T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

ORTODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN ELASTİK ZİNCİRLERİN ORTAMDAKİ ISI DEĞİŞİMİ, SU EMİLİMİ VE ZAMANA BAĞLI OLARAK KUVVET AZALMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Esra YILMAZ

UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç.Dr. Zehra İLERİ

KONYA-2018

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

ORTODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN ELASTİK ZİNCİRLERİN ORTAMDAKİ ISI DEĞİŞİMİ, SU EMİLİMİ VE ZAMANA BAĞLI OLARAK KUVVET AZALMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Esra YILMAZ

UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Zehra İLERİ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 16102031 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2018

i. ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince klinik bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, tezimin hazırlanmasında her türlü yardımlarını sağlayan, bana rehberlik eden tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Zehra İLERİ' ye

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım çok değerli hocalarıma,

Projemizi desteklediği için Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Fatih ŞAHİN'e,

Ortodonti Anabilim Dalı'nda görevli birlikte çalıştığımız ve mezun olmuş tüm asistan arkadaşlarım ve diğer çalışanlara,

Her zaman yanımda olan, bana destek veren, beni bu günlere kadar yetiştiren canım annem Ayten YILMAZ ve canım babam Musa YILMAZ' a, hayatıma uzmanlık eğitimim döneminde giren ve her anımı güzelleştiren canım nişanlım Halil TÜTER' e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ii. İÇİNDEKİLER

i. ÖNSÖZ ..... **i**
ii. İÇİNDEKİLER ..... **ii**
iii.SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **v**
ÖZET ..... **vi**
SUMMARY ..... **vii**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Elastiklerin İçeriği 4
1.1.1. Doğal Kauçuk 5
1.1.2. Sentetik Kauçuk 5
1.2. Elastik Zincirlerin Avantajları 7
1.3. Elastik Zincirlerin Dezavantajları 8
1.4. Elastomerik Zincirlerin Kuvvet Uygulaması ve Elastomerik Zincirlerde Kuvvetin Azalması 8
1.5. Elastik Zincirlerin Başlangıç Kuvvetleri 11
1.6. Elastomerik Zincirlerin Filament Çeşitleri 12
1.7. Elastomerik Zincirlerde Ön Gerdirme Etkisi 14
1.8. Farklı Üretim Tekniklerinin Kuvvet Üzerine Etkisi 17
1.9. Çevresel Etmenlerin Elastik Zincirler Üzerindeki Etkisi 17
1.9.1. Renk 17
1.9.2. Flor 19
1.9.3. Hava 20
1.9.4. Ozon 20
1.9.5. Mikrobiyal Kontaminasyon, Dezenfeksiyon ve Sterilizasyon 21
1.9.6. Termal Döngü 21
1.9.7. pH 22
1.9.8. Çiğneme 23
1.9.9. Günlük Diyet 23
1.9.10. Oral Kavite 24
1.9.11. Su 24
1.9.12. Elastomerik Zincirin Kullanım Alanları ve Son Gelişmeler 25
1.10. Ortodontik Elastiklerin Sitotoksitesi 27
2. GEREÇ VE YÖNTEM **28**

2.1. Gereç 28
2.1.1. Solüsyon 28
2.1.2. Yapay Tükürük 28
2.1.3. Termal Siklus Cihazı 29
2.1.4. Kuru Ortam 30
2.1.5. Elastik Zincirler 30
2.1.6. Kuvvet Ölçer ve Kuvvet Kaybının İncelenmesi 33
2.1.7. Hassas Terazi 33
2.1.8. Akrilik Blok 34
2.2. Yöntem 35
2.2.1. Akrilik Blokların Hazırlanması 35
2.2.2. Akrilik Bloklara Çivilerin Yerleştirilmesi 35
2.2.3. Elastik Zincirlerin Hazırlanması 35
2.2.4. Elastik Zincirlerin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi 35
2.2.5. Solüsyonun Hazırlanması 36
2.2.6. Etüv Düzeneğinin Hazırlanması 36
2.2.7. Termal Siklus Cihazında Bulunan Elastik Zincirlerin Kuvvet Kayıplarının İncelenmesi İçin Gerekli Ölçümlerin Yapılması 37
2.2.8. Elastik Zincirlerin Su Emilimlerinin Değerlendirilmesi 37
2.2.9. İstatistiksel Değerlendirme 37
3. BULGULAR 39
3.1. Markalar Arası Su Emiliminin Karşılaştırılması 39
3.2. Zamana Bağlı Farklı Ortamlar Arasındaki Kuvvet Azalışlarının Genel Değerlendirmesi 40
3.3. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Kuru Ortamda Değerlendirilmesi 42
3.4. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Yapay Tükürüklü Ortamda Değerlendirilmesi 43
3.5. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Termal Sikluslu Ortamda Değerlendirilmesi 45
3.6. Kuvvet Azalış Yüzdelerinin Ortam Bazında Zamana Bağlı Değişimi 46

3.7. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Dentaurum Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi 47

3.8. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı American Orthodontics Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi 53

3.9. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Rocky Mountain Orthodontics Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi 59

3.10. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı 3M Unitek Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi 62

3.11. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Dyna-Link (G&H) Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi 65

3.12. Farklı Marka Zincirlerin Farklı Ortamlardaki Zamana Bağlı Kuvvet Azalışının İncelenmesi 68

4. TARTIŞMA 86

4.1. Elastomerik Zincirlerin Seçim Kriterleri 87

4.2. Yöntemin Tartışılması 88

4.3. Bulguların Tartışılması 93

5. SONUÇLAR 102

6. KAYNAKLAR 105

7. EKLER 110

EK-A. Selçuk Üniversitesi diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı

8. ÖZGEÇMİŞ 113

iii.SİMGELER VE KISALTMALAR

%: Yüzde
*****:** P < 0,001
****:** P < 0,01
***:** P < 0,05
< : ‘ den küçüktür
>: ‘ den büyüktür
^{0}C: derece Celsius
dk: Dakika
gr: Gram
Maks: Maksimum
Ort.: Ortalama
mg: Miligram
Min: Minimum
ml: Mililitre
mm: Milimetre
cm^2: Santimetrekare
N: Birey Sayısı
NS: İstatistiksel olarak önemsiz
P: İstatistiksel anlamlılık
pH: Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
r: Korelasyon katsayısı
rpm: Revolutions per minute (Dakikadaki devir sayısı)
SH: Standart hata
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences
A.O.: American Orthodontics
R.M.O.: Rocky Mountain Orthodontics

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

ORTODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN ELASTİK ZİNCİRLERİN ORTAMDAKİ ISI DEĞİŞİMİ,SU EMİLİMİ VE ZAMANA BAĞLI OLARAK KUVVET AZALMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ

"Esra YILMAZ"

Ortodonti Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2018

Bu çalışmanın amacı; farklı markalar tarafından üretilen elastomerik zincirlerde; ortamdaki ısı değişimi, su emilimi ve zamana bağlı olarak kuvvet azalmalarında görülen farklılığı karşılaştırmaktır.

Beş farklı firmaya ait, farklı aralıklara ve özelliklere sahip elastik zincirler çalışmaya dahil edilmiştir. Elastomerik zincirlerin marka bazında su emilimine, zamana ve ortama bağlı olarak kuvvet kayıpları değerlendirilmiştir. Ölçümler 0. saatte, 1. saatte, 24. saatte, 3. günde, 1., 2., 3., ve 4. haftada manuel bir kuvvet ölçer kullanılarak tekrarlanmıştır. Zamana bağlı ortamlar ve markalar arasındaki farkı tespit amacıyla Anova testi, fark tespit edilen zamanlarda ikili karşılaştırmalar için Post-Hoc Tukey testi, ortamların zamana göre kuvvet azalış yüzdesi arasındaki farkın tespiti için tekrarlı Anova testi elastik zincirlerin istatistiksel karşılaştırması için kullanılmıştır. Anlamlılık $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

Markalar arası su emiliminde anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Kuru ortamda yapılan çalışmada markalar arasında 1. saat, 24. saat ve 3. günde yapılan ölçümlerde kuvvet azalış yüzdeleri arasında anlamlı bir fark bulunamazken ($p>0,05$), 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. haftada markalar arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Yapay tükürüklü ortamda 1. saatte markalar arası kuvvet azalış yüzdesi arasında anlamlı bir fark bulunamazken ($p>0,05$), 24. saatte, 3.günde, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. hafta ölçümlerinde markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda 1. saatte, 24. saatte, 3.günde, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. hafta ölçümlerinde markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Markalar arasında su emilimi açısından fark yoktur. Ancak farklı ortamlarda ve farklı markalarda zamana bağlı olarak kuvvet kayıpları açısından anlamlı farklılık tespit edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Elastik zincir, Emilim, Kuvvet kaybı, Ortodontik apareyler.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELCUK UNIVERSITY

FACULTY of DENTISTRY

THE EVALUATION OF FORCE DECAY IN ELASTOMERIC CHAINS USED FOR ORTHODONTIC TREATMENT DEPENDING ON THERMAL CHANGE, WATER ABSORBATION AND TIME

"Esra YILMAZ"

Department of Orthodontics

THE SPECIALIZATION THESIS/ KONYA-2018

The aim of this study is to evaluate the force degradation of elastomeric chains produced by different brands in three different environments; air media, artificial saliva media, thermal cyclic media, and to measure the water absorption of chains.

Elastic chains produced by different brands (5 brands), different spacings (continuous, short spaced, long spaced) and features (memory, conventional) are included in the study. The force degradation of elastomeric chains based on brand-based water absorption, time and different environments (air media, artificial saliva media, thermal cyclic media) are evaluated. Measurements were repeated using a manual force gauge at 0 hours, 1 hour, 24 hours, 3 days, 1, 2, 3, and 4 weeks. The Anova test was used to determine the time-dependent differences between the different environments and brands, the Post-Hoc Tukey test for binary comparisons at different time points, and the repeated Anova test was used for statistical comparison of elastic chains for determining the difference between percentages of strengths of environments.

There was no significant difference in water absorption between brands ($p > 0.05$). In the study performed in the dry environment, there was no significant difference between the percentages of decrease in force at the 1st hour, 24th hour and 3rd day of the brands ($p > 0.05$), at the 1st week, 2nd week, 3rd week and 4th week there was a significant difference between brands ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the percentages of decrease in force between marks at 1 hour in artificial salivary media ($p > 0.05$), between the brands at 24th hour, 3rd day, 1st week, 2nd week, 3rd week and 4th week a statistically significant difference was found ($p < 0.05$). A statistically significant difference was determined between the measurements at 1 hour, 24 hour, 3rd day, 1st week, 2nd week, 3rd week and 4th week in thermal cycle environment ($p < 0.05$).

There is no difference in water absorption between brands. However, significant differences were found in terms of force degradation depending on time in different environments and in different brands.

Key Words: Absorption, Elastic chain, Force degradation, Orthodontic appliances.

1. GİRİŞ

Yüzyıllardır dünyanın çeşitli bölgelerinde ve kültürlerinde eğri dişlerin, çenelerdeki iskeletsel bozuklukların veya bunların birlikte bulunduğu durumların neden olduğu maloklüzyonların tedavisi için uğraş verilmektedir (Ward 1964).

Diş hekimliği tarihi boyunca uzmanlar maloklüzyonları incelemiş ve tedavi etmek için yöntemler geliştirmişlerdir. Örneğin Pierre Fauchard (1678-22.03.1761), 1728 tarihli, diş hekimliğinde basılı ilk kitap özelliğinde olan, 'Le chirurgien dentiste' adlı eserinde bir bölümü maloklüzyonların tedavisine ayırmıştır. Literatürde sabit apareylerin kullanımından ilk kez bu kitapta bahsedilmiştir (Ward 1964).

