

## Özgün Araştırma Makalesi

**Ortodontik Elastomerik Zincirlerde Oluşan Gerilme Direnci ve Kuvvet Kaybının Değerlendirilmesi***Evaluation of Tensile Strength and Force Decay in Orthodontic Elastomeric Chains*Ebru Küçükcaraca **ÖZET**

**Amaç:** Ortodontik elastomerik zincirlerin klinik kullanımı sırasında birçok avantajlarının olmasının yanı sıra aktivasyon kuvvetinin zamanla fark edilir bir şekilde azalması en büyük dezavantajlarından biridir. Bu çalışmanın amacı; farklı elastomerik zincirlerde zamanla oluşan kuvvet kaybındaki değişimlerin incelenmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamız, beş farklı elastomerik zincir grubundan oluşmuştur; Grup 1: Elastomerik Zincir (Rocky Mountain Orthodontics), Grup 2: Memory Zincir (American Orthodontics), Grup 3: Alastik Zincir (3M Unitek), Grup 4: Plastik Zincir (American Orthodontics), Grup 5: Opalastik Zincir (Opal Orthodontics). Örnekler yapay tükürük dolu bir kabin içerisine daldırılarak 37.1°C'deki inkübasyon makinasında bekletildi. İlk aktivasyon sonrası 0.saat, 4.saat, 8.saat, 24. saat ve 48.saat sonra olmak üzere 5 kez gerilme direnci ölçümü yapılmıştır. Gruplar arası karşılaştırmalar ve grup içi zamana göre değişimler Kruskal-Wallis H ve Friedman testi ile incelenmiştir.

**Bulgular:** 8., 24. ve 48. saatte ölçülen gerilme direnci değerleri arasında tüm gruplarda anlamlı farklılık bulunmuştur. Grup 2 elastomerik grubu Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'e göre daha düşük kuvvet kaybı değerleri göstermiştir ( $p<0.05$ ), Grup 1 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

**Sonuç:** Karşılaştırılan tüm elastomerik zincir gruplarında zamanla kuvvet kaybı artmıştır ancak ilk gün özellikle ilk 8 saatte oldukça dikkat çekici kuvvet kaybı olmuştur. Sırasıyla Grup 2, Grup 1 ve Grup 3 en düşük kuvvet kaybı değerlerini gösteren elastomerik zincir grupları olmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Elastomerik polimer; Gerilme direnci; Viskoelastik maddeler

**ABSTRACT**

**Aim:** Besides the many advantages of orthodontic elastomeric chains during clinical use, one of the biggest disadvantages is that the activation force decays noticeably over time. The aim of this study is to evaluate the change in mechanical force decay over time in different elastomeric chains.

**Material and Method:** The present study contains five different elastomeric chain groups: Group 1: Elastomeric Chain (Rocky Mountain Orthodontics), Group 2: Memory Chain (American Orthodontics), Group 3: Alastik Chain (3M Unitek), Group 4: Plastik Chain (American Orthodontics), Group 5: Opalastic Chain (Opal Orthodontics). The samples were immersed in a container filled with artificial saliva and kept in the incubation machine at 37.1°C. After the first activation, tensile strength measurements were made five times: at 0 hours, 4 hours, 8 hours, 24 hours, and 48 hours. Comparisons between groups and changes regarding time within groups were examined by the Kruskal-Wallis H and Friedman tests.

**Results:** There were significant differences between the tensile strength values measured at the 8th, 24th and 48th hours in all groups. Group 2 elastomeric group showed lower force decay values compared to Group 3, Group 4, and Group 5 ( $p<0.05$ ), and no statistically significant difference was found between Group 1.

**Conclusion:** The force decay increased over time in all elastomeric chain groups, but there was a remarkable force decay on the first day, especially in the first 8 hours. Group 2, Group 1, and Group 3 were the elastomeric chain groups showing the lowest force decay values, respectively.

**Keywords:** Elastomeric polymer; Tensile strength; Viscoelastic substances

Makale gönderiliş tarihi: 02.12.2022; Yayına kabul tarihi: 26.12.2022

İletişim: Dr. Öğretim Üyesi Ebru Küçükcaraca

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD., Yayla mah. Yozgat Bulvarı 1487. Cad. no:55 Keçiören, Ankara

E-posta: [dr.ebrukucukcaraca@gmail.com](mailto:dr.ebrukucukcaraca@gmail.com)

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD. Ankara, Türkiye

## GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde kullanılan poliüretan esaslı elastomerik zincirler, elastomerik polimerlerin keşfedildiği ilk günlerden itibaren yaygın olarak kullanılmaktadır. Poliüretandan oluşan viskoelastik yapıdaki elastomerik zincirler ortodontide boşlukların kapatılması veya açılmasını önlemek için sabit ortodontik apareylerle birlikte oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>1-3</sup>

