

# Döner Eğelerde Performans ve Dayanıklılığı Artırmaya Yönelik İşlemler

Merve Çoban Öksüzer<sup>1</sup>

Ahter Şanal Çıkman<sup>2</sup>

## Özet

Nikel-Titanyum (NiTi) kök kanal aletlerinin geçmişten günümüze geliştirilmesiyle endodontik tedavilerin süresi kısalmış ve komplikasyonların sıklığı azalmıştır. NiTi aletler paslanmaz çelik enstrümanlarla karşılaştırıldığında, şekil hafızası ve süperelastisite özellikleri aletin kırılma riskini büyük oranda azaltır. Endodontik eğelerinin yapımı için kullanılan NiTi alaşımların ağırlıkça %56'sı nikelden, %44'ü titanyumdan meydana gelmektedir. Üretilen bu alaşım tuza dayanıklı, su geçirmeyen ve manyetik olmayan bir alaşımdır. NiTi alaşımlar yapılarındaki elementlerin oranına bağlı olarak martensit ve östenit adı verilen iki farklı kristal yapı sergiler. Alaşımın östenit ve martensit yapıları arasındaki geçişi stres ve ısıya bağlı olarak meydana gelir. Alaşım martensit yapıdayken yumuşak ve kolayca deforme olabilecek bir haldedir, östenit yapı ise sert ve güçlü bir haldir. NiTi aletlerin yüzey özellikleri geliştirilerek esneklik, kesme etkinliğini ve döngüsel yorgunluk dayanımı artırılmak istenmiştir. Böylece şekillendirme sonucu görülebilecek iyatrojenik hataların, komplikasyonların, apikal bölgeye taşan debris miktarının azalması ve tedavinin daha hızlı bir şekilde bitirilmesi gibi avantajlar elde edilmiştir.

## 1. Giriş

Kök kanal preparasyonuna yaklaşım tarzı yıllar içerisinde değişikliğe uğramıştır. Paslanmaz çelik kanal aletlerinin endodontik tedavide yetersiz performans sergilemesinden ötürü NiTi kanal aletleri piyasaya sürülmüştür. Özellikle eğri kanalları şekillendirmede gösterdiği başarılı performansla daha çok tanınmıştır<sup>1</sup>. NiTi alaşım, ilk kez Amerika'da, Maryland Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında (Naval Ordinance Laboratory) 1962 yılında W.F. Buehler tarafından geliştirilmiştir<sup>2</sup>. Üretilen bu alaşım tuza dayanıklı, su geçirmeyen ve manyetik olmayan bir alaşımdır<sup>3</sup>. Endodontik

1 Arş. Gör., merve.coban@erdogan.edu.tr, Orcid: 0000-0003-3437-0969

2 Dr. Öğr. Üyesi, ahter.sanalcikman@erdogan.edu.tr, Orcid : 0000-0003-2145-5859

eğelerinin yapımı için kullanılan NiTi alaşımların ağırlıkça %56'sı nikelden, %44'ü titanyumdan meydana gelmektedir<sup>4</sup>. NiTi alaşımların diş hekimleri için klinik önemi şekil hafızası ve süperelastisite özellikleridir<sup>5</sup>. Şekil hafızası özelliğine sahip bir alaşım, yapısındaki elementlerin oranlarına göre belirli bir sıcaklık (dönüşüm sıcaklığı) değerinin altında ve üzerinde farklı iki kristal yapı ve şekil gösterir. Alaşım, dönüşüm sıcaklığının üzerindeki sıcaklık değerlerinde östenit yapı (ana faz); dönüşüm sıcaklığının altındaki sıcaklık değerlerinde ise martensit yapı (yavru faz) sergiler. Alaşımın östenit ve martensit yapıları arasındaki geçişi stres ve ısıya bağlı olarak meydana gelir. NiTi alaşım martensit yapıda iken mekanik deformasyona uğradığında dönüşüm sıcaklığının üzerine kadar ısıtılırsa östenit yapıya geçer ve ilk halini geri kazanır buna 'şekil hafızası' denir<sup>6</sup>. Östenit halde olan bir alaşım strese maruz kalınca martensit yapıya geçer, sıcaklık değiştirilmeden yalnızca stresin ortadan kaldırılmasıyla materyal eski haline dönebilir. Bu özelliği sergileyen alaşımlar 'süperelastik' olarak adlandırılır<sup>5</sup>. Alaşım martensit yapıdayken yumuşak ve kolayca deforme olabilecek bir haldedir, östenit yapı ise sert ve güçlü bir halidir<sup>7</sup>. NiTi döner aletlerin endodontik tedavide kullanılmaya başlanmasıyla şekillendirme sonucu görülebilecek iyatrojenik hataların, komplikasyonların azalması ve tedavinin daha hızlı bir şekilde bitirilmesi gibi avantajlar elde edilmiştir<sup>8</sup>.