Ortodontik tekniklerin ve ürünlerin dinamik gelişimi, pozitif tedavi sonuçlarında ortodontik terapinin yeni başarılara ulaşmasına izin vermektedir. Ortodontik biyomekanikler, diş hareketi elde edebilmek için kullanılan kuvvet sistemlerinden meydana gelmektedir. Etkili bir ortodontik tedavi çoğunlukla yalnızca braket kullanımı ile sınırlı değildir; ortodontik ark telleri ve yardımcı elemanların kullanılmasını gerektirir. Bu yardımcı elemanlardan bazıları; looplar, kapalı halkalı yaylar, açık halkalı yaylar, retraksiyon yayları, lateks elastikler, sentetik elastikler, mıknatıslar ve elastomerik zincirlerdir (Bishara ve Andreasen 1970, Buchmann ve ark 2012). Halkalı yayların temizliği çok zordur. Retraksiyon yayları hastanın dişetine ve mukozaya zarar verir. Mıknatıslar çok yer kaplar, pahalıdırlar ve gıda retansiyonu yaptıkları için fazla hijyenik değildirler (De Genova ve ark 1985). Elastomerik zincirler ise ortodonti için vazgeçilemez yardımcı elemanlar arasındadır. Elastomerik zincirler sürekli ve hafif kuvvetler uygulayabildikleri için; seviyeleme-hizalama-derotasyon işlemlerinde, kanin ve keser retraksiyonu sırasında, boşlukların kapatılması gerektiğinde, orta hat düzeltilmesinde, ortodontik retansiyon sırasında, posterior bölgenin meziale hareketi sırasında, gömülü dişlerin sürdürülmesinde ve arkın daraltılması gerektiğinde kullanılabilmektedir (De Genova ve ark 1985, Halimi ve ark 2013).

Kendinden bağlanabilen sistemler, tedavi esnasında elastomerik materyal kullanımını ortadan kaldırmak için tasarlanmıştır. Ancak, elastomerik zincirlerin konvansiyonel braketlerle birlikte kullanılan en önemli kuvvet kaynaklarından biri olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır (Bortoly ve ark 2008).

Ortodontik olarak boşlukları kapatmak için gereken optimum kuvvet büyüklüğü tartışmalıdır (Hixon ve ark 1969, Boester ve Johnson 1974). Diş hareketini etkileyen diğer önemli bir husus; uygulanan kuvvetin yalnızca büyüklüğü değil aynı zamanda süresidir, bunun nedeni, diş hareketi sırasında kemik remodelingi ancak belirli bir süre boyunca optimum kuvvet uygulanırsa gerçekleşmektedir (Proffit 1978). Dolayısıyla, dişleri hareket ettirmek için kullanılan herhangi bir malzemenin optimum kuvvete sahip olması ve kök ve periodontal ligaman zarar görmeden diş hareketini sağlamak için yeterli süre uyguladığı kuvveti muhafaza etmesi gerekir (Brezniak ve Wasserstein 2002).

Elastomerler, belli bir dereceye kadar deformasyona uğradıktan sonra hızlı bir şekilde orijinal boyutlarına geri dönebilen materyallerdir. Tarihte ilk bilinen elastomer, Maya ve Inka toplumları tarafından kullanılan doğal lastiktir. Ancak ısı karşısında kolayca bozulabildiği ve suyu absorbe ettiği için bu materyalin kullanım alanı sınırlı kalmıştır. 1839 yılında Charles Goodyear ebonitleştirme işlemini pratiğe kazandırdıktan sonra doğal lastiğin kullanımı da büyük ölçüde artmıştır (Haper 1975, Billmeyer 1984). Doğal lateks elastiği ortodontide en erken kullanan çalışmacılar ise; Baker, Case ve Angle' dır (Parrie ve Spence 1973, Baker 1994). Piyasada en çok kullanılan doğal lateks elastiklerdir. Ancak 1900’ lü yılların başından beri, lateks allerjisi olan hastalar için lateks içermeyen sentetik elastikler kullanılmaktadır (Kersey ve ark 2003).

Elastomerik zincirler, ortodontik tedavide 1960' lardan beri yaygın olarak kullanılmaktadır ve araştırmacılar 1970' lerden bu yana elastomerik materyalin özelliklerini incelemektedirler (Stevenson ve Kusy 1995, Casaus 2009). Değişken bir elastik deformasyon sonrasında orijinal haline dönme potansiyeline sahiptirler ancak bir sonraki gerilimde ilk gerilimde uyguladığı kuvvete göre belli bir miktar azalma olmaktadır (Ware 1971, Taloumis ve ark 1991, Brantley ve ark 2001). Bunların yanı sıra; elastomerik zincirler ucuzdurlar, hijyeniktirler, kolayca adapte edilebilirler ve hasta ile işbirliği gerektirmezler. Kullanımları kolaydır, intra oral travma riskini azaltırlar. Çok çeşitli renklerde üretilirler ve renk seçiminde hastanın tercihine izin verirler. Bu nedenle hastalar ortodontik tedavi sırasında elastomerik zincire kolayca adapte olurlar (Storie D ve ark 1994). Bununla beraber zamanla gözle görülür bir kuvvet azalması, kalıcı deformasyona uğrama, ağız ortamına duyarlılık, ağız hijyeni

sağlamada güçlük, metal elemanlara kıyasla artan diş plak retansiyonu gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Ağız içinde kullanıldıklarında suyu, tükürüğü ve alınan gıdalardaki sıvıyı absorbe ederek renk değişimine uğrarlar. Bir süre sonra da internal bağlar kopar ve kalıcı deformasyon oluşur. Zaman içinde uyguladıkları kuvvet de azalır (Andreasen ve Bishara 1970, Ware 1971, Taloumis ve ark 1991, Naghdi 1994, Buchmann ve ark 2012).

Elastomerik zincirler braketlerin etrafından geçirildiğinde, fiziksel özelliklerinde değişiklikler meydana gelir ve uzun bir süre boyunca aynı sabit kuvveti uygulayamazlar (Ash ve Nikolai 1978, Huget ve ark 1990, Baty ve ark 1994, Araujo ve Ursi 2006, Bortoly 2008).

Stevenson ve Kusy (1994), elastik zincirlerde hasta ağzına uygulandıktan sonra kalıcı bir uzama gerçekleştiğini ve elastik zincirlerin dişlerin üzerine gittikçe azalan bir kuvvet uyguladığını bu nedenle de yaklaşık 3-6 hafta aralıklarla değiştirilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Alexandre ve ark (2008), yaptıkları in vivo bir çalışmada iki farklı firmaya ait (Morelli ve GAC) intermaksiller elastik ve elastomerik zincirin zamana bağlı olarak uyguladıkları kuvvetteki azalmayı incelemişlerdir. Çalışmaya göre hem uygulanan kuvvetin azalmasını engellemek ve hem de mekanik özelliklerden maksimum yararlanabilmek için bu yardımcı elemanların ayda bir değiştirilmesi gerekmektedir.

Elastomerik zincirler benzer yöntemlerle üretilmelerine rağmen, ham materyalin, dolgu maddeleri veya pigmentler gibi çeşitli katkı maddelerinin ve üretim tekniklerinin farklı olması gibi çeşitli farklılıkları bulunmaktadır. Ayrıca, morfolojik (elipsoid veya dairesel) veya boyutsal özelliklerinin ürünün karakteristik özelliklerini değiştirmesi beklenmektedir (Evangelista ve ark 2007, Balhoff ve ark 2011).

Doğal lateks elastikler hakkında pek çok çalışma bulunmasına karşın, lateks olmayan elastikler hakkında çok fazla sayıda çalışma bulunmamaktadır. Lateks ve lateks olmayan elastiklerin materyal özellikleri açısından aralarında farklılıklar bulunmaktadır. Ayrıca, kuvvet kaybı açısından incelendiklerinde de, üreticiye bağlı olarak da aralarında farklılıklar bulunmaktadır (Kersey ve ark 2003).

Elastomerik zincirlerin ortodontide farklı diş hareketleri oluşturmak için kullanımı oldukça sıktır. Bu çalışmanın amacı; farklı markalar tarafından üretilen, elastomerik zincirlerin; ortamdaki ısı değişimine, su emilimine ve zamana bağlı olarak kuvvet azalmalarındaki farklılığın değerlendirilmesidir. Daha önce literatürde bu konuyla ilgili pek çok çalışma yapılmasına karşın, bizim bilgimiz dahilinde hem su emilimine bağlı olarak kuvvet kaybını inceleyen hem de bu kadar çok marka ve markaların farklı özelliklerdeki zincirlerini üç ortamda da değerlendiren başka bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın sıfır hipotezi ise şöyledir; farklı markalara ve farklı özelliklere sahip elastomerik zincirler arasında ortama, su emilimine ve zamana bağlı olarak kuvvet kaybı açısından fark yoktur.

1.1. Elastiklerin İçeriği

Bir zamanlar, lastik denildiğinde akla ağaç kauçuğu gibi doğal lastikler gelirdi. Doğal lastik ya da ağaçtan elde edilen kauçuk olarak adlandırılan kauçuk materyali; izopren halkalarından oluşan bir hidrokarbon polimeridir. Sentetik kauçuk ise farklı kimyasal tepkimeler sonucu elde edilmesine karşın; pek çok özellik bakımından doğal kauçuğa benzemektedir. Hem doğal kauçuk hem de sentetik kauçuk; uzun, ipliksi moleküllerden meydana gelmektedir. Geri dönebilen esneyebilirlik özelliği rastgele sarmal halde bulunan uzun katlanmış polimer zincirler sayesindedir. Esnetildiğinde bu rastgele sarmal zincirler organize lineer zincirler olacak şekilde uzar fakat çapraz bağlar oluşursa bu durum mümkün olmaz. Lastiklerin elastik özelliğinden bu kendine mahsus düzensiz yapı sorumludur (Wong 1976).

Elastomerik zincirler aktive edildiğinde, moleküller düzendeki kayma ve germe nedeniyle deformasyona uğrarlar (De Genova ve ark 1985, Rock ve ark 1985). Elastik zincire bir yük uygulandığında polimer moleküller tek tek açılır, düzleşir ve uzar. Aktifleştirilen ortodontik zincir başlangıçta gerilir, ancak elastik zincire yük uygulanmaya devam ettiğinde moleküler yapıda kaymalar meydana gelir ve dişlere iletilen kuvvet geriye dönüşsüz olarak azalır. Geri döndürülemez kalıcı deformasyon, birbiri ardına kayan polimer moleküllerinden kaynaklanmaktadır (Huget ve ark 1990).

Elastikler kauçuğun doğal ya da sentetik formlarıdır. Elastomerik maddeler, kesin bileşimi ticari bir sır olan üretan bağlantısı içeren polimer yapıdaki poliüretanlardır (Taloumis ve ark 1997).

1.1.1. Doğal Kauçuk

Tarihte ilk bilinen elastomer, Maya ve Inka toplumları tarafından kullanılan doğal kauçuktur. Ancak, ısı karşısında yapısı kolayca bozulabildiği ve suyu absorbe ettiği için bu materyalin kullanımı oldukça sınırlı kalmıştır (Baty ve ark 1994).

Doğal kauçuk, yüzlerce çeşit bitkiden meydana gelmiş olabilir ancak esas kaynağı; kauçuk ağacıdır (Hevea brasiliensis). Doğal kauçuğun esas yapısı cis-1,4 poliizoprendir ve doğal kauçuktan üretilmiş bir polimer zincir yaklaşık olarak 500 izopren halkasından meydana gelmektedir. Moleküler ağırlıktaki yapısal değişiklikler bitkiden bitkiye, bölgeden bölgeye ve mevsimden mevsime göre değişiklikler göstermektedir. Ortodontik amaçlı kullanılacak lateks elastikler, yeterli kalite kontrollerinden geçirilmelidir. Optimal özelliklere sahip ortodontik elastikleri elde etmek için, saf ve yüksek moleküler ağırlıklı latekslerin karışımının kullanılması gerekmektedir (Wong 1976). Klinik kullanımı, özellikle ekstra oral veya intermaksiller olarak kuvvet iletimi için ağız içi elastikler veya elastik iplikler şeklinde olabilir (Kim ve ark 2005).

1.1.2. Sentetik Kauçuk

Sentetik polimerler 1920 yılında petrokimyasal maddelerden geliştirilmiştir. Bu materyaller, primer-sekonder bağlar bağlar içerirler ve zayıf moleküler çekime sahiptirler. Günümüzde geometrik içeriği düzenli olmayan katmanlı lineer moleküllü zincirler mevcuttur. Gerilme ve bükülme esnasında moleküler zincirlerin katları açılarak düzlem üzerinde tek katlı hale gelirler. Primer bağların çapraz bağlantıları moleküler zincirin birkaç bölgesinde muhafaza edilir. Eğer primer bağlar koparsa, elastik limit aşılır ve kalıcı deformasyon meydana gelir (Haper 1975, Billmeyer 1984).