Elastomerik polimerlerin esneklik ve elastikiyet gibi özelliklerin yanı sıra, kullanımları kolaydır, ağız içi travma ya da enfeksiyon riskini azaltır, birçoğu hasta kooperasyonu gerektirmez ve ucuzdur. Çeşitli renklerde üretilebilirler ve hastalar ortodontik tedavi sırasında kolayca uyum sağlarlar. Dezavantajları arasında ise; zamanla fark edilir derecede bir kuvvet azalması, ağız hijyenini sağlamada zorluklar, metal parçalara kıyasla mikrobiyal dental plağının daha fazla tutulması ve gıdalardan sıvı ve boyanın emilmesiyle renk değişikliği oluşması yer alır.<sup>4</sup>

Elastomerik zincirler, değişen formlarda (kapalı-sıkı ya da kısa, orta, uzun zincirler) renksiz veya renkli poliüretan elastomerler olarak üretilir. Kapalı ya da kısa elastomerik zincirlerle en yüksek seviyede ilk kuvvet üretilirken uzun zincirlerle en düşük seviyede ilk kuvvetler elde edilir. Ortodontik tedavide kullanılan elastomerik polimerler, esneme hızı ve süresi gibi bazı mekanik özellikleri, test edildikleri koşullara bağlı olarak değişebilen viskoelastik yapıda malzemelerdir.<sup>5,6</sup> Ortodontik tedavi ile elastomerik zincir aktive edildiğinde hızlı bir şekilde ve önemli ölçüde güç azalması yaşamaya başlar.<sup>1</sup>

Elastomerik zincirlerin ağızda uygulandıktan yaklaşık 8 saat sonra ilk aktivasyon kuvvetinin %28-40'ını, 24 saat sonra %40-50'sini kaybettiği ve 3-4 hafta sonra bu düzeyin %50-60'lara kadar çıkabileceği ve başlangıç kuvvetinin önemli bir miktarını kaybedeceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Bu sebeple elastik zincirlerin 3-4 hafta arasında değiştirilip kuvvetin yeniden aktive edilmesi gerektiği yapılan bu çalışmalarda bildirilmektedir.<sup>2,4,7-13</sup>

Aktivasyonla ilk oluşturulan kuvvetin kaybı ve yiyecek içeceklerin rengini absorbe etmesi sonucu ortaya çıkan renklenme klinikte yaşanan en büyük problemlerdendir. Ortodontik elastik zincirlerin fiziksel özelliklerinin ve kuvvetinin zamanla kaybı, bilim

adamları ve klinisyenler arasında bir tartışma konusu olmuş, kuvvet düşüşünü en aza indirme veya elastik malzemeleri iyileştirme çabalarını motive etmiştir. Üreticiler elastomerik zincirlerin bazı mekanik özelliklerini geliştirerek ilk kuvveti daha uzun süre koruyan memory (hafızalı) elastomerler geliştirmişlerdir. Bu hafızalı elastomerik zincirleri diğer zincirlerle karşılaştıran çalışmalar vardır.<sup>14,15</sup> Bu çalışmalarda odaklanılan ana konu elastomerik zincirlerle hafif kuvvetler uygulamak ve kalıcılığı 4-8 haftaya kadar sürdürebilmektir.<sup>4</sup>

Elastomerik zincirler ağza uygulandıktan sonra ağız içinde yüksek sıcaklık ya da nem gibi farklı ortamlarla karşılaşabilmektedirler. Bu faktörler elastomerlerin estetik ve mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Birçok araştırmacı elastomerik zincirlerin ağız ortamındaki bu farklı durumlarda kuvvet değişimlerini incelemek için çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalarda zamanla kuvvet değişimine<sup>12,13</sup>, farklı seviyelerdeki aktivasyon miktarına<sup>4,16,17</sup>, farklı yapıda ve özellikteki boşluk kapatma mekaniklerine<sup>18</sup>, kuru hava ve nemli ortama<sup>9,19</sup>, ortamın pH değerine<sup>20,21</sup>, farklı yiyecek ve içeceklere<sup>22</sup>, ağız gargarası ya da macunlara göre<sup>23,24</sup> elastomerik zincirlerin davranışları test edilmiştir.

