahiptir ve kesici uca göre çok esnek yapıya sahiptir. Saat yönünde 60° dönme hareketi ile çok etkili şekilde keser.

Flexogates Canal master'a benzer, düz, fleksible bir gövdesi vardır, kırılmış enstrümanları çıkarabilmek için rahat bir giriş sağlamak amacıyla tutucu kısmı Gates Glidden gibi yapılmıştır.

Bu enstrümanlarla yapılan kök kanal preparasyonları, kısa kesici kısım ve nontapered enstrüman yapısı nedeniyle silindirik olarak sonuçlanacaktır. Bundan dolayı tapered kanal yaratmak için bu enstrümanlar konvansiyonel tapered el ya da dönen enstrümanlarla birlikte kullanılmalıdır³².

Nikel-Titanyum Enstrümanlar

Herşeye rağmen bugüne kadar yapılan çalışmalarda noncutting flexible paslanmaz çelik enstrümanlarla bile tatminkar sonuçlar elde edilememiştir. Paslanmaz çelik enstrümanların kırılğan ve yeteri kadar flexible olmamasının getirdiği problemler yeni materyallerin araştırılmasını zorunlu kılmıştır. Bu alanda en umut verici sonuçlar Ni-Ti alaşımların kullanıma girmesi ile olmuştur.

Ni-Ti alaşımların endodontide kullanımı ile ilgili olarak Wallia³⁰ Ni-Ti eğelerin bazı fiziksel özelliklerini değerlendirmiştir.

Ni-Ti eğelerin flexibiliteleri nedeniyle eğri kanallarda zipping, basamak ve perforasyon oluşturma eğilimi azdır¹⁰. Bu özellikleri Ni-Ti eğelerin eğri kanallara yerleştirilmesine izin verir. Ni-Ti alaşımlar çok düşük elastik modülüne sahiptir. Bu özelliğinden dolayı paslanmaz çelik enstrümanlara göre 2-3 kez daha flexibledır ve torsional fraktüre daha fazla direnç gösterirler. Flexibilite temelde malzeme özelliklerine bağlıdır ve elastik modülü (E) düşük olan malzeme daha elastiktir. Bütün metaller ve alaşımlar için geçerli olan ve elastik modülle, kesme modülü (G) arasında aşağıdaki ilişki vardır².

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Burada ν Poisson oranı olup metal ve alaşımlar için yaklaşık 0.3 tür. Bu da bir malzemenin G değerinin, o malzemenin E değerinin yaklaşık % 39 olduğunu gösterir.

G değeri bizim açımızdan çok önemlidir, çünkü kullandığımız eğelerin açılmal dönüş miktarı G ye bağlıdır ve aşağıdaki şekilde gösterilir.

Açılmal dönme= Uygulanan Tork/(G* Kesit Alanı Parametresi)

Uygulanan tork hekimin eğeyi kanalda döndürebilmek için uyguladığı güçtür. Eşitlikten görüldüğü gibi G nin küçük olması açılmal dönmeyi artırır.

Ni-Ti alaşımlar % 55 Nikel ve % 45 Titanyumdan oluşur¹⁵. % 55 yada % 60 oranında Nikel içeren Nitinol alaşımlar süper elastik davranış gösterirler ve deformasyonu takiben yükün kalkması ile orijinal şekillerine dönüşebilirler.

Klinik kullanımı göz önüne alındığında Ni-Ti alaşımların süper elastik davranışı çok önemlidir. Düşük elastik modülü nedeniyle eğri kanallarda kullanıldıklarında daimi deformasyon göstermezler. Bunlara karşın Ni-Ti eğelerin kesme etkinliği flexible paslan-

maz çelik enstrümanlardan daha azdır. Kesme etkinliği değerlendirildiğinde paslanmaz çelik enstrümanlar en etkili enstrümanlardır. Ni-Ti Hedstrom yada S eğelerin kesme etkinliği paslanmaz çelik eğelerin % 40' dır²².

Ni-Ti enstrümanların paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha az transportasyona sebep olmalarının sebebinin Ni-Ti enstrümanların kesme etkinliğinin az olmasına bağlanışlardır¹¹.

Endodontide Ni-Ti enstrümanların kullanıma girmesi ile motorla güvenli kullanılabilecek eğe fikri doğmuştur.