Sentetik kauçuklar, poliüretandan oluşmuş amorf polimerlerdir (Young ve Sandrik 1979). Polimer zincirler, kuvvet etkisi altında birbirleri üzerinde kayar ve/veya gerilerek çözülürler. Zincirlerin kayması visköz harekettir; yavaş ve geriye

dönüşsüzdür. Zincirlerin gerilerek çözülmesi ise elastik davranıştır; çabuk ve geriye dönüşlüdür. Ortodontide kullanılan elastiklerde, her iki halde ama uygulamanın sonlarına doğru geriye dönüşsüz olan visköz davranış gözlenir (De Genova ve ark 1985).

Sentetik kauçuklar, mekanik özellikleri, kullanım süreleri ve sıcaklığa bağlı değişken özellikleri nedeniyle ideal elastik materyaller değildirler (Young ve Sandrik 1979, De Genova ve ark 1985). Su ile kısa süreli temaslarda az etkilenseler de uzun süreli temaslarda yapılarındaki makromoleküllerin su ile yaptığı hidrojen bağları nedeniyle şişerler (Andreasen ve Bishara 1970, De Genova ve ark 1985). Emilen su matrikslerdeki boşlukları doldurur. Elastik zincirlerdeki şişme ve renklenme kauçuk matriksteki boşlukların bakteri debrisi ve sıvılarla dolması sonucu meydana gelmektedir (Baty ve ark 1994, Nanda 1996).

Sentetik ortodontik elastik malzemeler doğal lateks elastiklerin alternatifi olarak tanıtılmış ve fiziksel özellikleri artırılarak daha popüler hale getirilmiştir. (Wong 1976). Sentetik polimerler; serbest radikal jenerasyon sistemlerine, ozon ve ultraviole ışınlarına karşı duyarlıdırlar. Serbest radikallerin açığa çıkması, polimerlerin bükülebilirliklerinde ve gerginliklerinde azalmaya sebep olur buna bağlı olarak da kauçuğun direnci ve elastikiyeti azalır. Bu sebepten dolayı üreticiler elastomerlerin yapısına antioksidanları ve antiozon maddeleri ilave etmişlerdir (Wong 1976, Young ve Sandrik 1979, Billmeyer 1984, De Genova ve ark 1985).

Wong (1976), lateks elastikler ile sentetik elastikleri bir kopma testi yaparak kıyaslamış ve sentetik elastiklerin daha iyi gerilme direncine sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca, sentetik elastomerlerin ilk gün boyunca ilk gücünün % 73'üne kadarını kaybettiğini ancak 21 günlük gözlem periyodunun geri kalanında kuvvet kaybının daha yavaş bir hızda devam ettiğini belirtmiştir.

Poliüretanlar; ortodontide kullanılan sentetik elastik maddelerdir ve bir polieter veya poli (eter) - üretan veya poli (ester) – içeren poliester glikolün polimerizasyonu ile üretilen poliüretan grubudur (Billmeyer 1984). Poliüretan bir diisosiyanatın (molekülleri iki -NCO grubu içerir) ekleme polimerizasyonu ve bir dialkol (iki OH grubu) den oluşmaktadır. Polimer zinciri üretan grupları (-O-CO-NH-) ile bağlanır. Üretan grubunun -NH-kısmı, bir -OH grubuna benzer şekilde

reaksiyona girerek, polimer zincirleri arasında çapraz bağ oluşturur (Billmeyer 1984).

Elastomerik zincirler üretim teknikleri, içerikleri ve yapılarındaki kimyasal bağın çeşitliliğine göre termoplastik ve termoset poliüretanlar olarak da sınıflandırılabilirler. Termoplastik elastomerler plastik ve kauçuk karışımıdır, bu kombinasyon malzemeye termoplastik ve elastomerik özellikler verir. Yüksek sıcaklıklarda enjeksiyon kalıplama tekniğiyle üretilirler ve daha zayıf bir dipol veya hidrojen bağına sahiptirler. Termoplastik elastomerler yeniden eritilebilir ve şekillendirilebilirler. Termoset elastomerler ise yeniden eritilip, şekillendirilemezler ancak daha güçlü bir çapraz bağ olan kovalent bağa sahiptirler. İn vitro ortamda termoset elastomerlerin termoplastik eastmerlere göre daha az kuvvet kaybı gösterdikleri tespit edilmiştir (Billmeyer 1984, Kim ve ark 2005, Masoud ve ark 2014).

Elastik separatörler, ligatürler, rotasyon kamaları, elastik iplikler ve elastomerik zincirler de olmak üzere pek çok elastomer çeşidi bulunmaktadır. Ortodontide kullanılan bu yardımcı elemanlar dişi hareket ettirmek için gerekli kuvvetin oluşturulmasında rol oynarlar (Wong 1976, Warych 2009). Bunlar, klinik kullanım için kalıp kesme tekniği veya enjeksiyon kalıplama tekniği ile üretilirler. Mevcut ürünler arasında kullanılan morfoloji, renk, boyutlar ve katkı maddelerinde çok fazla değişiklik vardır ve hassas ayrıntılar çoğunlukla tescilli bilgidir. Bu malzemelerin en büyük dezavantajı kuvvet kaybına uğramalarıdır (Bousquet ve ark 2006).

1.2. Elastik Zincirlerin Avantajları

Elastik zincirler, sabit ortodontik tedavide boşlukları kapatmak ya da boşlukların oluşumunu engellemek amacıyla dünya çapında kullanılan materyallerdir. Başlıca avantajları; kullanımının kolay olması, ucuz olması, ağıziçi travma oluşturma riskinin oldukça düşük olması, hasta kooperasyonuna ihtiyaç göstermemesi, renk olarak çok geniş bir skalasının bulunmasıdır (Wong 1976, Billmeyer 1984).

1.3. Elastik Zincirlerin Dezavantajları

Elastik zincirler, kullanılmaya başlandıktan belirli bir süre sonra uyguladığı kuvvette azalma meydana gelmeye başlar. Sıvı emme özelliğine bağlı olarak, su ve tükürüğü absorbe ettiklerinden zamanla renklenme meydana gelir. Bir süre sonra internal bağlar kopar ve kalıcı deformasyon oluşur. Zamanla ağız hijyenini de bozmaktadır (Wong 1976, Billmeyer 1984, Von Fraunhafer 1992, Baty ve ark 1994).

Tüm elastomerik modüller, yeterli yüklemeye tabi tutulduğunda kalıcı uzama gösterir. Bu aralık yükleme hızına ve süresine ve çevresel koşullara bağlı olarak etkilenir (Rock ve ark 1985, Stevenson and Kusy 1994). Daimi deformasyona neden olan durum moleküllerin yeniden oriyente olmasıdır. Eğer bu durum erken dönemde (1-24 saat içinde) oluyorsa, bu dişlerin hareketi sırasında elastomerlerin kötü bir performans sergileyeceğinin göstergesidir (Stevenson and Kusy 1994).

Elastik zincirlerin kullanımlarına bağlı olarak renk değişimi, plastik deformasyon, biyofilmlere tutucu alan olmaları ve özellikle kullanım sırasında kuvvet kaybı da dahil olmak üzere (Andreasen ve Bishara 1970, Young ve Sandrik 1979, Taloumis ve ark 1997), ortodontik mekaniğin kalitesini bozan, başlangıçtaki gerdirme kuvvetlerinin azalmasına neden olan dezavantajları bulunmaktadır (Andreasen ve ark 1970, Wong 1976, De Genova ve ark 1985, Baty ve ark 1994).

1.4. Elastomerik Zincirlerin Kuvvet Uygulaması ve Elastomerik Zincirlerde Kuvvetin Azalması

Wong, lateks elastiklerin sürekli ortodontik kuvvet kaynağı olduğunu belirtmiştir (Wong 1976). Elastomerik zincirler ortodontide kullanılması zaruri olan elemanlardandır. Seviyeleme sırasında dişleri hareket ettirmek için gerekli kuvvetin bir bölümünü oluştururlar. Dişlerin seviyelenmesi, hizalanması, rotasyonların düzeltilmesi, kanin ve keser diş retraksiyonu, boşlukların kapatılması, orta hattın düzeltilmesi, ortodontik retansiyon, posterior bölgenin mesial hareketi ve gömülü dişlerin sürdürülmesi sırasında gerekli olan kuvvetin önemli bir kısmını oluştururlar. Bununla birlikte, ağızda nasıl davrandıkları, şartlara bağlı olarak büyük farklılıklar göstermektedir (Halimi ve ark 2013).

Ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastomerler, ağız içinde yüksek sıcaklık, nem, baharatlı ve hayvansal gıdalar gibi sert koşullara maruz kalmaktadır. Bu faktörler, elastomerlerin estetiğini etkilemenin yanı sıra, uyguladıkları kuvveti de de önemli ölçüde azaltmaktadır (Kardasch 2017).

Diş hareketleri için gerekli en iyi kuvveti bulmaya çalışan birçok çalışma vardır ancak kesin kanıt bulunmamaktadır. Schwarz (1932) optimum ortodontik kuvveti her bir kök yüzeyi için 28 gr / cm2 olarak tanımlamıştır. Diş hareketleri için klinisyenlerin 115 ile 310 gr arasında kuvvet uyguladıkları ileri sürülmüştür (Chung ve ark 1989). Ren ve ark (2003) literatürdeki sistematik derlemesinde diş hareketi için gerekli kuvveti nicelik olarak belirlemek için bir meta-analiz gerçekleştirmişler, ancak literatürden elde edilen veriler arasında büyük farklılıkları olduğu için (12 hayvan çalışması ve 12 insan çalışması), diş hareketleri için gerekli optimum ortodontik kuvvetin miktarının belirlenmesine izin veren hiçbir kanıt elde etmediklerini belirtmişlerdir. Tedavi sırasında kuvvetler yaklaşık 55 gr' ın altına düşerse, kanin dişlerin kütlesel hareketleri esasen durur (Boester ve Johnson 1974).

Elastomerik zincirler ilk uygulanmaya başladıklarında dişleri rahatlıkla hareket ettirebilecek kuvvete sahiptirler. Ne yazık ki zamanla uyguladıkları kuvvet azalır ve bu elastomerik zincirlerin karakteristik özelliklerinden biridir. Kuvvet fazla azalır ve diş hareketi için gereken eşik değerin altına düşerse ağız içinde terapötik etki oluşturamaz (Andreasen ve Bishara 1970, Boester ve Johnson 1974, Baty ve ark 1994, Naghdi 1994).

Bir takım araştırmacılar, zincirlerin zamanla önemli miktarda güç kaybettiğini göstermektedir (Leiss 1990, Lu ve ark 1993, Naghdi 1994, Stevenson ve Kusy 1994). 24 saat içinde elastomerik zincirin başlangıç gücünün % 75 kadar azaldığı bildirilmiştir (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976).

Başlangıç kuvvetinin zamanla azalması elastomerik zincirler için en büyük klinik problemi oluşturmaktadır. Çalışmalar, zincirin ağız boşluğuna yerleştirilmesinden 8 saat sonra başlangıç kuvvetinin % 28-50' sinde bir kayıp olduğunu göstermiştir. 24 saat sonra, başlangıçtaki kuvvet kaybı oranı önemli derecede azalır, ancak takip eden 2-3 hafta içinde hala kuvvet kaybı görülür (Wong 1976, Warych 2009).

Profitt, elastomerik zincirlerin uyguladığı kuvvetin zamanla azaldığının unutulmaması gerektiğini, bu nedenle sürekli kuvvet kaynağı yerine aralıklı kuvvet kaynağı olarak görülmelerinin daha doğru olacağını söylemiştir (Profitt ve Fields 2000).

Elastomerler elastik limiti aşacak kadar fazla gerdirildiklerinde bu durum kalıcı deformasyona ve internal bağlarda kopmaya sebebiyet verir. Bununla birilikte, bazı faktörler elastomerik zincirlerin uyguladığı kuvveti etkilerler. Örneğin elastiğin aşırı gerdirilmesi hızlı bir kuvvet kaybına sebep olur bu nedenle elastomerik zincir uzun bir süre sabit bir kuvvet uygulayamaz ve dolayısıyla zincirden beklenen etki elde edilememiş olur (Ferreira ve Caetano 2004, Martins ve ark 2006).

Çoğu in vitro çalışmada, farklı üreticilerin elastik zincirleri ile değişen koşullar kullanarak elastomerik zincirlerin kuvvet kaybını incelemişlerdir (Brooks ve Hershey 1976, Ash ve Nikolai 1978, De Genova ve ark 1985, Rock ve ark 1986)

Kuvvet kaybının derecesi ve hızı, üretici tarafından kullanılan malzeme, kullanılan renk materyalleri, zincir konfigürasyonu (açık ve kapalı zincirler), kullanılmadan önce ön gerilme işleminin uygulanıp uygulanmaması, hastanın ağız ortamının pH'sı ve sterilizasyon ve depolama tekniklerine bağlı olarak değişir (Stuart ve ark 1997).

