

# Farklı Nikel-Titanyum Teller Tarafından Uygulanan Kuvvet Miktarının Ölçülmesi

Analyzing the Force Value That is Applied by Different Kind Of Nickel-Titanium Wires

## ÖZ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, nikel-titanyum tellerin kalınlıklarına ve markalarına göre kuvvet seviyelerini değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Beş farklı marka tarafından üretilen üç farklı boyutta nikel titanyum tel test edildi. Çalışma sürecinde bir fantom model kullanıldı. Maksiller santral kesici, kanin ve ikinci premolar dişler kuvvetleri ölçmek için yeterli alan sağlamak amacıyla oklüzal yüzeylerinden möllendi. Ark telleri, elastik ligatürlerle braketele bağlandı. Dişler üzerinde ölçüm noktaları belirlendi ve bu noktalara uygulanan kuvvet miktarı bir gauge ile hesaplandı. Test süresince sıcaklık dijital bir sistemle kontrol edildi. Tüm ölçümler ağız içi ortama benzer şekilde  $37.5 \pm 1^\circ \text{C}$ 'de aynı sıcaklıkta yapıldı.

**Bulgular:** Tel kalınlaştıkça kuvvet miktarı artmıştır. Markalar arasındaki kuvvet düzeyinde farklılıklar vardır. Kanin dişlerine uygulanan kuvvet miktarı diğer dişlerden biraz daha yüksektir ve bunun ayrıntılı olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.

**Sonuç:** Ortodontik tedavi kuvvetle yönlendirilir. Kuvvetin seviyesi ve tipi, kullanılan malzemelerin mekanik özelliklerine, kalınlığına ve türüne bağlıdır.

**Anahtar sözcükler:** Ark teli, NiTi, Ortodonti, Kuvvet.

## ABSTRACT

**Aim:** The objective of this study is to evaluate the force level of nickel-titanium wires according to their thickness and brands.

**Material and Method:** Three different sizes of nickel titanium wires manufactured by five different brands were tested. A phantom model was used for study process. Occlusal surfaces of maxillary central incisor, canine and second premolar were grinded for getting space to measure the forces. Arch wires are connected to brackets with elastic ligatures. Measuring points were determined on the teeth and the amount of force applied to these points was calculated by a gauge. The test temperature was controlled with a digital system. All measurements were made at a same temperature of  $37.5 \pm 1^\circ \text{C}$  similar to the oral condition.

**Results:** The amount of force was increased when the wire gets thickened. There were differences at the amount of force levels between brands. The amount of force applied to the canine teeth is slightly higher than other teeth, so it needs to be evaluated in detail.

**Conclusion:** Orthodontic treatment is directed by force. The level and the type of force is determined by the mechanical properties, thickness and type of materials used.

**Key words:** Arch wires, NiTi, Orthodontics, Force.

Bilal AYZAZ<sup>1</sup>

Abdullah Bahadır AKÇA<sup>2</sup>  
Nurhat ÖZKALAYCI<sup>2</sup>

- 1 Serbest Diş Hekimi,  
İstanbul, Türkiye
- 2 Bülent Ecevit Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi,  
Ortodonti Anabilim Dalı,  
Zonguldak, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 04.01.2018  
Kabul tarihi / Accepted: 22.02.2018  
DOI: 10.21306/jids.2018.131

## İletişim Adresi/Corresponding Adress:

Abdullah Bahadır AKÇA  
Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı,  
Zonguldak, Türkiye  
E-posta/e-mail: dtbahadirakca@gmail.com

## GİRİŞ

On dokuzuncu yüzyılın başlarına kadar piyasada yer alan ortodontik ark tellerinin üretim materyalini altın elementi oluşturmuştur. İlerleyen süreçte ortodontik ark teli üretiminde kullanılan materyallerdeki gelişmeler değişik özellikler gösteren farklı ark tellerinin yapımına olanak tanımıştır. Kuvvet oluşturma kabiliyeti, ideale yakın elastiklik modülü, korozyona karşı iyi direnç göstermesi ve düşük üretim maliyeti gibi özellikleri olan östenit paslanmaz çelik teller 1929'da tanıtılmış ve kısa sürede ortodontik ark teli üretiminde hammadde olarak altından daha çok tercih edilir hale gelmiştir (1). NiTi alaşımlar; biyoyumlu olmaları, korozyona dayanıklı olmaları, %10'dan fazla gerilme direncine ulaşabilmeleri ve süperelastik davranışlarından dolayı biyomedikal amaçla kullanılmaktadır (2,3). Ortodontide NiTi ark telleri düşük elastik modülü, yüksek esneklik kabiliyeti ve minimum plastik deformasyon ile çapraşıklıkların