## 2. NiTi Döner Eğelere Uygulanan Yüzey İşlemleri

NiTi aletlerin yüzey özellikleri geliştirilerek, alaşımların temel süperelastik mekanik özellikleri etkilenmeden, yüzeydeki defektleri minimuma indirmek ve yüzey sertliği, esneklik, kesme etkinliği ve döngüsel yorgunluk direncini artırmak için çokça yöntem geliştirilmiştir<sup>9</sup>. Bu yöntemler: İyon implantasyonu, termal nitridasyon, kriyojenik (dondurucu) uygulama, elektropolisaj ve elektriksel deşarj işlemidir.

### 2.1. İyon implantasyonu

NiTi alaşımın mekanik özelliklerini değiştirmeden Ni elementinin salınmasını azaltmak üzere titanyum nitrit (TiN) ya da polimerler ile yüzey kaplama yöntemleri uygulanabilir<sup>10</sup>. Fakat, polimerler ile yüzey kaplama çok sayıda medikal malzeme için uygun değildir. TiN kaplamalar da kaplama ile malzeme arasında bulunan ara yüz sebebiyle dezavantaj sergilemektedir. Bu olumsuz özellikleri dışlamak için yüzey ile materyal gövdesi arasında kesintisiz bir ara yüz oluşmasını sağlayan iyon implantasyonu işlemi uygulanabilir<sup>11</sup>. Bu işlemde alaşım plazma içine daldırılır, sonrasında yüksek negatif atımlı voltaj uygulanır. İşlem sonunda plazmadan kopan bu iyonlar hızlanarak alaşımın yüzeyine tutunur<sup>12</sup>. İyon implantasyonu sayesinde metallerin

sürtünme katsayısı, sertlik ve aşınma direnci gibi farklı özellikleri iyileştirilebilir<sup>10,11</sup>.

## 2.2. Termal Nitridasyon

Termal nitridasyon işlemi östenit bitiş sıcaklığı 150 °C olan NiTi alaşımların kapalı kutularda 9000 °C'de 90 dakika, ardından 10000 °C'de 60 dakika boyunca tavlınmasıdır. Bu işlemde nitrojen (N) atomları alaşım içine difüze olur ve krom (Cr) içerikli çelik bir folyo sayesinde atmosferik oksijenin girişi engellenir. Sonuç olarak, en dış yüzeyde ince bir TiN tabakası bulunur ve altında daha kalın Ti<sub>2</sub>Ni tabakası bulunan düzenlenmiş bir yüzey meydana gelir<sup>13,14</sup>.

## 2.3. Kriyojenik Uygulama

Metallerin termal stabilitesini ve yüzey sertliği artırmak için üretim esnasında soğuk uygulanması önerilmektedir<sup>15</sup>. Kriyojenik uygulamada; metal, sıvı azot içerikli aşırı soğutulmuş bir banyo (-1960 °C/ -3200 F) içerisine daldırılır, daha sonra oda sıcaklığında yavaşça ısınmaya bırakılır<sup>15,16</sup>. Bu işlem esnasında materyal özelliklerinin değişimini sağlayan durumlar östenit fazından martensit fazına daha çok geçiş olması<sup>17</sup> ya da kristal yapı içerisine ince haldeki karbit partiküllerinin çökmesidir<sup>16</sup>. Diğer yüzey işlemlerinin tersine kriyojenik uygulama ile yalnızca materyalin yüzeyi değil, enine kesitin tamamı da etkilenmektedir<sup>18</sup>.