Elastomerik malzemelerin kuvvet azalma özellikleri ve kuvvetin zamana bağlı olarak salınma karakterleri, elastik zincirlerin üretim tekniğinden, çevresel koşullardan ve zincirin kimyasal bileşimden, ayrıca zincirin morfolojisinden ve zincirin boyutları gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (Eliades ve ark 1999).

Sıcaklığın ve nemin kuvvet kaybını arttırdığı gerçeği iyi bilinmektedir. Bununla birlikte, yukarıda bahsedilen faktörlerin kesin etkileri literatürde halen tartışılmaktadır (Nattrass ve ark 1998).

Zaman içinde sahip oldukları kuvvet miktarındaki değişiklikler, tedaviyle ilgili klinik etkinlik ve verimliliğini etkileyebilecek kontrol problemlerine yol açmaktadır. Ayrıca, mevcut birçok farklı ürün arasından seçim yapmak zordur. Çeşitli çalışmalar, ilk günde başlangıç kuvvetlerinin % 50-75' ini kaybeden zincirlerin, devam eden süre boyunca kuvvetlerinin giderek artan bir seyirde

azalmaya devam ettiğini bildirmiştir. Bu kuvvet kaybını, ağız içi ortama maruz kalma, çiğneme, ağız hijyeni, tükrük enzimleri ve ağız içi sıcaklıktaki değişiklik gibi faktörler elastik zincirin deformasyonuna neden olarak in vivo olarak hızlandırabilir (Kuster ve ark 1986, Nattrass ve ark 1998, Eliades ve ark 2004).

Halimi ve ark (2013), elastomerik zincirlerin germe işlemini takiben mekanik özelliklerini daha iyi anlayabilmek için çeşitli yapay tükürük solüsyonlarında ve hava ortamında bir çalışma tasarlamışlardır. Çalışmada farklı imalatçılardan beş marka elastomerik zincir seçilmiştir. Bunu takiben elastomerik zinciler daha önceden hazırlanmış solüsyonlara batırılmış, kontrol numuneleri ise sadece kuru havaya maruz bırakılmışlardır. Elastomerik zincirler tarafından iletilen kuvvet, zamana bağlı olarak hızla ve farklı şekilde kayba uğramıştır. Bu kuvvet kaybı ortamın pH' sı gibi farklı faktörlere bağlı olarak değişmiştir. Daha asidik pH' da kuvvet kaybı daha fazla gerçekleşmiş, pH 7 ve 37℃ sıcaklıktaki yapay tükürükte, şeffaf zincir; gri zincirden daha hızlı bir kuvvet kaybına uğramıştır. Kapalı elastik zincirler ise açık elastik zincirlere kıyasla daha yavaş bir kuvvet kaybı göstermiştir.

Weissheimer ve ark (2013), dört farklı elastomerik zincir markasının in vitro kuvvet değişimini analiz etmişlerdir. Tüm grupların, ticari markalarına bakılmaksızın zamanla kuvvet kaybı gösterdikleri söylenmiştir. Tüm markalarda ilk saatte yaklaşık % 59 -% 69 oranında bir kuvvet kaybı gözlenmiştir.

1.5. Elastik Zincirlerin Başlangıç Kuvvetleri

Elastik zincirlerin başlangıçta uyguladıkları kuvvetlerin farklı olmasındaki en önemli etken, üretici firmadan kaynaklanmaktadır (Wong 1976). En fazla kuvvet kaybının ise yaklaşık olarak ilk 3 saat içinde olduğu belirtilmiştir (Wong 1976). Elastik zincirin uyguladığı kuvvetin, ilk 24 saat içinde başlangıç değerinin % 50 ile % 70' ini hızlı bir kaybettiği gözlemlenmiştir. Bundan sonra, 4 haftaya kadar sadece % 10 ile % 20 arasında küçük değişikliklerle seyreden daha kararlı bir evre rapor edilmiştir (Hershey ve Reynolds 1975, Wong 1976, Ash ve Nikolai 1978, De Genova 1985, Killiany ve Duplessis 1985, Baty ve ark 1994). Başlangıç kuvvet seviyelerindeki bu azalma, depolama ortamına bağlıdır çünkü kuru hava ile nemli bir ortam karşılaştırıldığında nemli ortamda daha fazla kuvvet kaybı kaydedilmiştir (Ash ve Nikolai 1978).

Andreasen ve Bishara (1970) yaptıkları çalışmada lateks elastikleri ile Unitek C-1 alastik modüllerini (Unitek, Monrovia, Calif) karşılaştırmışlardır. İlk 24 saat sonunda alastikler başlangıçta uyguladıkları kuvvetin %74' ünü, lateks elastikler ise %42 'sini kaybetmişlerdir. Birinci günden sonra kuvvet sabit bir şekilde azalmaya devam etmiştir. Andreasen ve Bishara (1970), başlangıçta meydana gelen bu kuvvet kaybını kompanse etmek amacıyla zincirin, istenilen kuvvet seviyesinden "4" kat daha fazla gerdirilerek kullanılmasını önermişlerdir (Andreasen ve Bishara 1970, Baty ve ark 1994).

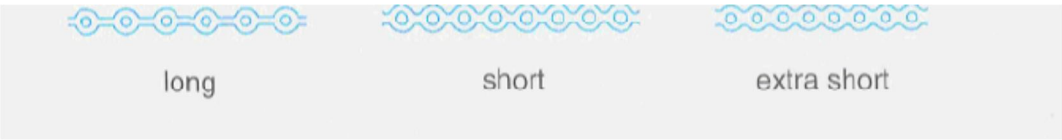
Hershey ve Reynolds (1975), üç ayrı firmaya ait zincir elastikler üzerinde yaptıkları çalışmada elastikler arasında kuvvet kaybı açısından bir farklılık bulunmamasına karşın başlangıç kuvvetleri açısından önemli farklar olduğunu belirtmektedirler.

Araştırıcılar, elastik kullanımında en doğru uygulamanın elastiğin kuvvetini bir kuvvet ölçerle belirlemek olduğunu vurgulamaktadırlar (Young ve Sandrik 1979, Baty ve ark 1994).

Bazı araştırıcılar elastikteki ani kuvvet kaybının önlenmesi ve daha sonra sabite yakın düzeyde kuvvet uygulanması amacıyla zincir elastiğin uygulama öncesinde gerdirilmesini önermektedirler (Baty ve ark 1994).

1.6. Elastomerik Zincirlerin Filament Çeşitleri

Günümüzde çok çeşitli elastomerik zincirler kullanılmaktadır. Bunlar başlıca; yakın halkalı, kısa aralıklı ve uzun aralıklı zincirlerdir (Weissheimer ve ark 2013).



Şekil 1.1. Elastik zincirlerin filament çeşitleri

Zincir elastiklerin aralıksız, kısa aralıklı ya da uzun aralıklı olmalarının da kuvvet özellikleri üzerinde etkileri bulunduğu belirtilmektedir. Genel olarak uzun aralıklı elastik zincirlerin başlangıçta uyguladıkları kuvvetin hafif ancak sonraki

kuvvet kaybının da daha fazla olduğu belirlenmiştir (Young ve Sandrik 1979, De Genova 1985, Williams ve Von Fraunhofer 1990, Baty ve ark 1994).

Zincirler, farklı kuvvetlere sahip (kapalı, kısa aralıklı, uzun aralıklı zincirler) ve renksiz veya renkli poliüretan elastomerler olarak üretilirler. Kapalı zincirler en büyük başlangıç kuvvetini üretir. Zincir bağlantılarının kısa konektörlerle ayrıldığı kısa zincirler daha az kuvvet uygular. Zincir bağlantıları arasındaki boşlukların uzadığı uzun zincirlerde ise daha uzun zaman aralıklarında daha az kuvvet kayıpları olmaktadır (Wong 1976, Warych ve ark 2009).

Killiany ve Duplessis (1979), Rocky Mountain firmasına ait "Energy" zincirleriyle, American Orthodontics firmasına ait kısa halkalı elastik zincirleri kıyaslamışlardır. Buna göre, "Energy" elastik zincirinin başlangıç kuvveti 330 gr (% 100 gerimde), kısa halkalı elastik zincirin kuvveti 375 gr (% 100 gerimde) olarak kaydedilmiştir. Ağız ortamı taklit edilerek oluşturulan bir düzenekte bu zincirler 4 hafta saklanmış ve sonuçta "Energy" zincirinin başlangıç kuvvetinin %66'sını, kısa halkalı zincirin ise yalnızca % 33'ünü koruyabildiği görülmüştür. Daha önceki çalışmalar, farklı üreticiler tarafından üretilen elastomerik zincirlerin uyguladıkları kuvvetlerin farklılığı hakkında daha az bilgi verirken, bu çalışma üretici firmaların elastik zincirleri hakkında daha fazla bilgi edinmemizi sağlamıştır (Ash ve Nikolai 1978, Young ve Sandrik 1979, Rock ve ark 1985).

De Genova ve ark (1985) kısa aralıklı zincirlerin, uzun aralıklı zincirlere göre başlangıç kuvvetlerinin daha fazla olduğunu ve başlangıç kuvvetini daha fazla koruyabildiğini göstermişlerdir.

Rock ve ark (1985), 13 elastomerik zincir üzerinde yaptıkları çalışmalarda zincirlerin başlangıçta uyguladıkları kuvvetleri ölçmüştür. Sonuçta zincirlerin halka sayısına bakmaksızın, elastiklerin %100 gerildikleri durumda başlangıç kuvvetlerinin sabit olduğu ortaya çıkmıştır. Ayrıca Unitek alastikleri hariç, kısa aralıklı zincirlerin daha fazla başlangıç kuvveti uyguladığı (%100 gerimde) ortaya çıkmıştır. Bu çalışmada başlangıç kuvvetleri 403 gr' dan 625 gr' a kadar çıkan değerler arasında saptanmıştır. Bu yüzden Rock ve ark (1985), 300 gr' lık ideal kuvveti elde edebilmek için zincirin, orijinal boyunun %50 - %75' i oranında gerdirilmesi gerektiğini

savunmuştur. Bu çalışma; hava ortamında ve sıvı unsurunun deney materyalleri üzerindeki etkisi göz önünde bulundurulmadan yapılmıştır.

1.7. Elastomerik Zincirlerde Ön Gerdirme Etkisi

Bazı araştırmacılar, başlangıç kuvvetinin azalmasını engellemek ve kuvveti belli bir düzeyde tutmak amacıyla; elastik zinciri uygulamadan önce belli bir oranda esnetmektedirler. Bu sayede elastik zincirlerin etkin bir şekilde kullanılmasını engelleyen ve boşlukların kapanmasını zorlaştıran kuvvet kaybının önüne geçilebileceği düşünülmüştür (Baty ve ark 1994).

Gündeme getirilen görüşlerden birisi, ön gerdirme işleminin, sabit kuvvetin korunmasında yararlı olabileceğidir. Bir diğer görüş ise, bu işlemin, elastik zincirin kalıcı bir şekilde deforme olmasına neden olarak, kullanım esnasında elastik tarafından uygulanan kuvveti daha da azaltabileceğidir (Taloumis 1997, Araújo ve Ursi 2006).

Andreasen ve Bishara (1970), elastik zincirin kendi doğasından kaynaklanan kuvvet kaybını azaltabilmek amacıyla; yerleştirilmeden önce başlangıç uzunluğunun 4 katına kadar esnetilmesi gerektiğini söylemektedirler.

Young ve Sandrik (1979), elastiklerin orijinal boyutlarının 3 yada 4 katına kadar esnetildiklerinde kalıcı bir deformasyon kaybı oluşacağını ve istenilen kuvvet düzeyinin elde edilemeyeceğini belirtmişlerdir. Elastiklerin kendi uzunluklarının %50 ile %75' i kadar esnetildiklerinde ise kalıcı bir deformasyon oluşmadan optimum düzeyde kuvvet uyguladıklarını söylemişlerdir.

Wong (1976) elastiklerin kendi uzunluklarının üçte biri oranında gerildiğinde ise; hem moleküler polimer bağları arasındaki stresin azaldığını, hem de elastiğin uyguladığı kuvvetin arttığını iddia etmiştir. Ancak bu iddasını destekleyecek bir çalışma rapor etmemiştir.