Şekil 1: Test için kullanılan fantom model.

tedavisinde küçük kuvvetler üretebilme gibi özellikleriyle bir ark telinin gereksinimlerini büyük oranda karşılayabilmektedir (4). Nikel titanyum teller sıralanan olumlu mekanik özelliklerine ilaveten süper elastiklikleri sayesinde ortodontide yaygın olarak kullanılmaktadır (5). Bir NiTi telin mekanik özelliklerini belirleyen faktörler; NiTi tellerin içeriğini oluşturan materyallerin özellikleri, ortam sıcaklığı ve çalışma süresidir. Nikel titanyum tellerin içerikleriyle ilgili olarak üretici firmalar bu tür bilgileri açıklama konusunda temkinli davranmaktadır (6). Dental arkin hizalanması ve seviyelenmesi ortodontik tedavinin başlangıç aşamasıdır. Estetik fonksiyon ve stabilizasyonun sağlanarak ilk aşamanın tamamlanması gerekmektedir (7). İyi planlanmış bir ortodontik tedavi esnek ve süperelastik tellerin her arkin braketlerine bağlanmasıyla başlamaktadır. Düşük sertlik ve yüksek süperelastik özellik gösteren NiTi ark telleri genellikle ortodontik tedavinin başlangıç ve seviyeleme aşamasında etkili diş hareketi ve arzu edilen biyolojik cevabı oluşturmak için kullanılmaktadır (8).

Sunulan çalışmada başlangıç ve seviyeleme aşamasında kullanılan farklı markalara ait farklı kalınlıklardaki NiTi tellerin dişlere uyguladığı kuvvet miktarları karşılaştırılmıştır.

## GEREÇ ve YÖNTEMLER

Beş farklı ticari markanın (3M, American Orthodontics, Dentaaurum, SIA ve ODP) 3 farklı kalınlıktaki (0,12/0,14/0,16) üst çene NiTi ark telleri test edildi. Çalışma süresince kullanılan teller Tablo I'de gösterildiği gibi numaralandırıldı.

Test için önceden ark formu verilmiş fantom çenedeki santral kanin ve premolar dişler kullanıldı (Şekil 1). Bu dişler okluzal yüzlerinden aşındırılarak ölçüm için mesafe elde edildi ve dişlerin üzerinde ölçümleri standartize etmek için işaretlendi.

Tablo I: Çalışmada kullanılan beş farklı ticari markaya ait Ni-Ti tellerin kodları.

	0,12	0,14	0,16
<b>American Orthodontics</b>	A12	A14	A16
<b>3M</b>	M12	M14	M16
<b>Dentaaurum</b>	D12	D14	D16
<b>SIA</b>	S12	S14	S16
<b>ODP</b>	O12	O14	O16

Sıcaklık termometre ile kontrol edildi ve inkübatörde sıcaklığın  $37.5\pm 1$  derecede sabit kalarak ağız ortamına benzer bir sıcaklık sağlandı (Şekil 2).

Ark telleri elastik ligatürler ile braketlere bağlandı (Şekil 3). İlgili dişler üzerinde ölçüm noktaları belirlendi ve bu noktalara göre uygulanan kuvvet miktarları dontrix gauge ile ölçüldü. Ölçüm referans çizgiler değerlendirilerek yapılmış ve elde edilen değerler en yakın çizgiye göre yuvarlatılmıştır (Şekil 4).

## BULGULAR

Yapılan ölçümler sonucu elde edilen değerler Tablo II'de gösterilmiştir. Bu değerlere göre M16 kodlu telin kanin dişe uyguladığı kuvvet (392 gr) en yüksek çıkarken en düşük kuvvet ise O12 kodlu telin santral ve kanin dişe



Şekil 2: İnkübatör ve ölçüme hazırlık sürecinde içinde muhafaza edilen fantom model ve dijital termometre.