## 2.4. Elektropolisaj

Elektropolisaj NiTi aletlerin üretiminden sonra final bitirme işlemi olarak uygulanan standart yüzey tedavisi yöntemidir. Elektropolisaj sonrasında alaşım yüzeyinden metal iyonları çözülür ve yüzeyin morfolojik ve kimyasal yapısı farklılığa uğrar. Ti iyonlarının oksidasyona uğramasıyla TiO<sub>2</sub> oluşur ve alttaki metalin korozyon dayanımını artırır. Bu oksidasyon süreci ile alet üzerindeki defektif yüzey tabakası kaldırılmış olur<sup>19-21</sup>.

## 2.5. Elektriksel Deşarj İşleme (EDM)

EDM sistemi 'spark-erozyon' adı verilen bir teknoloji kullanarak alaşımları üretmektedir<sup>22,23</sup>. Sistemdeki iletken sıvıya verilen elektrik akımı ile temasız bir termal erozyon meydana gelir. Sonuçta alaşım üzerinde erime alanları oluşarak bazı kısımları buharlaşarak uzaklaşır. Finalde uygulanan mekanik ve termal işlemler ile de döngüsel yorgunluk direnci artırılmış bir materyal ortaya çıkar<sup>24,25</sup>. Bu sisteme verilebilecek örnek Hyflex EDM (Coltene)'dir<sup>22,23</sup>.

### 3. Endodontik Eğelerin Üretiminde Kullanılan Isıl İşlem Görmüş NiTi Alaşımlar

Isıl işlem katı halde bulunan alaşımlara veya metallere belirli bazı özellikler kazandırmak için bir veya çok kez, bazen de art arda uygulanan ısıtma ve soğutma işlemleridir<sup>26</sup>.

#### 3.1. M-Wire Alaşımı

NiTi teller üzerinde gerçekleştirilen bir takım ısı uygulamaları ile üretilen M-wire teller (Dentsply Tulsa Dental Specialties) ilk kez 2007 yılında piyasaya sunulmuştur<sup>27</sup>. WaveOne, Reciproc, ProFile Vortex, Vortex Blue, ProFile GT Series X M Wire tellerden üretilen döner eğe sitemleri olarak örnekendirilebilir. M-wire teller ile üretilen eğelerin östenit transformasyon sıcaklığı (500 °C) geleneksel NiTi eğelere (16-310 °C) göre daha fazladır. Buna bağlı olarak geleneksel NiTi eğeler vücut ısısında östenit fazda iken, M-wire eğeler martensit fazdadır<sup>28,29</sup>. M-wire NiTi eğeler geleneksel NiTi eğelere göre daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı sergilerler<sup>30,31</sup>.

#### 3.2. Kontrollü Hafızalı (CM) Wire Alaşımı

2010 yılında piyasaya CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN) alaşımdan üretilen NiTi eğeler özel bir termomekanik işlemle üretilirler ve bu özel işlem materyal hafızasını kontrol altında tutar. Yüksek derecede elastisitesi olan bu eğeler geleneksel süper elastik NiTi eğelerin tersine şekil hafızası göstermemektedirler<sup>27</sup>. Typhoon ve HyFlex CM Wire telden yapılmış eğelere örnektir. CM Wire eğeler, M-wire eğeler gibi vücut ısısında martensit fazında bulunur<sup>7</sup>. CM Wire eğeler geleneksel NiTi eğeler ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa karşı direnci yaklaşık %300-%800 oranında daha fazladır<sup>32</sup>. Ayrıca bu eğelerin stres altındaki martensit dönüşümü için gerekli olan kritik stres değeri (128-251 MPa) geleneksel NiTi eğelere (490-582 MPa) göre daha azdır<sup>33</sup>. Ek olarak maksimum gerilim kuvveti değeri (yaklaşık 1094 MPa) de geleneksel eğelerden (yaklaşık 1415 MPa) daha azdır. Kırılmadan önceki maksimum gerilim (%58,4-%84,7) ise geleneksel NiTi eğelere kıyasla (%16,7-%27,5) çok daha fazladır. Bütün bu özellikler CM Wire eğelerin geleneksel eğelerden daha esnek olduğunu göstermektedir<sup>27</sup>.