Kuru ortamda önceden gerilmiş zincirler, genel olarak, gerilmemiş zincirler ile aynı kuvvet kaybı özelliklerine (% 10 dahilinde) sahip bulunmuşlardır (Kovatch ve ark 1976, Brantley ve ark 1979, Young ve Sandrik 1979, Williams ve Von Fraunhofer 1990, Storie ve ark 1994).

Brooks ve Hershey (1976), önceden gerdirme işlemi ve ısı tatbikiyle kuvvet kaybının 1 saatte %50, 4 haftada %31 azaltılabileceğini savunmuşlardır. Fakat aynı zamanda, tek başına ısı tatbiki kuvvet kaybı oranında artışa neden olmaktadır. Uygulanan ısının miktarı ağza alınan sıcak içeceklerin ısısı kadardır. Bildirdikleri kuvvet kaybı miktarı, ısı uygulandığında daha hızlı olmasına rağmen; daha önceden ısıtılmamış ve ön gerdirme işlemine tabi tutulmamış zincirlerle benzerdir.

Zincirler, orijinal uzunluğunun iki katına kadar ön gerdirme işlemine tabi tutulur ve bir hastanın ağzına yerleştirilmeden önce vücut sıcaklığındaki suda en az 24 saat saklanırsa elastik zincirin neredeyse sabit kuvvet uygulaması sağlanmaktadır (Brantley ve ark 1979).

Kim ve ark (2005), ön gerdirme işlemine tabi tutulmuş ve tutulmamış elastik grupları karşılaştırdıklarında anlamlı bir fark bulamamıştır.

Brantley ve ark (1979), iki farklı firmaya ait elastomerik zincirler üzerinde bu konu ile ilgili bir araştırma yapmıştır. Bu çalışmada 4 grup zincir orijinal uzunluklarının % 100' ü oranında gerdirilmiştir. İki grup 37ºC' de suya konmuş ve sırasıyla 24 saat ve 3 hafta süre ile bekletilmiştir. Diğer iki grup ise aynı sürelerde fakat kuru hava ortamında bekletilmiştir. Bu aşamadan sonra tüm zincirler orijinal uzunluklarının % 100' ü oranında gerdirilmişlerdir ve önceden gerim uygulanmayan kontrol grubu ile kıyaslanmışlardır. Sonuçta su içinde, önceden gerim uygulanan zincirlerin, sıvı ortamdan hemen çıkartılıp kullanıldıkları takdirde, neredeyse sabit kuvvet uyguladıkları görülmüştür.

Bununla beraber hava ortamında önceden gerim uygulanan zincirlerin, ön gerdirme uygulanmayan zincirler ile aynı oranlarda kuvvet kaybı gösterdiği saptanmıştır (Andreasen ve Bishara 1970, Ash ve Nikolai 1978, Young ve Sandrik 1979).

Young ve Sandrik (1979), Unitek firmasına ait iki tip elastomerik zincire ön gerdirme uygulamışlar ve daha sonra bu zincirleri 90 gramlık kuvvet yükleyebilecekleri bir düzeneğe yerleştirmişlerdir. 37ºC' de 24 saat tutulduktan sonra ürünlerden birinin kuvvet kapasitesinde % 17 - % 25' lik bir artış saptanmış diğerinde ise herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir.

Williams ve Von Fraunhafer (1990), 1 hafta boyunca kuvvet azalması üzerinde ön gerdirme işleminin etkisini incelemişler, elastik zincirleri kullanımdan önce 10 saniye boyunca, orijinal boylarının % 100' ü oranında gerdirmişler, sonuçta bir grup önceden gerim uygulanmış zincirle, gerim uygulanmamış zincirler arasında önemli farklılıklar tesbit etmişlerdir. Ancak bu değerler (%4-%6) klinik açıdan önemsizdir.

Yine Storie ve Von Fraunhafer (1992), aynı amaçla gri ve flor salabilen zincirleri %50 oranında 5 saniye süreyle gerdirip 3 farklı sıvı içerisine koymuşlardır. Sonuçta klinik açıdan herhangi bir fark tespit etmemişledir (%10' dan az bir fark). Hatta önceden gerim uygulanan gri zincirlerde sonradan istenilen başlangıç kuvvetinin elde edilebilmesi için kontrol grubuna oranla daha fazla gerim uygulanması gerektiği ortaya çıkmıştır.

Kuster ve ark (1986), iki farklı firmaya ait zincirleri hava ortamında ve in vivo ortamda saklayarak karşılaştırma yapmıştır. Hava ortamında saklanan ve orijinal uzunluklarının %82 ve %115' i oranında gerdirilen zincirlerin dördüncü hafta sonunda başlangıç kuvvetlerinin %70 ile %75' ini muhafaza edebildikleri; in vivo ortamda %100' e yakın gerdirilen zincirlerin ise başlangıç kuvvetlerinin %43 -%52' sini muhafaza edebildikleri saptanmıştır. %100 gerdirildiklerinde her iki zincirin başlangıç kuvvetleri sırasıyla 315 gr ve 279 gr olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlar geçmişte yapılan çalışmalara ters düşmektedir. Nitekim o çalışmalarda istenen düzeyde bir gerim elde edilebilmesi için gerimin %50' den %75' e çıkarılması savunulmuştur.

Elastomerik zincirlerin ön gerilmeleri, daha sabit kuvvet vermelerine yardımcı olmak için tavsiye edilmiştir (Storie ve Von Fraunhafer 1992). Rock ve ark (1985) elastik limiti aşmaktan kaçınmak için elastomerik zincirlerin % 75'ten daha az gerilmesini önermişlerdir. Huget ve ark (1990) ilk uzunluklarının % 50'sine kadar uzatılan elastomerik zincirlerin daha gergin (% 100 ve % 200) elastik zincirlere göre daha az kuvvet kaybettiğini bildirmiştir. Wong (1976) ve Von Fraunhofer ve ark (1992) 300 gr'dan daha fazla olan kuvvetlerin elastomerik zincirlerin kuvvet kaybını etkilediğini göstermiştir.

1.8. Farklı Üretim Tekniklerinin Kuvvet Üzerine Etkisi

Bousquet ve ark (2006), farklı üretim tekniklerinin elastomerik zincirlerin kuvvet kaybı oranı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. İki farklı teknikle üretilmiş olan elastomerik zincirler (kalıba dökülerek şekillendirilmiş ve döküm bir elastomerik çubuğun yontularak şekillendirilmesiyle elde edilen) hastanın farklı arklarına ve her bir arkta da farklı segmentlere uygulanmıştır. Üç hafta boyunca iki farklı teknikle üretilmiş elastomerik zincirlerin arasında kuvvet kaybı açısından belirgin bir fark görülmemiştir. Üç hafta sonraki kuvvetler kanin retraksiyonuna yetecek ölçüdedir. Her iki elastomerik zincirin özelliği de hem klinik hem de istatistiksel olarak benzerdir.

1.9. Çevresel Etmenlerin Elastik Zincirler Üzerindeki Etkisi

Bazı araştırıcılar, elastiklerin başlangıç kuvvet oranlarında ve daha sonra oluşan kuvvet kayıplarında, çevresel etkenler dolayısıyla oluşabilecek değişiklikleri araştırmışlardır. Bunun içinde öncelikle oral kavitenin durumu ve elastik zincirlerin ağıza yerleştirilmeden önceki sterilizasyonu sırasındaki etkenler göz önünde bulundurulmuştur (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976). Ortodontik tedavi esnasında kullanılan elastomerler ağız boşluğunda yüksek sıcaklığa, neme, baharatlı ve soslu yiyecekler gibi zorlu koşullara maruz kalmaktadırlar. Bu faktörler, elastomerlerin görünümünü etkilemenin yanında, etkinliklerini de önemli ölçüde azaltır (Kardach ve ark 2017).

1.9.1. Renk

Renkli elastomerler son zamanlarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Estetik özellikleri açısından bu elastomerler özellikle gençler tarafından rağbet görmüştür. Bununla birlikte bu elastomerik zincirlerin diğerlerine oranla avantajları ve dezavantajları da ayrı bir araştırma konusu oluşturmuştur (Lu ve ark 1993).

Baty ve ark (1994), yaptığı bir çalışmada üç üretici firmaya ait, kısa aralıklı 4 değişik renkteki elastomer teste tabi tutulmuştur. Her zincire ait kuvvet kapasitesi 37ºC' de kuru hava, distile su ve yapay tükürük içerisinde; teste başlamadan, aktivasyondan hemen sonra, aktivasyondan 1, 4, 24 saat, 1, 2 ve 3 hafta sonra ayrı ayrı ölçülmüştür. Test için Universal bir test makinası kullanılmıştır. Boyutsal

ölçümler başlangıçta ve deneysel oral çevrede 1, 2, 3 haftalık sürelerde ölçülmüştür. Sonuç olarak tüm renkli elastomerlerin başlangıç kuvvetlerinin diş hareketleri için yeterli kapasitede olduğu ve 24 saat sıvı içinde kaldıktan sonra, 150-300 gr kuvvet oluşturabilmeleri için daha fazla gerim uygulanması gerektiği ortaya çıkmıştır.

Bir diğer çalışmada 4 üretici firmaya ait (Ormco, Unitek, A-Co ve Rocky Mountain) gri, şeffaf, pembe, mor ve yeşil zincirler teste tabi tutulmuştur. Üzerine zincirlerin yerleştirildiği akrilik düzenek sentetik tükrük içine batırılmıştır. Solüsyonun test süresince pH 6,75' te ve 37ºC' de sabit kalması sağlanmıştır (Kuvvet ölçümleri yapılırken hariç). Elastomerik zincirlerin belli zaman dilimlerinde gösterdikleri kuvvet (Yerleştirme esnasında, 1 saat, 8 saat, 24 saat, 2, 3, 4, 5, 6, 7 gün ve 5. haftaya kadar her hafta) yayla gerim sağlanan ve üzerinde ölçü birimleri bulunan bir kuvvet sayacı ile ölçülmüştür. Deneye ortalama 377±11 gr' lık kuvvetle başlanmış ve 1 saat sonunda gerimde %19' luk bir kayıp olduğu görülmüştür. 1.haftanın sonunda başlangıç kuvvetinden geriye %64' lük bir değer kalmıştır. Bu süreyi takip eden 5 haftalık sürede zincirler hemen hemen sabit bir kuvvet uygulamışlardır. Genel olarak gri, şeffaf, pembe, mor ve yeşil zincirler birbirlerine yakın değerler vermişlerdir. Ancak değişik firmaların ürünleri arasında farklı değerler ortaya çıkmıştır. Diğer firmalarla karşılaştırıldığında Rocky Mountain' e ait zincirlerin diğerlerine nazaran fizyolojik diş hareketleri için gereken en ideal kuvveti uyguladığı görülmüştür (Anello 1993).

Williams ve Von Fraunhofer (1990), yayımlanmamış bir tezlerinde üç farklı firmaya ait gri ve şeffaf zincirlerde zamanla ortaya çıkan kuvvet azalmasını incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre, zincirler sabit bir uzunlukta, ağız ortamını taklit eden bir düzenekte bir hafta süreyle saklandıktan sonra, şeffaf zincirlerin daha fazla başlangıç kuvveti gösterdikleri ve birinci hafta sonunda orijinal kuvvetlerinin daha fazlasını muhafaza edebildikleri ortaya çıkmıştır. Kuvvet seviyeleri arasındaki bu farkın, zincirleri renklendirmeye yarayan tanecikli materyal nedeniyle ortaya çıktığı sanılmaktadır.

Lu ve ark (1993) gerçekleştirdikleri bir çalışmada Rocky Mountain ve American Orthodontics marka elastomerik zincirlerin hem üç değişik uzunlukta kuvvet azalma eğrilerini araştırmışlar, hem de aynı markalara ait şeffaf ve gri elastomerik zincirleri karşılaştırmışlardır. Paslanmaz çelikten hazırlanmış bir

düzeneğe yerleştirilen zincirler 37ºC' deki su banyosunda 6 hafta süreyle tutulmuş ve bu arada zincirlerin elastik kuvvetleri dinanometre ile ölçülmüştür. Elde edilen değerler, aktivasyonun başlangıcında, 1, 8, 24 saat, 3 gün ve 6 hafta boyunca her haftanın sonunda olmak üzere kaydedilmiştir. Gerdirilen zincirin boyu her hafta 0,5 mm olmak üzere azaltılmıştır. Sonuç olarak; daha fazla gerdirilen zincirlerin daha yüksek başlangıç kuvvetine ancak daha düşük rezidüel kuvvete sahip olduğu, American Orthodontics marka şeffaf zincirin gri renkli zincire göre daha fazla rezidüel kuvvete sahip olduğu, aynı uzunluktaki farklı markalara ait elastomerik zincirden Rocky Mountain markaya ait olanın daha yüksek rezidüel kuvvete sahip olduğu bulunmuştur.