Şekil 3: Gauge ile telin aktive edilmesi ve kuvvet ölçümü.

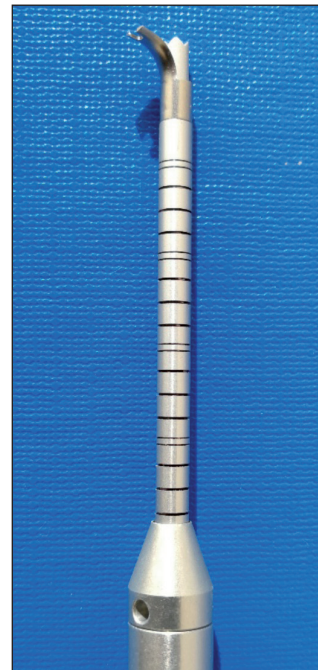
ve yine aynı kalınlığa sahip M12 kodlu telin santral ve premolar dişlere uyguladığı kuvvet (112 gr) olarak ölçülmüştür.

American Orthodontics firmasına ait tellerin ölçümlerine bakıldığında tel kalınlığı ve uygulanan kuvvet arasında bir doğru orantı görülmektedir (Grafik 1). En yüksek değer A16'nın premolar dişe uyguladığı kuvvet, en düşük değer ise A12'nin santral dişe uyguladığı kuvvet olarak bulunmuştur. 3M firmasına ait tellerin ölçümlerinde de kalınlık ve kuvvet miktarı arasında bir doğru orantı görülmektedir (Grafik 2). Her üç kalınlıkta yapılan ölçümlerde de kanin dişe uygulanan kuvvet diğer dişlerden fazla çıkmıştır.

Dentaurum marka tellerin ölçümlerinde de kalınlık ve kuvvet miktarı arasındaki doğru orantı bozulmamıştır (Grafik 3). 3M firmasına ait tellerin ölçümüne benzer olarak kanin dişlere uygulanan kuvvet maksimum bulunmuştur.

SIA marka tellerin ölçümünde kuvvet miktarının kalınlıkla birlikte arttığı görülmüştür ve yine 3M ve Dentaurum firmalarındaki gibi kanin dişe uygulanan kuvvet her üç kalınlıkta da maksimum olarak ölçülmüştür (Grafik 4).

ODP firmasına ait tellerin ölçümünde diğer firmalardan farklı olarak 12 ve 14 kalınlığındaki tellerde premolar dişe uygulanan kuvvet diğer dişlerden yüksek bulunmuştur fakat kalınlık ve kuvvet miktarı arasındaki orantı bu ölçümlerde de değişmemiştir (Grafik 5).



Şekil 4: Ölçümler için kullanılan gauge (Dontrix Gauge 16 OZ, Ortho Organizers INC.).

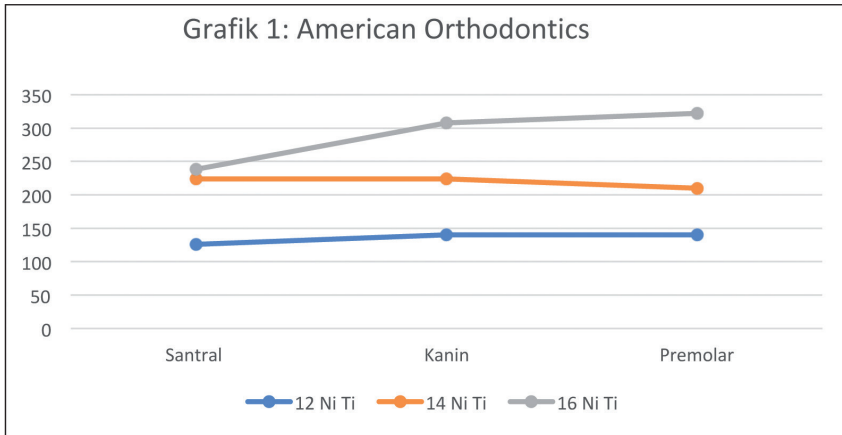
Bütün ölçümler arasında yapılan genel karşılaştırmada tellerin kalınlığı arttıkça ölçülen kuvvetlerin buna doğru orantılı olarak arttığı açık bir şekilde görülmektedir. M16 ölçümleri en yüksek değer olarak göze çarpmaktadır (Grafik 6).