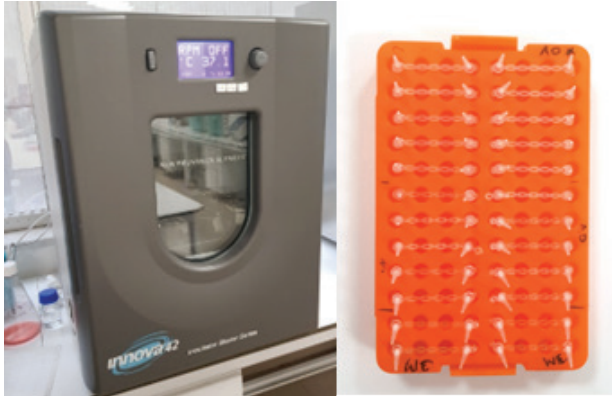
Yapılan literatür değerlendirmesinde halen bu konuda ayrıntılı çalışmalara ihtiyaç duyulduğu saptanmış olup beş farklı elastomerik zincirin zamanla gerilme direnci ve kuvvet kaybındaki değişim miktarlarının incelenmesi amacıyla bu çalışma planlanmıştır. Çalışmamız oluşturduğumuz gruplar arasında, zaman noktalarında ölçülen kuvvet değerlerinde ve zamanla kuvvet azalmasında önemli bir farklılık olmayacağı hipotezi üzerine kurulmuştur.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda herhangi bir insan ya da hayvan materyali kullanılmamış olup tamamen *in vitro* ortamda yapılmıştır. Grup 1: Elastomerik Chain (Rocky Mountain Orthodontics RMO), Grup 2: Memory Chain (American Orthodontics AOM), Grup 3: AlastiK Chain (3M Unitek) 3M, Grup 4: Plastik Chain (American Orthodontics AO), Grup 5: Opalastic Chain (Opal Orthodontics Opal) olmak üzere toplam 5 farklı şeffaf renkli ortodontik elastomerik zincir çalışma grubu oluşturulmuştur. Çalışma gruplarındaki elastomerik zincirler hakkındaki bilgiler ve üretici firmalar Tablo 1'de verilmiştir. Oluşturulan beş farklı

**Tablo 1.** Çalışma gruplarında kullanılan elastik zincir materyalleri ve özellikleri

	Üretici	Ürün	Tip	REF	LOT
<b>Grup 1 (RMO)</b>	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO, USA	F.M. Ringlet Elastomeric Chain LX2849	Closed	101-0063	71204
<b>Grup 2 (AOM)</b>	American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA	Memory Chain	Closed	854-255	Q00767
<b>Grup 3 (3M)</b>	3M Unitek, Monrovia, CA, USA	AlastiK Chain	Short	406-622	36569-04
<b>Grup 4 (AO)</b>	American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA	Plastic Chain	Closed	854-235	Q00767
<b>Grup 5 (OPAL)</b>	Opal Orthodontics, South Jordan, UT, USA	Opalastic Chain	Short	360-062	B71L8

**Resim 1.** Test düzeneğine yerleştirilmiş örnekler ve inkübasyon makinası

elastomerik zincir grubunun her birinden 10'ar adet 17 mm uzunluğunda (yaklaşık 7 adet elastomerik zincir halkası) kesilen toplamda 50 adet elastomerik zincir çalışmanın materyalini oluşturmuştur. 17 mm uzunluğunda kesilen elastomerik zincirler orijinal uzunluğundan %50 daha fazla uzatılarak 25.5 mm uzunluğundaki *in vitro* ortamdaki düzeneğe gerdirilerek yerleştirilmiştir (Resim 1). Premolar çekimli bir vakada kanin retraksiyonu için, kanin ile molar diş arası yaklaşık mesafe yaklaşık 25 mm olduğu için çalışmamızda da benzer olarak 25.5 mm'lik aktivasyon tercih edilmiştir.<sup>25</sup>

Düzeneğe yerleştirilen örnekler daha sonra yapay tükrük dolu bir kabin içerisine daldırılarak 37.1°C'deki inkübasyon makinası (Innova 42R, Incubator Shaker Series, New Brunswick Scientific, Eppendorf SE, Hamburg, Germany) içerisine alındı (Resim 1). Yapay tükrük solüsyonu, Fusayama-Meyer'in yapay tükrük solüsyon içeriğine benzetilerek hazırlandı. Yapay tükrük formülasyonu; distile su (1L), KCl (0.4 g/l), NaCl (0.4 g/l), CaCl<sub>2</sub> · 2H<sub>2</sub>O (0.906 g/l), NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> · 2H<sub>2</sub>O (0.690 g/l), Na<sub>2</sub>S<sub>2</sub>O<sub>8</sub> · 9H<sub>2</sub>O (0.005 g/l), Üre (1 g/l)(pH değeri 6.5)<sup>26,27</sup>. Test örnekleri,

çalışma sonuna kadar 37.1°C'deki inkübator içinde muhafaza edilirken, analog bir kuvvet ölçer (Correx, Dentaaurum, Ispringen, Germany) yardımıyla aralıklı olarak 0.saat (başlangıç ölçümü), 4.saat, 8.saat, 24. saat ve 48.saat sonra olmak üzere 5 kez inkübator- den çıkarılarak gerilme direnci ölçümleri yapıldı.

### İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler, SPSS 21 paket program aracılığı ile analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılmaması nedeniyle, zamana göre değişim ve gruplar arasındaki karşılaştırmalar Kruskal-Wallis H testi ve Friedman testi ile incelenmiştir. Anlamlılık seviyesi olarak 0.05 kullanılmış olup, p<0.05 olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, p>0.05 olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

### BULGULAR

Tüm elastomerik zincir gruplarına ait %50 gerdirme ile 0., 4., 8., 24. ve 48. saatte ölçülen ortalama gerilme direnci değerleri Tablo 2'de görülmektedir. Gruplar arası karşılaştırmalar ve grup içi zamana göre değişimler Kruskal-Wallis H testi ve Friedman testi ile incelenmiştir (Tablo 2, 3) (Şekil 1,2).

### Gerilme direncinin tüm zaman noktalarındaki değerleri ve grup içi farkları:

0.saatteki ölçülen kuvvet değerleri ile 4. saatte ölçülen gerilme direnci değerleri arasında Grup 1, 2, 3, 4 ve 5'de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir (p>0.05). 0.saatteki ölçülen gerilme direnci değerleri ile 8. (p<0.05), 24. (p<0.01) ve 48. (p<0.001) saatteki ölçülen gerilme direnci değerleri arasında ise tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir (Tablo 2).

### Gerilme direncinin tüm zaman noktalarındaki değerleri ve gruplar arası farkları:

Tüm zaman noktalarında çalışma gruplarında ölçülen gerilme direnci değerlerinin gruplar arası karşılaştırmaları Kruskal-Wallis H Testi ile yapılmıştır (Tablo 2) (Şekil 1).

Başlangıç 0. saatte istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek gerilme direnci değeri Grup 4'de bulunmuştur. Grup 1, 2 ve 3 ile Grup 4 arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmüştür ( $p<0.05$ ). Grup 4 elastomerik zincir grubu 388 g'lık ilk ölçüm gerilme direnci ile diğer gruplardan daha yüksek bir gerilme direnci değeri göstermiştir (Tablo 2).

4. saatte ölçülen Grup 5'in gerilme direnci değerinin Grup 2, 3 ve 4'e göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). Grup 2'de ölçülen gerilme direnci değerinin ise Grup 1'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir ( $p<0.001$ ) (Tablo 2).

8. saatte ölçülen Grup 5'in gerilme direnci değerinin Grup 1, 2 ve 3'e göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). Grup 2 elastomerik zincir grubu ise 8. saatte ölçülen gerilme direnci değerine göre Grup 4 elastomerik zincir grubundan anlamlı derecede daha yüksek bir gerilme direnci ölçüm değeri göstermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 2).

24. saatte ölçülen Grup 2'nin gerilme direnci değerinin Grup 3, 4 ve 5'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülürken ( $p<0.05$ ), Grup 1'de gerilme direnci değerlerinin Grup 4'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ) (Tablo 2).

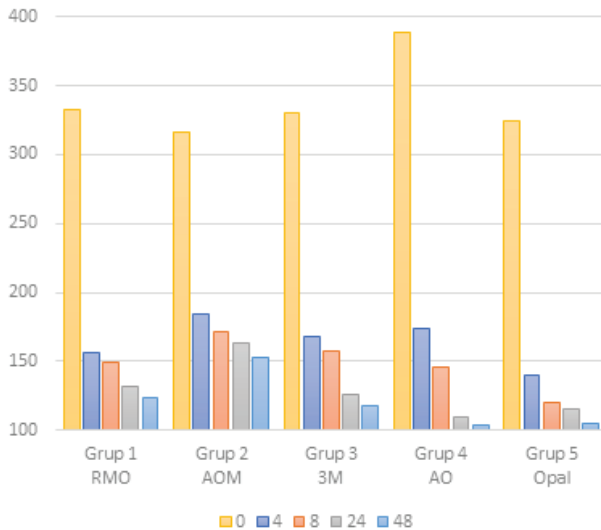
48. saatte Grup 2 elastomerik grubu Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'e göre daha yüksek gerilme direnci değerleri göstermektedir ( $p<0.05$ ). Grup 1'de gerilme direnci ölçüm değerlerinin Grup 4 ve 5'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ) (Tablo 2).