Motorla kullanılan Ni-Ti enstrümanların, elle kullanılan enstrümanlara göre daha iyi özelliklere sahip bir kanal preparasyonu hazırladığı belirtilmiştir^{12,20,23}.

Günümüzde yararlı sonuçlar veren 3 elverişli enstrüman vardır. ProFile, Light Speed ve Quantec.

Farklı tasarımlarda olmasına rağmen, üçü de radyal alanın kullanımında bazı temel benzerlikler gösterir. Radyal alan enstrümanların kanal duvarını kontrolsüz bir şekilde kesmesini ve böylece istenmeyen transportasyon oluşmasını engeller ve enstrümanın kanal merkezinde kalmasını sağlar. Bu alan aynı zamanda enstrümanların dayanıklılığını da artırır. Motorla kullanılan Ni-Ti enstrümanlar stress sonucu olan fraktürleri önlemek için sabit hıza gerek gösterirler. Bunun için hava ile kullanılandan ziyade elektrikli handpiece ile kullanılmalıdır.

ProFile Enstrümanlar

Ni-Ti gövdenin üzerine üç eşit aralıklı, U şekilli olukların taşlanması ile yapılmıştır⁵. Enstrümanlardaki çıkıntılar düz yüzeylere sahiptir ve bunlar yüzey hareketi ile keserler. Yuvarlatılmış düz uçları vardır ve bu uç dizaynı daha az transportasyon ve basamak oluşturur. İki farklı taper' a sahiptir. Standart taper 0.04 ve ilave olarak 0.06 bulunur⁶. 15-90 boyutlara sahiptir. Kanal girişini sağlayan enstrümanlara da sahiptir. Paslanmaz çelik enstrümanların tersine daha geniş ProFile enstrümanlar daha kü-

çük enstrümanlardan daha çok deforme olur. Enstrümanların büyük taper' a sahip olması ve dönüş esnasında yüzey hareketi ile dentini kaldırması düzgün kanal duvarlarına sahip konik bir preparasyon oluşturur^{7,27}. Eğe ile kök kanalının temas ettiği radyal alan dentin talaşlarının dışarı hareketinde kolaylık sağlar. ProFile enstrümanların kullanımında kanal içinde bir lubrikant ile kullanımı, enstrümanlarının hafif basınç ve çekme hareketi ile kullanılması, sık sık debrislerin temizlenmesi gereklidir. Kullanımdaki dönüş hızı için 150-300 rpm kullanılmalıdır³.

LightSpeed Enstrümanlar

Uzun kesmeyen kısmı ve kesici konik formda kısa baş kısmı vardır. Bu kesici kısım 0.25 den 1.75 mm' ye değişen boyutlara sahiptir¹⁷. 22 enstrümanlık bir set içerir. Boyutları 20-140 arasındadır. Yarı boyutları da içerir. Gövdeleri ince olduğundan daha flexible' dir. Lightspeed enstrümanların standart 0.2 taper yapısı yoktur ve gövdeleri üzerinde tipik 16 mm lik reaming ve filing yüzeyleri yoktur¹⁸. Kesitleri konvansiyonel enstrümanlara göre daha incedir. Bundan dolayı eğri kanallarda daha iyi yol bulur. Bu enstrümanlar da eğri kanallarda merkezi kalır ve böylece daha küçük apikal preparasyon sağlar³². Lightspeed enstrümantasyonun iyi sonuç vermesi temel olarak, Ni-Ti alaşımının flexibilitésinden dolayıdır. Bu flexibilité enstrümanların çok eğri kanallarda bile yol almasını sağlar. İkinci olarak, şekillendirme esnasında kesmeyen yönlendirici uç, kesici kısmının daha merkezde kalmasını sağlar. Lightspeed enstrümantasyonun iyi sonuç vermesindeki üçüncü neden, bu enstrümanların nötral kesme açısıdır. Bundan dolayı uç kısmı takip ederek gereksiz yerlerde dentin kaldırmazlar. Eğer açı pozitif olsaydı, kök orta bölgesi ve apikalde transportasyon artardı. Kanal preparasyonu oldukça iyidir²⁶ ve transportasyon, basamak ve zipping çok azdır¹⁸. Ancak işlemi tamamlamak için aşırı sayıda enstrüman kullanımı sıkıntı yaratır. Dönüş hızı 750-2000 rpm dir¹⁴.