## TARTIŞMA

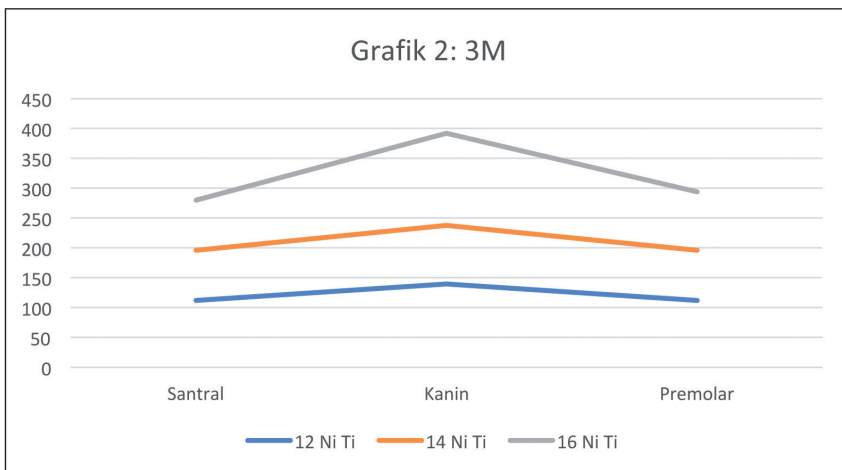
Ark telleri dişleri hafif ve devamlı kuvvetler oluşturarak hareket ettirmek amacıyla tasarlanmıştır. Bu tasarım planlamasındaki temel amaçlar; ağırlı gibi hastanın

**Tablo II:** Çalışma süresince elde edilen ölçümler.

(gr)	A12	A14	A16	M12	M14	M16	D12	D14	D16	S12	S14	S16	O12	O14	O16
Santral	126	224	238	112	196	280	126	168	294	126	210	308	112	196	252
Kanin	140	224	308	140	238	392	140	196	336	168	252	364	112	224	294
Premolar	140	210	322	112	196	294	126	196	322	140	196	308	140	224	280



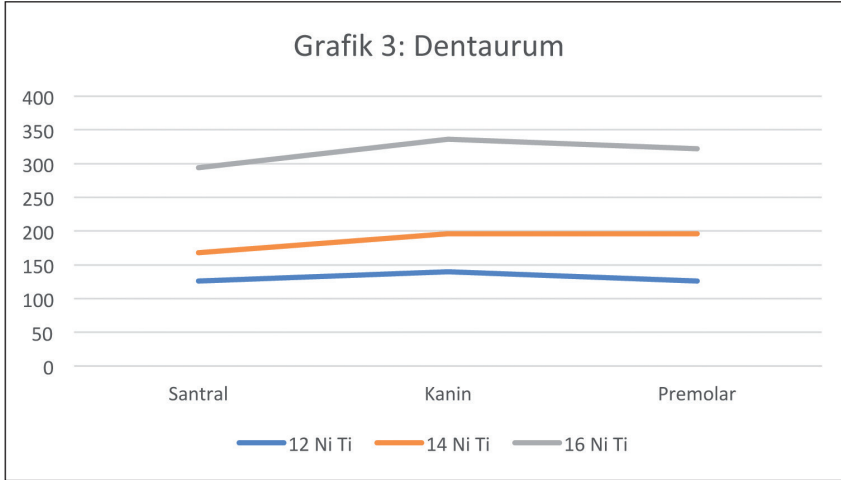
**Grafik 1:** American Orthodontics markasının tellerine ait ölçümlerin grafiği.