**Tablo 2.** Tüm zaman noktalarında çalışma gruplarında ölçülen gerilme direnci (g) ortalama ve standart sapma değerleri ile grup içi ve gruplararası karşılaştırmaları

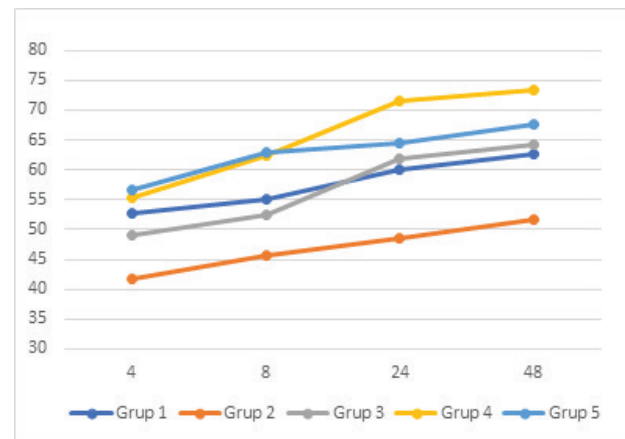
	n	0 saat	4 saat	8 saat	24 saat	48 saat
<b>Grup 1 (RMO)</b>	10	332±28 <sup>aA</sup>	156±12 <sup>abAB</sup>	149±17 <sup>bAB</sup>	132±12 <sup>bAB</sup>	124±7 <sup>bAB</sup>
<b>Grup 2 (AOM)</b>	10	316±8 <sup>aA</sup>	184±13 <sup>abC</sup>	172±8 <sup>bB</sup>	163±7 <sup>bB</sup>	153±4 <sup>bB</sup>
<b>Grup 3 (3M)</b>	10	330±13 <sup>aA</sup>	168±10 <sup>abBC</sup>	157±13 <sup>bAB</sup>	126±12 <sup>bAC</sup>	118±12 <sup>bAD</sup>
<b>Grup 4 (AO)</b>	10	388±10 <sup>aB</sup>	174±21 <sup>abAC</sup>	146±8 <sup>bAC</sup>	110±4 <sup>bC</sup>	104±3 <sup>bCD</sup>
<b>Grup 5 (OPAL)</b>	10	324±25 <sup>aAB</sup>	140±7 <sup>abA</sup>	120±6 <sup>bD</sup>	115±6 <sup>bAC</sup>	105±5 <sup>bCD</sup>

Grup içi karşılaştırmalar Friedman Testi; her satırda farklı harf ile işaretlenen ortalamalar arasında anlamlı fark vardır  $p<0.05$ .

Gruplararası karşılaştırmalar Kruskal Wallis H Testi; her sütunda farklı harf ile işaretlenen ortalamalar arasında anlamlı fark vardır  $p<0.05$ .



**Şekil 1.** Tüm zaman noktalarında çalışma gruplarında ölçülen gerilme direnci değerlerinin (g) sütun grafiği



**Şekil 2.** Zamanla çalışma gruplarında kaybedilen kuvvet yüzdesi (%g) grafiği

### Zamanla oluşan kuvvet kaybı yüzdesinin gruplararası farkları:

Gruplararası kuvvet kaybı yüzdesine baktığımızda 0-4 saat arasında tüm gruplarda ortalama olarak yaklaşık %51.08 kuvvet kaybı gözlenmiştir. Grup 2'deki kuvvet kaybının Grup 1, 4 ve 5'e göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). Grup 1 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Böylelikle Grup 2 elastomerik zincir grubu %41.73 kuvvet kaybı ile ilk 4 saatte stabilitesini en çok koruyan elastik zincir grubu olmuştur (Tablo 3) (Şekil 2).

0-8 saat arasında tüm gruplar ortalaması olarak yaklaşık %55.66 kuvvet kaybı gözlenmiştir. 0-8 saat arasında ölçülen kuvvet kaybının Grup 2 ve Grup 3'de, Grup 4 ve 5'e göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). Grup 2 ve Grup 3 elastomerik zincir gruplarının kuvvet stabilitesinin, Grup 4 ve Grup 5 elastomerik zincir gruplarına göre daha fazla olduğu görülmektedir (Tablo 3).

0-24 saat arasında tüm gruplar ortalaması olarak yaklaşık %61.30 kuvvet kaybı gözlenmiştir. 0-24 saat

arasındaki kuvvet kaybının Grup 2'de Grup 3, 4 ve 5'e göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmektedir, Grup 4'de kuvvet kaybının Grup 1 ve 3'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). 0-24 saat arasında Grup 2 elastomerik zincir grubu Grup 3, Grup 4 ve Grup 5 elastomerik zincir gruplarına göre daha az kuvvet kaybı göstermiştir. Grup 4 elastomerik zincir grubu ise Grup 1 ve Grup 3 elastomerik zincir grubuna göre daha fazla kuvvet kaybı göstermiştir (Tablo 3).