1.9.2. Flor

Son zamanlarda flor içeren ve içeriğindeki floru ağız ortamında serbest bırakan florür içerikli elastomerik zincirler (FLour-I-Chain) değerlendirilmekte ve gri elastomerik zincirlerle kıyaslanmaktadır. Flor içeren zincirlerin sıvı içeren deney ortamına gömüldüklerinde yaklaşık 150 gr ile 300 gr arasında kuvvet uygulayabilmesi için fazlaca gerdirilmeleri gerekmektedir. Ancak yapay tükürük içine gömülmüş gri zincirlerde ise 150 gr ile 300 gr arasında kuvvet elde edebilmek amacıyla zincirin bir miktar gerdirilmesi yeterli olmaktadır. (Storie ve ark 1994).

Flor içerikli elastik zincir ve gri renkli zincir orijinal uzunluklarının %100' ü kadar gerdirildiklerinde sırasıyla 316 gr ve 280 gr başlangıç kuvveti uygulamaktadırlar. Bir hafta sonra, flor içeren zincirin uyguladığı kuvvette 43 gr ya da başka bir deyişle başlangıç kuvvetinin %14' ü kadar bir azalma meydana gelmektedir. Ancak bu kuvvet düzeyi bir kanini retrakte etmek için yeterlidir. Gri zincir ise birinci haftada 107 gram kuvvete sahiptir ve iki hafta boyunca da bu kuvveti sabit bir şekilde uygulamaya devam etmiştir (Storie ve ark 1994).

Su ve yapay tükürük içerisine gömülen flor içerikli zincirlerde, zincirler gömüldükten yaklaşık 4 saat sonra başlangıç kuvvetleri büyük oranda azalmaktadır. Storie ve ark (1994), gri elastik ve flor salabilen elastik zincirler üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda flor salabilen zincirlerin, %100 gerimde başlangıç kuvvetlerinin fazlasını muhafaza edebildiklerini, gri zincirin ise %38' ini muhafaza edebildiği görülmüştür. Ancak 37ºC' de distile suda bir hafta bekletilen, flor salabilen zincirin

kuvvetinin ancak %6' sını kullanabildiği görülmüştür. Bu kuvvet ise istenilen diş hareketleri için yeterli değildir. Bu zincirler üç haftalık test süresince 3 mg flor salmışlardır. 24 saat içinde florun %50' si, sıvı ile temastan bir hafta sonra ise %90' ı salınmıştır.

1.9.3. Hava

Lateks elastikler havayla temas ettiklerinde, uyguladıkları kuvvette azalma tespit edilmiştir (Wong 1976). Kuvvet kaybının kuru hava ortamına kıyasla suda ve ağız ortamında daha hızlı olduğu gösterilmiştir (Ash ve Nikolai 1978). Kuster ve ark (1986) kuvvet azalmasının in vivo ortamda kuru havaya kıyasla daha fazla olduğunu göstermiştir.

Eliades ve ark (2003, 2004), hava ortamında gerilen zincirlerle ve intraoral ortamda gerilen zincirler arasında gerilme direncinde anlamlı bir fark bulamamıştır.

In-vivo veya nemli bir in-vitro ortama maruz bırakılan elastomerik zincirler kuru koşullarda muhafaza edilen elastomerik zincirlere kıyasla daha az rezidüel kuvvete sahiptir (Ash ve Nikolai 1978). Killiany ve Duplessis (1985), bu güç kaybının markaya bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

1.9.4. Ozon

Doğal lateksin en belirgin limitasyonu, moleküller arası bağlarda kırılmalar meydana getirebilen ozon ve güneş ışığı veya ultraviyole ışık gibi serbest radikaller oluşturabilen sistemlere karşı aşırı hassas olmasıdır. Su molekülleri emildikçe, ozonun moleküler düzeyde doymamış zincirleri koparması daha da kolay olmaktadır. Bu da elastik zincirin yapısının zayıflamasına sebebiyet vermektedir. Elastik zincirdeki şişme ve renklenme, matriksler arasındaki boşlukların ağız sıvıları ve bakteri plağıyla dolması sonucu gerçekleşmektedir. Bunu engelleyebilmek amacıyla, elastik zincirin yapısı bu kadar bozulmadan klinik olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle, lateksin üretimi sırasında antiozon ve antioksidan ajanlar eklenmektedir. Kullanım süresi dolmuş olan elastikler birkaç germe-bırakma işleminden sonra kolayca kopabilmektedirler. Bu kopmalar özellikle elastik zincirler ozona maruz kaldıktan sonra gerçekleşmektedir. Ozona maruz kalmış latekslerde, üretimden iki ya da üç ay sonra kuvvet değerlerindeki azalma açıkça

görülebilmektedir. Genellikle gözlenen, üretimde 4 ons (yaklaşık 114 gram) kuvvete sahip olan bir elastiğin depolamadan birkaç ay sonra uyguladığı kuvvet değerlerinin 2,5 - 3 ons' a (yaklaşık 70 ile 85 gram arası) kadar düşmüş olmasıdır (Wong 1976).

1.9.5. Mikrobiyal Kontaminasyon, Dezenfeksiyon ve Sterilizasyon

Rembowski ve ark (2007), farklı üreticilerin elastomerik zincirlerinin yüzeyini inceleyip, ambalaj açma anında patojenik mikroorganizmaların olup olmadığını doğrulamak için in vitro bir çalışma gerçekleştirdiler. Elde edilen sonuçlar, elastomerik zincirin imalatının biyolojik olarak uygun yapılmadığını düşündürmektedir. Buna ek olarak, elastomerik zincirler üzerinde patojen mikroorganizmaların kolonizasyonundan kaçınmak için dikkatli olunması gerekir.

Dezenfeksiyon ve sterilizasyon, elastomerik zincirler için yaygın olarak kullanılan prosedürlerdendir. İki bilinen markaya ait olan alkalin gluteraldehit solüsyonunun etkisi, altı çeşit elastomerik zincir markası üzerinde araştırılmıştır. Araştırıcılar, alkali gluteraldehit solüsyonunun sağlığa zararlı olmadığını, aksine elastomer zincirler için enfeksiyon kontrolünde yararlı ve etkili olduğunu savunmuşlardır (Jefferies ve Von Fraunhofer 1991).

1.9.6. Termal Döngü

Ağız ortamında gün içinde sıcaklık ve pH sürekli olarak değişir. Bu durumun, gıdaların türü ve alınan içecekler gibi diğer değişkenlerle birlikte, elastomerik modüllerin davranışı üzerinde olumsuz bir etkisi olacaktır (Bousquet ve ark 2006). Nattrass ve ark (1998) sıcaklık, asidik ortam (kola) ve zerdeçalın elastomerik zincirler üzerindeki etkisini incelendiği çalışması test edilen örneklerin test edilmemiş kuru numunelere kıyasla başlangıç kuvvetlerinin çoğunu kaybettiğini göstermiştir.

Yüksek sıcaklıklar, elastomerik materyaller üzerinde kuvvet azalmasına neden olacak bir faktör olarak rol oynamaktadır (Stevenson ve Kusy 1994, Hwang ve Cha 2003). Bu nedenle çalışmalar ağız içi ortamı taklit edebilmesi için 37 ºC' deki suyun içerisinde yürütülmektedir (Bishara ve Andreasen 1970, De Genova ve ark 1985, Ferriter ve ark 1990, Von Fraunhafer ve ark 1992).

Termal sikluslu ortamda test edilen elastomerik zincirler, sabit sıcaklıkta test edilen zincirlere göre 3 hafta sonunda 7 ile 10 gr arasında daha az kuvvet kaybı göstermişlerdir (Peterson ve ark 1966, De Genova ve ark 1985). Tek başına sıcaklık artışının bile, poliüretan elastomerik zincirlerin mekanik özelliklerindeki kayıpta dominant bir faktör olduğu düşünülmektedir (Stevenson ve Kusy 1994).

De Genova ve ark (1985), ticari olarak mevcut olan üç elastomerik ürünü (Ormco II, Rocky Mountain Enerji Zinciri ve TP Elast-O Zinciri) kullanarak termal döngünün de kullanıldığı ex vivo bir çalışmada, 37°C sabit sıcaklıkta saklanan elastomerik zincirlere kıyasla, termal döngülü ortamdaki elastomerik zincirlerde 21 günlük bir süre zarfında daha az kuvvet kaybı görüldüğünü rapor etmişlerdir. Çaışmada termal döngü 15ºC ve 45ºC arasında tutulmuştur. Örnekler ilk bölümde bu termal döngüye günde iki defa, otuz dakika süreyle tabi tutulmuşlardır. İkinci bölümde ise termal döngü ortamında, gerimin hafta başına 0,5 mm azaltılmasının etkileri araştırılmıştır. İlk 30 dakika sonunda yapılan ölçümlerde örneklerin başlangıç kuvvetlerinden geriye %63-77 oranında bir değer kaldığı görülmüştür. 21. günün sonunda bu değer %39,1 - %60,8 arasında değişmektedir. Buna göre termal döngüde tutulan örneklerin, sabit sıcaklıkta tutulan örneklere göre arta kalan kuvvet yüzdeleri daha fazla bulunmuştur. Yani başlangıç kuvvetleri fazla olan örneklerin arta kalan kuvvet yüzdeleri de fazla olmaktadır.

1.9.7. pH

Oral kavite içindeki elastik zincirler hem tükrüğün, hem de dental plağın pH' sından etkilenirler. Ağıza kuvvetli asit ve alkali solüsyonlar alındığında tükrük pH' ı otomatik olarak ağza alınan solüsyonun pH' ı lehine döner (Ferriter ve ark 1990).

Ortodontik poliüretan elastikler üzerine ilk çalışmalar Andreasen ve Bishara (1970) tarafından yapılmıştır. Araştırıcılar bu elastiklerin uyguladıkları kuvvette zamanla azalma meydana geldiğini ve bu oranın hidroliz ile arttığını ortaya koymuşlardır (Ferriter ve ark 1990).

Von Fraunhofer ve ark (1992) asitli fosfat florürün elastomerik zincirlerin serbest bıraktığı kuvveti etkilediğini saptamışlardır.

Nattrass ve ark (1998) tarafından yürütülen bir çalışmada, 2,01 gibi düşük bir pH değere sahip asidik çözelti, farklı deney ortamları arasında en büyük kuvvet kaybının meydana geldiği ortam olmuştur.

Ağız ortamında, bazik pH (7.26), asidik bir çevreye pH (4.95) göre çok daha hızlı bir kuvvet kaybı hızına neden olur (Ferriter ve ark 1990). Bu pH önemli olabilir çünkü literatürde bildirilen kuvvet kaybı oranları oranları genellikle in vitro ortam gibi tek bir çevre kullanılarak incelenmiştir. Sonuç olarak, bu sonuçlar yalnızca belli bir ana çerçeve olarak kullanılabilir. Hastaya özel fizyolojik faktörler ve beslenme durumları, kuvvet dağılımını önemli ölçüde etkileyebilir (Ferriter ve ark 1990).

Ferriter ve ark (1990), bu amaçla yaptıkları çalışmada 7 adet poliüretan elastik zinciri kullanmışlardır. Bu çalışmada her üründe 3 birimlik zincirler kullanılmıştır. pH seviyeleri 4,95 ve 7,26 olarak tespit edilmiştir. pH 7,26; hem bir miktar bazik bir pH, hem de normal tükrük ve plak pH' ına yakın olduğu için tercih edilmiştir. pH 4,95 değeri hem dental plakta klinik olarak görülebilen bir değer, hem de ağızda nişastalı ve kolalı yiyecek artıklarının oluşturduğu pH değişimlerine denk düşen bir değerdir. Kuvvet ölçümleri deneyin başlangıcında ve deneyin 1., 2., 4. haftalarında yapılmıştır. Test sonucu elde edilen veriler göstermiştir ki kuvvet azalması alkali solüsyonlarda, asit solüsyonları ile karşılaştırıldığında daha büyük oranlarda ortaya çıkmaktadır. Bu deney sonucunda araştırıcılar ağız ortamındaki kuvvet kaybı oranının ortamın pH' ı ile doğrudan alakalı olduğunu göstermiştir. Öyle ki pH 7,26 'nın aşağısındaki veya yukarısındaki bir oral pH değeri kuvvet kaybı oranında önemli ölçüde azalmaya neden olacaktır.