Quantec Enstrümanlar

Eşit olmayan aralıklı, geniş radyal alanlara ve azaltılmış periferel yüzeylere sahiptir²⁹. Sürtünme di-

rencini azaltmak için radyal alan marjinal alan bırakılarak periferel yüzeyin azaltılması ile modifiye edilmiştir. Quantec enstrümanların bıçakları pozitif kesme açısıyla bir spiral oluşturur²⁹. Quantec enstrümanların uç dizaynı daha çok dentin kaldırır. İki uç geometrisine sahiptir. Bunlardan birincisi LX Non-Cutting olarak adlandırılır ve rutin çalışmalarda, keskin eğimlerde ve hassas apikal bölgelerde kullanılır. Bunun nedeni ucun keskin eğimlerde eğilmesi ve daima merkezde kalmasıdır.

İkinci uç geometrisi SC Safe-Cutting olarak tanımlanır ve küçük, dar kanallarda, kalsifiye kanallarda ve tıkalı kanallarda etkin bir şekilde kullanılır. Bunun nedeni ise ucun apikal yönde hareket ederken kesmesi ve stresi azaltmasıdır²⁸. Quantec enstrümanlar hafif pozitif kesme açısına sahiptir böylece yüzeyi kazımaktan ziyade traşlar⁴. Quantec enstrümanlar için optimum hız 300-350 rpm dir. Bu hız kesme etkinliğini artırır ve enstrümanlar da olan stresi minimumda tutar.

Son yıllarda, Microtitane enstrümanlar titanyum bazlı enstrümanlardır ve ağırlıkça %90 titanyum %5 alüminyumdur. Microtitan enstrümanlar flexible paslanmaz çelik enstrümanlara yakın fraktür rezistansı gösterirler ancak flexibiliteyi artırmıştır²⁵. Ni-Ti enstrümanların tersine Microtitan enstrümanlar süperelastik özellik göstermezler. Kesme etkinlikleri, konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlarla yaklaşık aynıdır, ancak flexible paslanmaz çelik enstrümanlara oranla daha azdır. Kanalin iç tarafından zorlukla materyal kaldırılırken, dış tarafından aşırı materyel kaldırılır. Kurvatürün dış duvarında basamak gibi istenmeyen şekiller yaratmaktadır.

Yeni Tekniklerin Kullanımında

Yapılması Gerekenler

Yöntem tam alışana kadar apikal kontrolün sağlanması için bu bölge elle hazırlanmalıdır. Motorla kullanılan tüm enstrümanlar yüksek tork ve kontrollü hız veren aletlerle kullanılmalıdır.

Ni-Ti enstrümanlar flexible olduklarından keskin

apikal eğimli kanallarda, birleşik iki kanalın olduğu ve çift S şekilli eğimli kanallarda çok fazla eğilirler ve dönüş esnasında kırılabilirler. Bunu önlemek için Ni-Ti dönen enstrümanlardan önce eğeler kullanılmalıdır.

Daima hafif basınç uygulanmalıdır.

İstenilen derinliğe ulaşıncaya hemen çıkartılmıdır.

Kanal ağzına daima düz bir çizgi halinde giriş sağlanmalıdır.

Enstrüman devamlı olarak apikal koronal yönde hareket ettirilmelidir.

Enstrümanın yavaşça ilerlemesine izin verilmelidir.

İşlem boyunca sık sık ve bol olarak NaOCl ile irigasyon yapılmalıdır.

Enstrümantasyondan sonra apikal kısmın radyografik ilişkisi korunmalıdır.

Üreticiden gelen bilgilere tam olarak güvenilmemelidir. Bilimsel çalışmalarla desteklenmelidir.

Her zaman sabit hız sağlanmalıdır.

Eğeler sık sık stress ve deformasyon açısından kontrol edilmeli ve hatalı bulunan atılmalıdır.

Kök kanal anatomisini bilmek ve görebilmek yapılan işlemlerde olabilecek hataları minimize eder.

Kalsifiye, dar ve eğimli kanallarda eğeler daha çok strese maruzdur ve daha kolay kırılır.