0-48 saat arasında tüm gruplar ortalaması olarak yaklaşık %63.89 kuvvet kaybı gözlenmiştir. 0-48 saat arasındaki kuvvet kaybının Grup 2'de Grup 3, 4 ve 5'e göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir, Grup 4'de kuvvet kaybının Grup 1 ve 3'e göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir ( $p<0.05$ ). 0-48 saat arasında Grup 2 elastomerik zincir grubu Grup 3, Grup 4 ve Grup 5 elastomerik zincir gruplarına göre daha az kuvvet kaybı göstermiştir. Grup 4 elastomerik zincir grubu ise Grup 1 ve Grup 3 elastomerik zincir grubuna göre daha fazla kuvvet kaybı göstermiştir (Tablo 3).

**Tablo 3.** Zaman aralıklarında çalışma gruplarında kaybedilen kuvvet yüzdesinin (%g) ortalama ve standart sapma değerleri ile gruplararası karşılaştırmaları

	n	0-4 saat	0-8 saat	0-24 saat	0-48 saat
Grup 1 (RMO)	10	52.71±5.54 <sup>A</sup>	55.02±6.18 <sup>AB</sup>	59.94±5.32 <sup>AB</sup>	62.56±3.92 <sup>AB</sup>
Grup 2 (AOM)	10	41.73±4.47 <sup>B</sup>	45.67±3.40 <sup>A</sup>	48.52±3.10 <sup>B</sup>	51.71±1.74 <sup>B</sup>
Grup 3 (3M)	10	49.02±3.77 <sup>AB</sup>	52.36±4.43 <sup>A</sup>	61.91±3.97 <sup>AC</sup>	64.20±3.76 <sup>A</sup>
Grup 4 (AO)	10	55.27±5.37 <sup>A</sup>	62.35±2.29 <sup>B</sup>	71.64±1.13 <sup>D</sup>	73.32±0.88 <sup>C</sup>
Grup 5 (OPAL)	10	56.66±4.71 <sup>A</sup>	62.92±3.54 <sup>B</sup>	64.49±3.16 <sup>AD</sup>	67.64±2.00 <sup>AC</sup>

Gruplararası karşılaştırmalar Kruskal Wallis H Testi; Her sütunda farklı harf ile işaretlenen ortalamalar arasında anlamlı fark vardır  $p<0.05$ .

### TARTIŞMA

Ortodontik elastiklerin intraoral fiziksel özelliklerinin karşılaştırıldığı *in vitro* çalışmaların klinik koşullar altındaki intraoral durumu mümkün olduğunca taklit edecek şekilde yapay tükürük içinde ve oral sıcaklık olan 37° ortam içerisindeki test koşullarında yapılması önerilmektedir. *In vivo* ortamda yapılan çalışmaların daha doğru sonuçlar vereceği düşünülse de *in vitro* yapılan çalışmalarda tüm gruplarda; ortamın sıcaklığı, birleşimi, uygulanan kuvvetin büyüklüğü gibi test koşullarının standardizasyonu daha kolay

sağlanabilmektedir. Böylece test koşullarının standardizasyonu ile farklı ürünlerin daha anlamlı olarak karşılaştırılabilmesine olanak tanınmaktadır.<sup>28,29</sup> Literatürdeki elastomerik zincir kuvvet kaybı ile ilgili yapılan araştırmaları tarayan bir meta analiz çalışmasında, toplam 53 makalenin 44'ünün *in vitro*, 9'unun *in vivo* çalışma olduğunu ve *in vivo* çalışmalarda daha yüksek kuvvet kaybı görülmesine rağmen bunun istatistiksel olarak önemsiz olduğunu bildirmişlerdir.<sup>11</sup>



Çalışmamızdaki sonuçlara baktığımızda; gruplar arasında, zaman noktalarında ölçülen kuvvet değerlerinde ve zamanla kuvvet azalmasında önemli farklılıklar olduğu görülmektedir. Böylece başlangıçta kurulan hipotez reddedilmiştir. Tüm elastik zincir gruplarında farklı gerilme dirençleri ve zamanla farklı kuvvet kayıpları olduğu bulunmuştur. Ayrıca sonuçlarımız, zaman içinde önemli bir kuvvet azalması ile büyük bir ilk düşüş olduğu ardından daha kademeli bir düşüşün izlediği konusunda önceki çalışmalarla genel olarak aynı yöndedir. Ortodontik elastiklerdeki kuvvet kaybının ana sebebi mekanik bozulmadır. Elastiklerdeki kuvvet kaybı klinik olarak istenen bir durum değildir. Literatürde bazı yazarlar, ilk kaybı telafi etmek için elastik uygulamanın başlangıcında optimumdan %40 daha fazla kuvvet kullanılmasını önermişlerdir. Böylece aynı elastiklerle ilk günkü önemli kuvvet azalmasından sonra kalan kuvvet nispeten stabil kalacaktır<sup>1</sup>. Ancak bazı çalışmalarda ise aktivasyon miktarının artırılmasının elastomerik zincirin kuvvet kaybını etkilemediği bildirilmiştir.<sup>4</sup>