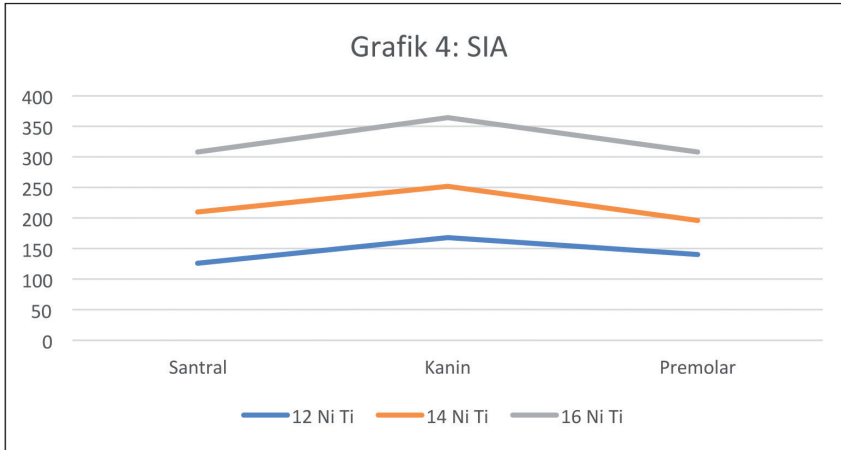
**Grafik 2:** 3M markasının tellerine ait ölçümlerin grafiği.

ortodontik tedaviden kaynaklanan rahatsızlıklarını, doku hiyalinizasyonu ve indirekt kemik rezorpsiyonu potansiyelini azaltma şeklinde sıralanabilmektedir (1). NiTi ark tellerinin en önemli mekanik karakteristik özelliklerinden biri şekil hafızası özelliğidir. Materyal deforme olsa bile eksiksiz düzelmeye gösterir ve bu özellik sayesinde klinisyene alışıma uzun süre deforme

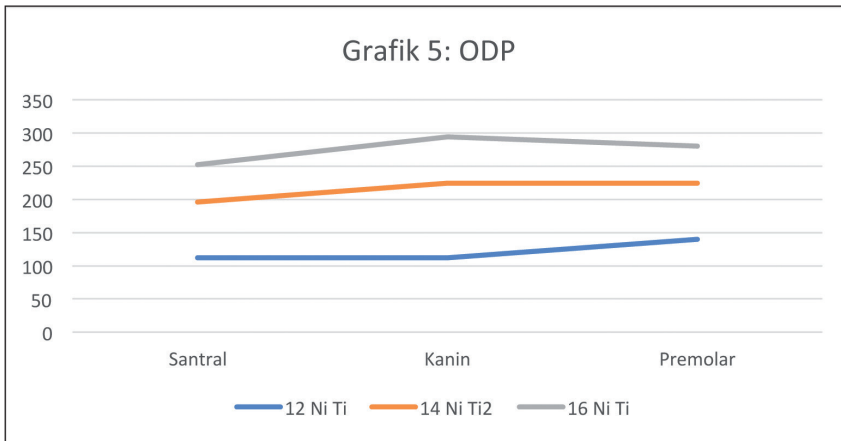
olmadan belirgin avantajlarını kullanabilme imkânı sağlamaktadır. Dayanıklılık ve esneklik değerleri ortodontik tedavi sırasında ark tellerini değiştirme sayısını ve dolayısıyla klinik randevuları azaltmayı mümkün kılmıştır. Şekil hafızası ve psödoelastik davranış özelliği termoelastik martensitik transformasyona dayanmaktadır (9). Bu transformasyon yüksek