#### 3.3. R-fazı Alaşımı

R-fazı; martensit ve östenit döngüsü sürecinde oldukça dar bir sıcaklık aralığında oluşan ve eşkenar dörtgen biçiminde yapı gösteren bir ara fazdır. SybronEndo firması tarafından 2008 yılında tanıtılmıştır. Östenit fazda bulunan NiTi telin ısıtılmasına tabi tutulması sonrası R-fazına dönüştürülmesi ile

gerçekleşen bir üretim yöntemi geliştirilmiştir<sup>27</sup>. Östenit fazda süperelastik özellikleri sebebiyle bükülemediklerinden dolayı aşındırma tekniğiyle üretilen geleneksel NiTi eğelerin tersine, R-fazına sahip alaşımlardan meydana gelen eğeler bükülerek üretilebilirler. Bükülme ile oluşan yapının korunması için ek ısı işlemler uygulandıktan sonra materyal östenit faza geri döndürülür<sup>34</sup>. K3XF ve Twisted File sistemleri R-fazında üretilen ege sistemlerine örnek gösterilebilir. R-fazının süper elastisite ve şekil hafızası özelliği çok iyidir. Ayrıca R-fazdan üretilen NiTi telin elastisite modülü östenit fazda olana göre daha az olduğu için daha esnektir<sup>35</sup>.

### 3.4. Blue wire–Gold wire Alaşımları

Dentsply Sirona 2012’de, NiTi CM alaşımlar için yeni bir termal işlem uygulaması geliştirmiştir. Bu aletler ısıtma ve soğutmadan oluşan bir takım termal işlemlere maruz kalmaktadır. Bunun sonucunda alet yüzeyinde eğelerin farklı renklere sahip olmasına neden olan titanyum oksit tabakası oluşmaktadır. Blue wire aletlerdeki titanyum oksit tabakasının kalınlığı 60–80 nm’dir; Gold wire aletlerde ise bu tabaka 100–140 nm’dir. Aletin rengi, yüzeydeki titanyum oksit tabakasının kalınlığı ile belirlenir<sup>36,37</sup>. Örnek olarak verilebilecek ege sistemleri WaveOne Gold (Dentsply Sirona), ProTaper Gold (Dentsply Sirona), Reciproc Blue (VDW), Vortex Blue (Dentsply Sirona)’dur<sup>38</sup>.

### 3.5. Max-wire Alaşımı

FKG Dentaire firması 2016 yılında özel termomekanik işlemlerle geliştirilmiş bir NiTi alaşım olan Max-wire’ı (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex) piyasaya sürmüştür. Max wire alaşım, oda sıcaklığında bulunduğu kısmen düz bir yapı sergiler ve martensit fazdadır. Alet kök kanalı içindeki sıcaklık derecesine maruz kaldığında östenit faza geçerek kıvrımlı bir yapı sergiler ve bu kıvrımlı yapı sayesinde kök kanal düzensizliklerine ve dentin duvarının tamamına temas etme şansı bulur. Max-wire aletlere örnek XP-endo Finisher, XP-endo Finisher R ve XP-endo Shaper (FKG, İsviçre) aletleridir<sup>38</sup>.

### 3.6. T-Wire ve C-Wire Alaşımları

TWire ve C-Wire alaşımlardan üretilen termal işlem görmüş NiTi eğelerini MicroMega (Besancon, Fransa) firması piyasaya sürmüştür. 2Shape eğeleri T-wire alaşımdan üretilmektedir ve aletin kırılma direnci termomekanik işlem görmemiş eğelere göre %40 daha fazladır. Üretici firma tarafından eğelerin kullanımlarından sonra eski haline dönebildiği belirtilmektedir.

C-Wire alaşımından üretilen OneCurve eğeleri ile şekil hafızası kontrol edilebilirliği sağlanmıştıır bu da üretici firmanın alaşıma uyguladığı ısıl işlemler sayesinde ortaya çıkmıştıır<sup>39</sup>.

### **3.7 Firewire Alaşımı**

Firewire Alaşımı, 2015 yılında EdgeEndo (Albuquerque, New Mexico, ABD) firması tarafından tanıtılmıştıır. Alaşıma uygulanan farklı ısıtma ve soğutma işlemlerinden sonra ortaya daha esnek bir materyal çıktığı ve NiTi alaşımında mevcut olan şekil hafızası özelliğinin azaltıldığı söylenmektedir<sup>39</sup>. Eğe, hafıza kontrolü özelliği ile kıvrımlı ve kavisli kök kanallarında basamak oluşturmadan ve perforasyon gerçekteşmeden apikale doğru ilerleyebilmektedir. Bu alaşımdan üretilen sistemlere Edge Endo ailesi örnek olarak verilebilir. Edge Endo ailesi 6 eğe sisteminden oluşur; Edgefile, Edgetaper Platinum, Edgesequel Sapphire, Edgeone Fire, Edgetaper Encore NiTi ve Edge Glide Path eğeleridir<sup>40</sup>.