Hafızalı memory elastomerik zincirler, plastik zincirlere kıyasla mekanik ve elastik özelliklerini uzun süre korumaları nedeniyle yapılan çalışmalarda ortodontik tedavide daha etkili olduğu bulunmuştur.<sup>14,15,30</sup> Çalışmamızda da hafızalı elastomerik zincirlerden olan Grup 1 ve Grup 2 elastomerik zincir grubu en düşük kuvvet kaybının görüldüğü elastomerik zincir gruplarından olmuştur.

Buchmann ve ark.<sup>4</sup> %50 gerilme ile 24 saatte kuvvet kaybının %28 ile %70 arasında olduğunu ve 21 gün sonra %37 ile %75 arasında olduğunu bildirmiştir. %100 gerilme ile 24 saatte kuvvet kaybının %31 ile %66 arasında olduğunu ve 21 gün sonra %39 ile %67 arasında olduğunu bildirmiştir. En yüksek kuvvet kaybı değerlerinin ilk 24 saatte gerçekleştiğini daha sonraki kuvvet kaybı değerlerinin ise istatistiksel olarak önemli olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda kuvvet kaybı açısından en iyi elastomerik zincirlerin, American Orthodontics (%50 gerdirme ile ilk 24 saatte %28, 21 günde %37.17 kuvvet kaybı), Ormco (%50 gerdirme ile ilk 24 saatte %35, 21 günde %39.82 kuvvet kaybı) ve Rocky Mountain Orthodontics'e (%50 gerdirme ile ilk 24 saatte %38, 21 günde %40.78 kuvvet kaybı) ait elastomerik zincirler olduğunu söylemişlerdir. Çalışmamızda Buchmann ve ark.<sup>4</sup>'nin sonuçlarına benzer şekilde %50 gerdirme ile ilk 24 saatte en düşük

kuvvet kaybı %48.52 ile American Orthodontics'e ait Grup 2 elastomerik zincir grubunda gözlenmiştir. 2.sırada %59.94 ile Rocky Mountain Orthodontics'e ait Grup 1 elastomerik zincir grubu, 3. sırada ise %61.91 ile 3M Unitek'e ait Grup 3 gelmektedir.

Grup 2 elastomerik zincir grubu %41.73 ile ilk 4 saatte stabilitesini en çok koruyan elastik zincir grubu olmuştur. 0-4 saat arasında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemeyen Grup 1 elastomerik zincir grubu ise %52.71'lik ilk kuvvet kaybı ile ilk 0-4 saat arasındaki kuvvet kaybı sıralamasında Grup 2'yi izleyerek 2. sırada yer almıştır. Çalışmamızda ilk 24 saatte Grup 2 elastomerik zincir grubu Grup 3, Grup 4 ve Grup 5 elastomerik zincir gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az kuvvet kaybı gösterirken Grup 1 arasında bir fark gözlenmemiştir. İlk 24 saatte en fazla kuvvet kaybı ise %71.64 ile Grup 4 elastomerik zincir grubunda olmuş ve Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 elastomerik zincir gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla kuvvet kaybı göstermiştir.

Çalışmamız test koşullarının standardizasyonunun daha kolay sağlanabileceği düşüncesiyle *in vitro* olarak yapılmıştır ancak *in vivo* çalışmalarla da bu sonuçları desteklemek gerekmektedir. Çalışmamızda ayrıca elastomerik zincir gruplarında zamanla kuvvet kaybında farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bunun sebebi, elastomerik zincir poliüretan materyalin yapısının, ve fiziksel mekanik özelliklerinin farklı olmasından dolayı olabilir. Elastomerik materyallerin klinik olarak uygulanması sırasında ilk 24 saat sonraki kuvvet değerlerinde önemli derecede düşüşler olduğunu ve daha sonraki dönemlerde daha az miktarlarda da olsa yine kuvvet değerlerinde düşüşler olacağını bilerek ona göre önlemler almak faydalı olabilecektir.