**Grafik 3:** Dentaurem markasının tellerine ait ölçümlerin grafiği.



**Grafik 4:** SIA markasının tellerine ait ölçümlerin grafiği.

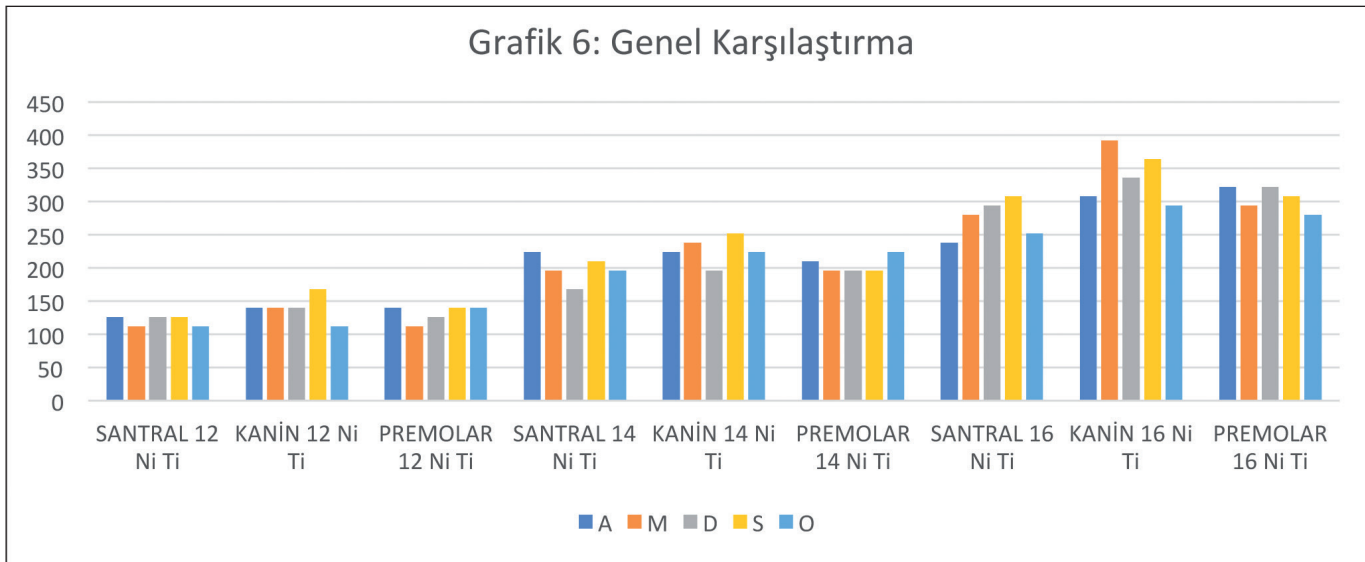


**Grafik 5:** ODP markasının tellerine ait ölçümlerin grafiği.

sıcaklıktaki östenit fazı ile düşük sıcaklık martensit fazı arasında gerçekleşmektedir. NiTi alaşımlar şekil hafıza özelliklerini martensitik fazdaki plastik deformasyon sonucu kazanırlar ve eğer sıcaklık belirli bir sınıra ulaşırsa östenit faza geçerek başlangıçtaki şekillerini almaktadırlar (10). Alaşım daha düşük sıcaklıklarda martensit fazda bulunur ve sıcaklığın yükselmesi ile östenit faza transformasyon gerçekleşmektedir (11). Her NiTi alaşımı bu transformasyona uğradığı spesifik bir sıcaklık aralığına sahiptir ve bu aralığa TTR denir (12). Ortodontik uygulamalar için sıklıkla kullanılan ticari NiTi alaşımları süperelastik veya ısıyla aktive edilmiş tellerdir (13). Süperelastik özellikleri ise östenit fazdan martensitik faza geçerken belirli sıcaklık aralığında kuvvet uygulanmasıyla gerçekleşir (14). Belirli sıcaklık aralığında kuvvet uygulanmasına devam edilirse martensit faz stabildir, fakat stres kaldırılırsa tekrar unstabil olmaktadır (10). Fernandes ve ark. yaptığı çalışmada ısıyla aktive edilmiş tellerin süperelastik tellere nazaran daha iyi mekanik özellik gösterdiği belirtilmiştir (9). Ancak aynı üretici firmanın ısıyla aktive edilmiş ve süperelastik telleri arasında bütün mekanik özelliklerinde benzerlikler görülmüştür. Farklı üretici firmaların tellerinde yapılan eşleştirmelerde ise benzer özellikler not edilmiştir. Nakano ve ark.nın yaptığı bir çalışmada aynı kalınlıktaki farklı nikel titanyum tellerinin uyguladıkları kuvvet miktarlarında ciddi farklılıklar gözlemlenmiştir (15), bizim çalışmamızda ise bunun aksine farklı markalara ait aynı kalınlıktaki tellerin uyguladıkları kuvvetler benzerlik göstermiştir. Schemann-Miguel ve ark.nın yaptığı çalışmada tellerin