1.9.8. Çiğneme

Çiğneme kuvveti ve ağız içi ortam, elastik zincirlerde düğüm benzeri deformasyonlara ve yırtılmalara sebebiyet vermektedir (Wong 1976).

1.9.9. Günlük Diyet

Hastanın günlük diyetini taklit edecek şekilde hazırlanan düzenekte, lateks elastiğin bir gün bitiminin ardından da kuvvet uygulamaya devam ettiği görülmüştür. Besinlerin sertliğinin elastik zincirin uyguladığı kuvvette azalma meydana getirmediği görülmüştür (Wong 1976).

1.9.10. Oral Kavite

Elastomerik zincirler, sıcaklık değişimleri, tükrük pH'sı ve orijinal boylarının çok fazla uzatılmasından etkilenirler (Matta ve Chevitarese 1997). Ağız ortamında, su, tükürük ve yiyeceklerdeki pigmentleri absorbe ederler ve nihayetinde moleküller arası güçlerin zayıflamasına neden olan kimyasal bozulmaya uğrarlar. Bunun sonucu olarak moleküller arası bağlar kırılır. Bu durum, kuvvet kaybı sürecinin başlamasına, boyutsal stabilitenin yok olmasına ve belirli bir dişe iletilen gerçek kuvvet büyüklüğününün anlaşılmasının zorlaşmasına sebebiyet vermektedir (Baty ve ark 1994).

Ash ve Nikolai (1978), elastik zincirlerin gerilip hava, su ve in vivo ortamda bekletildiklerinde oluşan kuvvet kayıplarını karşılaştırmışlardır. Elastik zincirlerin in vivo ortama yerleştirildiktan 30 dakika sonraki kuvvet kayıplarının hava ortamında aynı süre bekletilen elastik zincirlere göre daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Bir hafta boyunca suda ve in vivo ortamda bekletilen elastik zincirlerin kuvvet kayıpları arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. Ancak 3 hafta sonra, in vivo ortamdaki elastik zincirlerin kuvvet kayıpları, suda bekletilen elastik zincirlere nazaran çok daha fazla olmuştur. Yine de in vivo ortamda saklanan elastik zincirlerin uyguladıkları kuvvet 160 gramın altına çok fazla düşmemiştir. Çalışmalar sonucunda çiğnemenin, ağız hijyeninin, tükürük enzimlerinin ve ağız içindeki sıcaklık değişimlerinin in vivo ortamdaki elastik zincirlerin bozulma oranlarını artırdığını öne sürülmüştür.

Oral kavite içerisindeki elastik zincirlerin su ve tükürüğü absorbe etmesi sonucu; internal bağlarda kopma meydana gelmekte ve materyalde kalıcı deformasyonlar oluşmaktadır. Bunlara ek olarak; elastik zincirlerdeki şişme ve renklenme kauçuk matriksteki boşlukların bakteri debrisi ve sıvılarla dolması sonucu meydana gelmektedir. Bu durum elastik zincirin dişe uyguladığı kuvvette azalma meydana getirmektedir (Nanda 1996).

1.9.11. Su

Oral ortamda, zincirler tarafından emilen su ve tükürük malzemenin internal bağlarının kırılmasına neden olarak, elastik zincirin uyguladığı kuvvetin azalmasına

neden olur. Kuvvet azaldığında, elastik zincirlerle uygulanan boşluk kapatma mekaniklerinin etkinliği azalır (Stuart ve ark 1997).

Huget ve ark (1990) yaptıkları çalışma sonucu 1 ile 7 gün arasında su içerisinde bekletilen elastik zincirlerde su absorbsiyonu meydana geldiğini ve elastomerik zincirin makromolekülleri ile su molekülleri arasında hidrojen bağları oluştuğunu belirlemişlerdir. Su içerisine gömülen elastik zincirlere gaz kromatografi testi yapıldığında zincirlerin içerisinde organik materyal olup olmadığı kontrol edilmiş ve gömüldükten sonraki 14. günde bile organik herhangi bir materyale rastlanmamıştır.

Islak ortam elastomerler üzerinde kötü bir etki oluşmasına neden olmaktadır. Elastomerler ıslak ortamda sıvı emerler, bu da materyalin fiziksel özelliklerini değiştirir, sonuçta elastomerin yapısında bozunmaya yol açtığı için elastomerler üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. Sonuç olarak, nem elastomerik zincirlerin kuvvet azalmasını etkiler (Ware 1971, Taloumis ve ark 1991).

Baty ve ark (1994), üç farklı üreticinin dört farklı renkli zincirini araştırmış ve kuru ve ıslak ortamda bu numunelerin kuvvet dağılımını karşılaştırmışlardır; ıslak ortamdaki numunelerin kuru ortamdaki numunelere kıyasla daha az kuvvet uyguladığını göstermiştirlerdir, bu da Wong' un (1976) çalışmasını ispatlar niteliktedir. Tüm zincirlerin, bir haftalık ölçümün sonunda uyguladıkları kuvvet başlangıca göre azalmıştır ve bundan sonraki zaman diliminde küçük değişiklikler göstermişlerdir. Literatürde bildirilen başka çalışmalar da aynı sonuçları destekler niteliktedir (Ash ve Nikolai 1978, Ferriter ve ark 1990, Stevenson ve Kusy 1994, Huget ve ark 1990, Hwang ve Cha 2003, Silva ve ark 2009).

1.9.12. Elastomerik Zincirin Kullanım Alanları ve Son Gelişmeler

Elastomerik zincirler genellikle kanin retraksiyonunda hafif kuvvet uygulamak, diastema kapatmak, rotasyon düzeltmek, gömülü dişlerin ortodontik olarak sürdürülmesi sırasında, orta hattaki boşlukların kapatılmasında ve arkı daraltmak için kullanılmaktadır (Andreasen ve Bishara 1971, De Genova ve ark 1985, Baty ve ark 1994). Elastomerik zincirler oldukça pratik, etkili ve farklı renk seçeneklerine sahip olmasıyla da avantajlıdır (De Genova 1985, Jeffries 1991, Martins 2006).

Ortodontik zincirlerin fiziksel özelliklerinin kaybı, yıllarca, bilim adamları ve klinisyenler arasında tartışma konusu olmuş, bu durum elastik materyalleri geliştirme çabalarını motive etmiş ve kuvvet kaybını da en aza indirgemiştir. Ortodontik şirketler, gelişmiş mekanik özelliklere sahip memory elastomerleri piyasaya sürmüşlerdir (Kardach ve ark 2017)

Eliades ve ark (2004), Bousquet ve ark (2006) geometrik varyasyonların ve memory zincirlerinin üretim süreçlerinin, zincirlerin uyguladığı kuvveti etkilemediğini bildirmiştir. Dittmer ve ark (2010), farklı elastomerik zincirlerin çekme özelliklerinin önemli derecede farklı olduğu sonucuna varmıştır.

Poliüretan ürünlerin mekanik özellikleri, çoğunlukla moleküler yapıları (Mayberry ve ark 1996, Eliades ve ark 2004) ve içeriklerindeki çeşitli ilave maddelerle ilgilidir. Bu katkı maddelerinin poliüretan ürünlere eklenmesiyle (genellikle gizli olmaktadır) farklı ticari ürünler ortaya çıkmıştır. Memory zincir tipi olarak adlandırılan daha yeni elastomerik zincirler piyasaya sürülmüş ve en az kuvvet kaybı ile klasik elastomerik zincirlere göre daha uzun süre muhafaza edilen yeterli bir kuvvet sağlanabileceği iddia edilmiştir. Çalışmaların sonucu da bunu destekler nitelikte olursa, memory zincir güvenilir, etkili ve kontrollü diş hareketleri için birçok avantaj sağlayacaktır. Bununla birlikte, yeni ürünler genellikle daha pahalıdır ve uygulamaları rasyonelleştirilmelidir (Mirhashemi ve ark 2012)

Konvansiyonel elastomerik zincirlerin mekanik özellikleri hakkında çok sayıda çalışma olmasına rağmen, memory tipi zincirlerin özellikleri hakkında çok az bilgi mevcuttur. Bu, klinisyenler için kullandıkları ürünlerin özelliklerini bilmeleri anlamında çok önemlidir. Elastomerik zincirlerin farklı markalarındaki mekanik özellikleri, davranış ve kuvvet bozunma özellikleri önemli ölçüde farklıdır. Klinik uygulamada bu dikkate alınmalıdır. Genel olarak, memory özellikli elastomerik zincirlerin klinik kullanımı daha verimli olmaktadır, bu nedenle ortodontik uygulamada daha yaygın olarak kullanılmaları önerilmektedir (Mirhashemi ve ark 2012)

Elastik zincirlerin mekanik davranışlarının inceleyen birçok çalışma, zaman içindeki kuvvet azalması, farklı aktivasyon seviyelerinde (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976) kuvvet kaybı, elastik zincirlerin ön gerilimi (Hershey ve Reynolds

1975, De Genova ve ark 1985, Lu ve Wang 1988, Storie ve ark 1992), boşlukların kapanması (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976, Young ve Sandrik 1979), çevresel faktörler ve depolama ortamı (Ferriter ve ark 1970, Ash ve Nikolai 1978, Brantley ve ark 1979, Young ve Sandrik 1979) ve zincir tasarımları (Andreasen ve Bishara 1970, Hershey ve Reynolds 1975) gibi pek çok parametreyi değerlendirmiştir. Ancak bu çalışmaları karşılaştırmak zordur, çünkü bunlar deneysel çalışmalardır (Buchmann 2012).

1.10. Ortodontik Elastiklerin Sitotoksitesi

Holmes ve ark (1993) yaptıkları çalışmada elastiklerin üretiminde kullanılan boyaların toksik özelliklerini araştırmışlardır. In vitro ortamda gingival fibroblastlar renkli ve şeffaf elastiklerden salınan maddelere karşı savunmasızdırlar. Sitotoksisite hücresel proliferasyon oranına ve canlılığına göre değerlendirilmiştir. Sonuçta hem renkli, hem de şeffaf elastiklerin toksik etkileri olduğu ortaya çıkmıştır. Ancak bu tip etkiler ortodontik tedavi gören hastalarda tespit edilememiştir. Gingival fibroblastların canlılık oranlarına bakıldığında ise elastik kullanan ve kullanmayan hastalar arasında herhangi bir fark tespit edilememiştir (Holmes ve ark 1993).

Henson ve Lobner (2004) yaptıkları çalışmada lateks ve lateks olmayan ortodontik elastiklerin nöronal sitotoksisitesini değerlendirmişlerdir. Çalışmada kemirgen serebral kortikal hücre kültürlerindeki nörotoksisite kontrol edilmiştir. Lateks elastiklerin kullanımı sonucu, lateks olmayan elastiklere göre daha fazla hücre ölümü gerçekleştiği tespit edimiştir. Lateks elastiklerin sitotoksisitesinin, ön vulkanizasyon işlemi sırasında eklenen çinko içeren bileşiklerin varlığına bağlı olduğu bulunmuştur. Ancak çinkonun yutulması herhangi bir sağlık riski oluşturmadığı için, sonuçlar lateks elastiklerin daha yüksek sitotoksisitesine rağmen lateks olmayan elastiklere göre ortodontik alanda kullanımlarının daha kabul edilebilir olduğunu göstermiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Gereç

Çalışmamızda ortodontik tedavide kullanılan elastik zincirlerin ortamdaki ısı değişimi, su emilimi ve zamana bağlı olarak kuvvet azalmasını değerlendirmek için üç farklı ortam ve beş farklı zincir markası kullanılmıştır. Kullanılan ortamlar; kuru ortam, yapay tükürüklü ortam ve termal sikluslu ortamdır. Çalışmamızda kullanılan zincir markaları ise; Dentaurum, American Orthodontics, 3M Unitek, Rocky Mountain Orthodontics ve Dyna-Link (G&H) dir. Markaların kendi içlerinde farklı zincir tipleri ve konfigürasyonları kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan zincirleri germek amacıyla üzerine belirli aralıklarla çiviler gömülmüş olan akrilik bloklar kullanılmıştır. Bu blokların yüksekliği 3 cm, eni 4 cm, uzunluğu ise 36 cm'dir. Blokların üzerine çiviler dikey olarak 0,5 cm aralıklarla çakılmıştır. Çiviler arasındaki mesafe yatay düzlemde 3 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Her markadan 3' er örnek olacak şekilde zincirler çivilere gerdirilmiş ve alt alta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu şekilde 42 adet zincir örneği teste tabi tutulmuştur.