## SONUÇ

Karşılaştırılan tüm elastomerik zincir gruplarında zamanla kuvvet kaybı artmıştır ancak ilk gün özellikle ilk 8 saatte oldukça dikkat çekici kuvvet kaybı (%45-63) olmuştur.

Grup 2 elastomerik zincir (memory zincir) grubu düşük kuvvet kaybı yüzde değerleri ile stabilitesini en iyi koruyan elastomerik zincir grubu olarak bulunmuştur. Kuvvet kaybı yüzde değerleri açısından en düşük değeri gösteren diğer elastomerik zincir

grupları Grup 1 ve Grup 3 elastomerik zincir grubu olmuştur. Grup 4 elastomerik zincir grubu ise en yüksek kuvvet kaybı yüzde değerleri ile en az stabil elastomerik zincir grubu olarak bulunmuştur.

## KAYNAKLAR

1. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of elastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 1970;40:151-8.
2. Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976;46:196-205.
3. Zhang C, Wen X, Vyavahare NR, Boland T. Synthesis and characterization of biodegradable elastomeric polyurethane scaffolds fabricated by the inkjet technique. *Biomaterials* 2008;29:3781-91.
4. Buchmann N, Senn C, Ball J, Brauchli L. Influence of initial strain on the force decay of currently available elastic chains over time. *Angle Orthod* 2012;82:529-35.
5. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *Am J Orthod* 1985; 87:377-84.
6. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic Elastiks. *J Dent Res* 1976;55:783-6.
7. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of *in vitro* and *in vivo* aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod* 1999;21:649-58.
8. Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:536-42.
9. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. *J Dent Res* 1978;57:685-90.
10. Killiany DM, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. *J Clin Orthod* 1985;19:592-3.
11. Andhare P, Datana S, Agarwal SS, Chopra SS. Comparison of *in vivo* and *in vitro* force decay of elastomeric chains/modules: a systematic review and meta analysis. *J World Fed Orthod* 2021;10:155-62.
12. Weissheimer A, Lock A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech SD. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2013;18:55-62.
13. Kassir CA, Daou M., Abboud M. Comparison of the force decay over time of four different brands of elastomeric chains (elongated to 25mm grey/transparent and closed/open): An *in vitro* study. *Int Orthod* 2020;18:538-45.
14. Kardach H, Biedziak B, Olszewska A, Golusinska-Kardach E, Sokalski J. The mechanical strength of orthodontic elastomeric memory chains and plastic chains: An *in vitro* study. *Adv Clin Exp Med* 2017;26:373-78.
15. Masoud AI, Tsay TP, BeGole E, Bedran-Russo AK. Force decay evaluation of thermoplastic and thermoset elastomeric chains: A mechanical design comparison. *Angle Orthod* 2014;84:1026-33.
16. Yagura D, Baggio PE, Carreiro LS, Takahashi R. Deformation of elastomeric chains related to the amount and time of stretching. *Dental Press J Orthod* 2013;18:136-42.
17. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain--a serial study. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104:373-7.
18. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An *in vitro* comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 2007;21:51-7.
19. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *Eur J Orthod* 2004;26:157-62.
20. Halimi A, Azeroual MF, Doukkali A, El Mabrouk K, Zaoui F. Elastomeric chain force decay in artificial saliva: an *in vitro* study. *Int Orthod* 2013;11:60-70.
21. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:404-10.
22. Kumar K, Shetty S, Krithika MJ, Cyriac B. Effect of commonly used beverage, soft drink, and mouthwash on force delivered by elastomeric chain: a comparative *in vitro* study. *J Int Oral Health* 2014;6:7-10.
23. Behnaz M, Dalaie K, Hosseinpour S, Namvar F, Kazemi L. The effect of toothpastes with bleaching agents on the force decay of elastomeric orthodontic chains. *Eur J Dent* 2017;11:427-31.
24. Dadgar S, Sobouti F, Armin M, Ebrahminasab P, Moosazadeh M, Rakhshan V. Effects of 6 different chemical treatments on force kinetics of memory elastic chains versus conventional chains: An *in vitro* study. *Int Orthod* 2020;18:349-58.
25. Kuster R, Ingervall B, Bürgin W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 1986;8:202-8.
26. Birkeland JM. The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res* 1973;7:11-8.
27. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent* 2001;85:162-9.
28. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:280-7.
29. Dagdeviren C, Gulec A, Eksi F, Saglam M, Kahraman M. Contamination of low frictional elastomeric ligatures by streptococcus mutans: A prospective RT-PCR and AFM study. *Turk J Orthod* 2021;34:163-9.
30. Moghaddam SF, Kamali MD. Force decay and discoloration of thermoplastic and thermoset orthodontic elastomeric chains. *Braz Dent Sci* 2022;25:e2612