kalınlığı ve sertliğinin uyguladıkları kuvvet miktarını doğrudan etkilediği sonucuna varılmıştır (16). Bizim çalışmamızda da buna paralellik gösteren sonuçlar elde edilmiştir. Tonner ve ark.nın yaptığı çalışmada ideal bir ark telinin arkın farklı segmentlerine farklı kuvvet miktarları uyguladığı görülmüştür (17). Bu kuvvet kesici dişlerde 70-80 gr aralığında ölçülmüşken arka segmente doğru 300 grama kadar yükselebilmektedir. Bizim çalışmamızda ise kesici dişlere uygulanan kuvvet 110-120 gram civarı ölçülmüş olup arka segmentteki dişler 360-390 grama kadar yükselmiştir. Lombardo ve ark.nın yaptığı çalışmada test edilen bütün geleneksel nikel titanyum ve ısıyla aktive edilmiş tellerin mekanik özelliklerinde sıcaklık değişimiyle beraber değişiklikler gözlemlenmiştir (18). Çalışmamızda ise yapılan ölçümlerin hepsi sabit bir sıcaklığa ait olduğu için bu yönde bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Çalışma sonucunda beklendiği gibi tellerin dişlere uyguladığı kuvvet miktarında ciddi bir fark bulunamamıştır. Beklenen bir sonuç olarak tel kalınlığının artması ile uygulanan kuvvet miktarı da artmıştır. Markalar arasında uygulanan kuvvet miktarında ciddi bir farklılık görülmemiştir. Çalışmada çıkan kuvvet değerleri aşırı aktivasyon sebebiyle yüksek çıkmıştır. Ancak ortodontik tedavi sırasında bu kadar aktivasyon yapılmadığı için uygulanan kuvvet değerlerinin de bu kadar yüksek çıkması beklenmemektedir. Kanin dişlerde uygulanan kuvvet miktarı diğer dişlere nazaran kısmen fazla çıkmıştır. Bu durumun yeni çalışmalarda ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.



**Grafik 6:** Çalışmada kullanılan bütün tellerin karşılaştırmasını içeren genel grafik. (A: American Orthodontics, M: 3M, D: Dentaurum, S: SIA, O: ODP)

## SONUÇLAR

Ortodontik tedavi kuvvet tarafından yönlendirilir. Her ilacın dozu ve kullanım sıklığı olduğu gibi kuvvetin de dozu ve sıklığı önemlidir. Kuvvetin dozu ve sıklığını; kullanılan telin mekanik özellikleri, kalınlığı ve değiştirilmesi oluşturur. Ortodontik tedavide doğru teli, doğru zamanda ve doğru kalınlıkta kullanmak elzemdir.

## KAYNAKLAR

- Börekçi T. Sabit ortodontik tedavide kullanılan malzemelerin ortodontik tedavide etkinliği. Ege Üniversitesi Bitirme Tezi, İzmir 2012
- Neelakantan L, Monchev B, Frotscher M, Eggeler G. The influence of secondary phase carbide particles on the passivity behaviour of NiTi shape memory alloys. *Materials and Corrosion* 2012; 63:979-984.
- Abbasi-Chianeh V, Khalil-Allafi J, Kazemi-Choobi K. The effect of post-deformation aging on superelastic properties of NiTi thin wires attaining micro and nano-substructure. *Journal of Alloys and Compounds* 2013; 563:44-50.
- Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod* 2005; 27(4):402-407.
- Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. Ege Üniversitesi Bitirme Tezi, İzmir 1999.
- Liaw YC, Su YY, Lai YL, Lee SY. Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(5): 578.e12-8.
- Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and non superelastic nickeltitanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:310-312.
- Andreasen GF, Hileman TB. An evaluation of cobalt substituted wire for orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:1373-1375.
- Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, editors. *Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects*. Stuttgart, Thieme; 2001. 91-99.
- Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. Tiptree, Essex, UK: Butterworth-Heinemann; 1990. 3-20.
- Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically orientedreview. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:587-593.
- Lombardo L, Toni G, Stefanoni F, Mollica F, Guarneri MP, Siciliani G. The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires. *Angle Orthod* 2013;83(2):298-305.
- Fernandes DJ, Elias CN, Vidala R, de Moraes Mendes A. Mechanical performance of nickel-titanium archwires. *Materials Research* 2015;18(6):1264-1277
- Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119(3):263-273.
- Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, Kat sura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115(4): 390-398.
- Schemann-Miguel F, Cotrim-Ferreira F, Strevia AM, Chaves AVOA. Comparative analysis of load/deflection ratios of conventional and heatactivated rectangular NiTi. *Dental Press J Orthod* 2012;17(3):23.e1-6.
- Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994; 16(5): 409-419.
- Lombardo L, Toni G, Stefanoni F, Mollica F, Guarneri MP, Siciliani G. The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires. *Angle Orthod* 2013;83(2):298-305.