## **4. SONUÇ**

Kanal tedavisinde kullanılan döner aletler, geçmişten günümüze kadar endodontik tedavi uygulamalarında hekimlere kolaylık sağlayıp çok önemli bir yer bulmuştur. Her geçen gün yeni teknolojiler ile geçmişte üretilmiş materyallere ek, farklı özellikler eklenerek güncel ve daha işlevsel ürünler geliştirilebilir. Alaşımlara uygulanan farklı yüzey işlemleri ve ısıl işlemler ile daha esnek, döngüsel yorgunluk ve kırılma direnci daha yüksek olan materyaller üretilmektedir. Sonuçta, bu ürünlerin klinikte meydana gelebilecek komplikasyonların riskini azaltması ve tedavi başarısını artırması beklenmektedir.

## REFERANSLAR

1. Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., & Papadimitriou, G. D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 103(6), 843–847. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.12.026>
2. Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y.-F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42–54. <https://doi.org/10.1111/etp.12045>
3. Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., & Wiley, R. C. (1963). Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475–1477. <https://doi.org/10.1063/1.1729603>
4. Walia, H., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346–351. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1)
5. Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297–310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
6. Porter, D., Easterling, K., & Sherif, M. (2009). *Phase Transformations in Metals and Alloys* (THIRD EDIT). CRC Press.
7. Otsuka, K., & Wayman CM. (1999). Shape memory materials. In *Unitex* (Issue 2). Cambridge Press. <https://doi.org/10.47813/mip.4.2022.4.14-17>
8. Küçükay Es, Küçükay I, Y. B. (2004). Kök kanalı şekillendirme yöntemleri. In *İstanbul*.
9. Gutmann, J. L., & Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: A focused review. *International Endodontic Journal*, 45(2), 113–128. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>
10. Schellhammer, F., Berlis, A., Bloss, H., Pagenstecher, A., & Schumacher, M. (1997). Poly-lactic-acid coating for endovascular stents: Preliminary results in canine experimental arteriovenous fistulae. *Investigative Radiology*, 32(3), 180–186. <https://doi.org/10.1097/00004424-199703000-00008>
11. Shevchenko, N., Pham, M. T., & Maitz, M. F. (2004). Studies of surface modified NiTi alloy. *Applied Surface Science*, 235(1–2), 126–131. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2004.05.273>



12. Mohammadi, Z., Soltani, M. K., Shalavi, S., & Asgary, S. (2014). A review of the various surface treatments of NiTi instruments. *Iranian Endodontic Journal*, 9(4), 235–240.
13. Liu, X., Chu, P. K., & Ding, C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 47(3–4), 49–121. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>
14. Starosvetsky, D., & Gotman, I. (2001). Corrosion behavior of titanium nitride coated ni-ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials*, 22(13), 1853–1859. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00368-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00368-9)
15. Molinari, A., Pellizzari, M., Gialanella, S., Straffelini, G., & Stiasny, K. H. (2001). Effect of deep cryogenic treatment on the mechanical properties of tool steels. *Journal of Materials Processing Technology*, 118(1–3), 350–355. [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(01\)00973-6](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(01)00973-6)
16. Huang, J. Y., Zhu, Y. T., Liao, X. Z., Beyerlein, I. J., Bourke, M. A., & Mitchell, T. E. (2003). Microstructure of cryogenic treated M2 tool steel. *Materials Science and Engineering A*, 339(1–2), 241–244. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(02\)00165-X](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(02)00165-X)
17. Barron, R. F. (1982). Cryogenic treatment of metals to improve wear resistance. *Cryogenics*, 22(8), 409–413. [https://doi.org/10.1016/0011-2275\(82\)90085-6](https://doi.org/10.1016/0011-2275(82)90085-6)
18. Mohan Lal, D., Renganarayanan, S., & Kalanidhi, A. (2001). Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics*, 41(3), 149–155. [https://doi.org/10.1016/S0011-2275\(01\)00065-0](https://doi.org/10.1016/S0011-2275(01)00065-0)
19. Anderson, M. E., Price, J. W. H., & Parashos, P. (2007). Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 33(10), 1212–1216. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.07.007>
20. Haider, W., Munroe, N., Tek, V., Pulletikurthi, C., Gill, P. K. S., & Pandya, S. (2009). Surface modifications of nitinol. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 19(2), 113–122. <https://doi.org/10.1615/JLongTermEffMedImplants.v19.i2.30>
21. Trepanier, C., Tabrizian, M., Yahia, L., Bilodeau, L., & Piron, D. L. (1998). Effect of modification of oxide layer on NiTi stent corrosion resistance. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43(4), 433–440. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199824\)43:4<433::AID-JBMM11>3.3.CO;2-R](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199824)43:4<433::AID-JBMM11>3.3.CO;2-R)
22. Zanza, A., D'angelo, M., Reda, R., Gambarini, G., Testarelli, L., & Di Nardo, D. (2021). An update on nickel-titanium rotary instruments in endodontics: Mechanical characteristics, testing and future perspective—An overview. *Bioengineering*, 8(12). <https://doi.org/10.3390/bioengineering8120218>



23. Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C. L., Machado, M. E. de L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. de M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32, 44–65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
24. Iacono, E., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Gandolfi, M. G., Giorgini, L., & Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303–313. <https://doi.org/10.1111/iej.12620>
25. DDS, E. P. P., Lo Savio PhD, F., PhD, S. B., DDS, G. P. P., DDS, N. M. G. P., La Rosa MSc PhD, G., & DMD, E. R. (2016). Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of Endodontics*, 42(1), 156–159. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2015.10.004> %0Apapers3://publication/doi/10.1016/j.joen.2015.10.004
26. Türk Standartları, (2020). [www.tse.org.tr](http://www.tse.org.tr)
27. Phd, Y. S. D. D. S., PhD, H. Z. D. D. S., Phd, Y.-F. Z., PhD, B. P. D. D. S., & Phd, M. H. D. D. S. (2013). Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163–172. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.005> %0Apapers3://publication/doi/10.1016/j.joen.2012.11.005
28. Hou, X. M., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 44(3), 253–258. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01818.x>
29. PhD, J. Y., & PhD, Y. G. (2012). Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *Journal of Endodontics*, 38(1), 105–107. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.09.028> %0Apapers3://publication/doi/10.1016/j.joen.2011.09.028
30. Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., & Namerow, K. (2008). Comparison between a Novel Nickel-Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 34(11), 1406–1409. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.07.029>
31. da Cunha Peixoto, I. F., Pereira, É. S. J., da Silva, J. G., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., & Bahia, M. G. de A. (2010). Flexural Fatigue and Torsional Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Instruments. *Journal of Endodontics*, 36(4), 741–744. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.016>

32. Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(7), 997–1001. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.023>
33. PhD, H. Z., PhD, Y. S. D. D. S., PhD, W. Z., PhD, L. L., PhD, Y-F. Z., & PhD, M. H. D. D. S. (2012). Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535–1540. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.006> <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.006>
34. Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., & Testarelli, L. (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 105(6), 798–800. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.02.017>
35. Cheung, G. S. P., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007). Does Electropolishing Improve the Low-cycle Fatigue Behavior of a Nickel-Titanium Rotary Instrument in Hypochlorite? *Journal of Endodontics*, 33(10), 1217–1221. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.07.022>
36. Bojorquez, B., Marloth, R. T., & Es-Said, O. S. (2002). Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*, 9(1), 93–97. [https://doi.org/10.1016/S1350-6307\(00\)00028-5](https://doi.org/10.1016/S1350-6307(00)00028-5)
37. Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088–1103. <https://doi.org/10.1111/iej.12924>
38. Gavini, G., Santos, M. dos, Caldeira, C. L., Machado, M. E. de L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. de M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32(suppl 1). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
39. Işık, V. (2020). Nikel titanyum döner aletlerin metalürjik gelişimi. In E. Küçükay (Ed.), *Endodontide Döner Alet Sistemleri-Hangi Sistem, Nerede, Neden?* (pp. 13–20). Türkiye Klinikleri.
40. Lee, J. Y., Kwak, S. W., Ha, J. H., Abu-Tahun, I. H., & Kim, H. C. (2019). Mechanical Properties of Various Glide Path Preparation Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 45(2), 199–204. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.10.017>