Testler Ni-Ti eğelerin eğimli kanallarda 400-800 dönüşten sonra kırıldığını göstermiştir.

İki kanal keskin bir açıyla daha ince bir tek kanal halinde devam ederse, burada Ni-Ti el aletleri ya da önceden eğilmiş keskin el enstrümanlarının kullanılması düzgün bir geçiş sağlar.

Apikal bölgede keskin ve ani eğimli kanallarda Ni-Ti el aletleri ya da önceden eğilmiş keskin el enstrümanları kullanılmalıdır.

Geniş bir kanal aniden daralırsa (mand. molarların distal kanalları) Ni-Ti el aletleri ya da önceden eğilmiş keskin el enstrümanları kullanılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Al-Omari MAO, Dummer PMH, Newcombe RG. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1 and 2. *Int Endod J* 25: 57-75,1992.
2. Beer FP, Johnston R. *Mechanics of materials*. Second SI Metric Edition McGraw-Hill, Singapore, 1993.
3. Beeson TJ, Hartwell GR, Thornton JD, Gunsolley JC. Comparison of debris extruded apically in straight canals : Conventional filling versus ProFile .04 taper series 29. *J Endod* 24:18-22,1998.
4. Bertrand MF, Pizzardini P, Muller M, Mendioni E, Rocca JP. The removal of the smear layer using the Quantec system. A study using the scanning electron microscope. *Int Endod J* 32: 217-224,1999.
5. Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 31:275-281,1998.
6. Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J* 31:282-289,1998.
7. Bryant ST, Dummer PMH, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper Profile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 32:155-164,1999.
8. Chernick LB, Jacobs JJ, Lautenschlager EP, Heuer MA. Torsional failure of endodontics files. *J Endod* 2: 94-97,1976.
9. Cohen S, Burns RC. *Pathways of the Pulp*. 7th ed. Mosby St. Louis, Missouri, 1998.
10. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod* 23:232-235,1997.
11. Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-files instrumentation using computed tomography. *J Endod* 22: 369-375, 1996.
12. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven and K-flex endodontic instrument. *J Endod* 21:146- 151, 1995.
13. Iverson GW, von Fraunhofer JA, Hermann JW. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *J Endod* 11: 266-268,1985.
14. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK. Assessing apical deformation and transportation following the use of Light Speed root-canal instruments. *Int Endod J* 9: 113-117, 1996.
15. Lautenschlager Ep, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 43: 245-253,1993.
16. Machian GR, Peters DD, Lorton L. The comparative efficiency of four types of endodontic instruments. *J Endod* 8: 398-402,1982.
17. Maending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study *Int Endod J* 31: 57-62, 1998.
18. Portenier I, Lutz F, Barbakow F. Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. *Int Endod J* 31:103-111,1998.
19. Roig-Cayon M, Brau-Aguade E, Canaldi-Sahli C, Moreno-Aguado V. A comparison of molar root canal preparations using Flexofile, Canal master- U and Heliapikal instruments. *J Endod* 20:495-499,1994.
20. Royal JR, Donnelly JC. A comparison of maintenance of canal curvature using balanced-force instrumentation with three different file types. *J Endod* 21:300-304,1995.
21. Schafer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J Endod* 21: 493-497,1995.
22. Schafer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int Endod J* 29: 302-308,1996.
23. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 23:503-507,1997.
24. Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR. *Colour Atlas and Text at Endodontics*, 2th ed. Mosby-Wolfe London, 1995.
25. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 23:141-145, 1997.

26. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. J Endod 23:742-747,1997.
27. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Profile.04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. Int Endod J 30:1-7,1997.
28. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. Int Endod J 31:259-267,1998.
29. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. Int Endod J 31:268-274,1998.
30. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod 14 : 346-351,1988.
31. Weine FS. Endodontic Therapy. 4th ed. Mosby St. Louis, 1989.
32. Wildey WL, Senia EE. A new root canal instrument and instrumentation technique : a preliminary report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67 : 198-207,1989.
33. Younis O. The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 43: 130-134,1977.

Yazışma adresi

Doç. Dr. Sis DARENDELİLER YAMAN
GÜ Dişhekimliği Fakültesi
Diş hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı
06510 Emek - Ankara