2.1.1. Solüsyon

2.1.2. Yapay Tükürük

Çalışmamızda kullanılan yapay tükürük bileşimi, Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü'nde hazırlanmıştır. Hazırlanan yapay tükürüğün 1,1 mL solüsyonda/mm^2 ; 1,5 mmol kalsiyum iyonu, 0,9 mmol fosfat iyonu, cacodylate tampon içinde 150 mmol potasyum klorür iyonu, 0,05 mg/mL flor iyonu bulunmaktadır. Solüsyonun pH değeri 7' dir (Yagura ve ark 2013). Çalışmanın yapay tükürüklü ortamında 37°C ağız içi sıcaklığı taklit etmesi amacıyla Nuve Incubator (Yapılcan, Konya) kullanılmıştır.



Şekil 2.1. İnkübatör

Çalışmanın bu kısmında, farklı marka ve özellikteki 42 adet elastik zincirin yapay tükürük içerisinde bekletilmesi amacıyla bir adet kapaklı plastik kutu kullanılmıştır.



Şekil 2.2. Yapay tükürüklü ortamdaki elastik zincirler

2.1.3. Termal Siklus Cihazı

Çalışmamızda Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deneysel Çalışmalar ve Araştırma Merkezi' nde bulunan termal siklus (Nova Marka, Konya, Türkiye) cihazı kullanlmıştır. Cihaz iki ayrı sıcaklığa sahip su dolu tanktan oluşan ve

periyodik aralıklarla çalışan bir mekanizmaya sahiptir. Cihazda ağız içindeki soğuk ortamı taklit eden tankın sıcaklığı 4-4,5℃ aralığında değişirken, sıcak ortamı taklit eden suyun sıcaklığı 55-55,5℃ aralığında değişmektedir. Cihazın elastik zincirleri taşıyan ve su dolu tanklara örneği batıran kolu her bir tankta 15 saniye beklemektedir ve tanklar arasındaki geçiş süresi 5 saniyedir.



Şekil 2.3. Termal siklus cihazı

2.1.4. Kuru Ortam

Çalışmamızın bu aşamasında akrilik blok üzerindeki karşılıklı çivilere gerdirilmiş olan elastik zincirler, oda sıcaklığındaki laboratuvar ortamında bekletilmiştir.

2.1.5. Elastik Zincirler

Araştırmamızda ortodontik tedavi sırasında hastalara uygulanan farklı marka ve çeşitlerde elastik zincirler kullanılmıştır. Çalışmamızda 5 farklı elastik zincir markası ve varsa her markanın da farklı tip ve konfigürasyondaki zinciri kullanılmıştır. Eğer varsa markaların iki tip zinciri (konvansiyonel ve memory tipi) çalışmada kullanılmıştır. Bu sınıflandırma, her ürünün kataloğunda belirtilen

özelliklere dayanmaktadır. Böylece farklı marka ve özellikteki 14 elastik zincir çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmada yer alan markalar aşağıda belirtildiği gibidir:

- Dentaurum
- American Orthodontics
- R.M.O.
- 3M Unitek
- G&H.



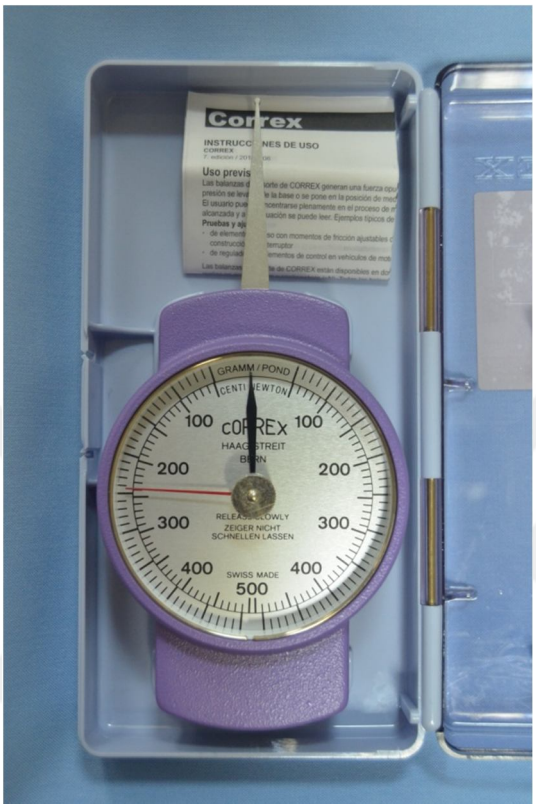
Şekil 2.4. Elastik zincirler

Çizelge 2.1. Çalışmadaki elastomerik zincirlerin özellikleri

	Üretici firma	Morfoloji	Renk	Örneklerin uzunluğu	Zincir Tipi
Dentaurum	Dentaurum, Germany	Kısa aralıklı (Reduced) / Aralıksız (Closed)	Şeffaf	1,7 cm	Super (Memory), Normal (Konvansiyonel)
American Orthodontics (A.O.)	American Orthodontics, Washington	Kısa aralıklı (Reduced) / Aralıksız (Closed)	Şeffaf	1,7 cm	Memory, Normal (Konvansiyonel)
R.M.O.	R.M.O. Europe SAS Kaysersberg, France	Kısa aralıklı (Reduced) / Aralıksız (Closed)	Şeffaf	1,7 cm	Normal (Konvansiyonel)
3M Unitek	3M Unitek, Monrovia, USA	Kısa aralıklı (Reduced, Alastik) / Aralıksız (Closed, Alastik)	Şeffaf	1,7 cm	Normal (Konvansiyonel)
Dyna-Link (G&H)	G&H Wire Company, Franklin,USA	Kısa aralıklı (Short) / Aralıksız (Continuous)	Şeffaf	1,7 cm	Normal (Konvansiyonel)

2.1.6. Kuvvet Ölçer ve Kuvvet Kaybının İncelenmesi

Çalışmamızda kuvvet kaybının miktarını belirleyebilmek için 100 gr ile 1000 gram aralığında kuvvet ölçebilen Dentaurum marka (Germany, Measuring Gauge) kuvvet ölçer cihazı kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Kuvvet ölçer

2.1.7. Hassas Terazi

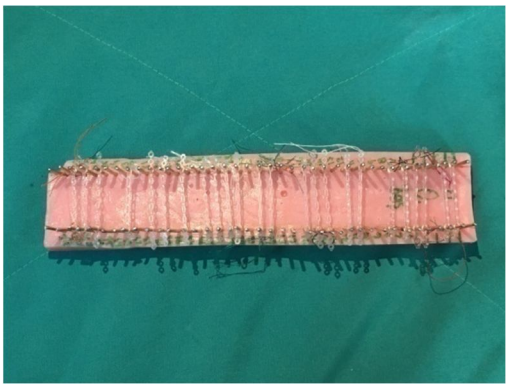
Çalışmamızda elastik zincirlerin yapay tükürüklü ortamda ve termal sikluslu ortamdaki su emilimlerini ve su emiliminin kuvvet kaybıyla olan ilişkisini gözlemleyebilmek adına minimum 0,01 gr maksimum 220 gr ağırlık ölçebilen Precisa marka hassas terazi (XB2201, Precisa Instrument, Switzerland) kullanılmıştır.



Şekil 2.6. Hassas terazi

2.1.8. Akrilik Blok

Araştırmamızda elastik zincirleri gereceğimiz çivileri yerleştirmek amacıyla 3 cm yüksekliğinde, 4 cm eninde ve 36 cm uzunluğunda 3 adet pembe akrilik blok kullanılmıştır.



Şekil 2.7. Akrilik blok

2.2. Yöntem

2.2.1. Akrilik Blokların Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak olan elastik zincirleri gereceğimiz çivilerin yerleştirileceği bloklar için pembe akrilik kullanılmıştır. Blokları düzgün ve belirli ölçülerde elde edebilmek için öncelikle mum kalıplar hazırlanmış akrilik bol-bol kaşığı yardımıyla karıştırılıp bu kalıpların içine aktarılmıştır. Bu işlemi takiben basınçlı bir tencere yardımıyla akriliğin tepimi gerçekleştirilmiştir. Tepim işleminin ardından basınçlı tencereden çıkarılan akriliğin üzerinde bulunan mum kalıntıları sıcak su yardımıyla eritilmiş ve akrilik bloğun soğumasının ardından gerekli tesviye ve polisaj işlemleri uygulanarak akrilik blokların yapım aşaması tamamlanmıştır.

2.2.2. Akrilik Bloklara Çivilerin Yerleştirilmesi

Çalışmamızda kullanılmak üzere paslanmaz çelik çiviler kullanılmıştır. Çiviler arasındaki mesafe 3 cm olacak şekilde ayarlanmış ve çivilerin yerleştirileceği delikleri oluşturmak amacıyla piyasemenden yararlanılmıştır. Tepimi gerçeleştirilen akrilik blokların üzerinde çivilerin çakılacağı referans noktalar belirlendikten sonra uygun boyuttaki bir frezle delikler açılmıştır. Hazırlanan deliklere uygun ebatta çiviler çekiç yardımıyla yerleştirilmiştir.

2.2.3. Elastik Zincirlerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak elastomerik zincirlere boylarının % 50' si oranında ön gerdirme işlemi uygulanmıştır. Elastik zincirlerin boyu çiviler arası mesafenin %75' i kadar uzunlukta olacak şekilde 1,7 mm olarak ayarlanmış ve ortodontik keski ile kesilmiştir. Markalar arasındaki ve her markanın kendi içerisindeki çeşitliliğin karışıklığa sebebiyet vermemesi açısından elastik zincirlerin uçlarına farklı renklerde ipler bağlanmıştır. Ayrıca hem ölçümü kolay yapabilmek adına hem de zincirlerin yırtılma ihtimaline karşı distal uçlarından ikişer delik fazladan kalacak şekilde kesilmişlerdir.

2.2.4. Elastik Zincirlerin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi

Çalışmamızda elastik zincirler uzunluklarının %75' i kadar gerdirilmiş ve çivilere geçirilmiştir. Elastik zincirlerin akrilik bloklara yerleştirilmesi sırasında

çivilerin elastik zincirlere zarar vermemesi amacıyla çivilerin baş kısımları sert bir keski yardımıyla kesilmiş ve pembe taş kullanılarak zımparalanmıştır.

2.2.5. Solüsyonun Hazırlanması

Yapay tükürük solüsyonu, Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü' nde hazırlanmıştır. Çalışmamızın bir aşaması için gerekli olduğundan bir litre yapay tükürük yeterli olmuştur. pH değeri 7 olarak belirlenmiş olup, etüv içerisinde 37°C' de sabit sıcaklıkta buharlaşmasını en aza indimek amacıyla seralama tekniği kullanılarak, içerisinde örneklerle bekletilmiştir.

2.2.6. Etüv Düzeneğinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak olan elastik zincirlerin yerleştirilmesi amacıyla laboratuvarda kullanım için uygun olan plastik bir kutu kullanılmıştır. Kutunun dış tarafı ısı yalıtımı açısında alüminyum folyo ile sarılmıştır. Kutuya üzerinde 42 adet elastik zincir olan 36 cm uzunluğunda pembe akrilikten bir blok yerleştirilmiştir.

Etüv kısmında kullanılmak üzere bütün örnekleri yerleştirmek amacıyla bir adet plastik kutu yeterli olmuş, bu kutu da yapay tükürük ile elastik zincirlerin üstünü tamamen örtecek şekilde doldurulup Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Çalışmalar ve Araştırma Merkezi laboratuvarında bulunan etüve yerleştirilmiştir.

2.2.6.1. Etüvde Yapay Tükürük İçerisinde Bekletilen Elastik Zincirlerin Kuvvet Kayıplarının İncelenmesi İçin Gerekli Ölçümlerin Yapılması

Elastik zincirler, ağız içi kullanımı taklit edecek şekilde yapay tükürük içerisinde bir ay boyunca 37°C' de bekletilmiştir. Ölçüm yapılması gereken zamanlarda akrilik blok dışarı çıkartılarak ölçümler yapılmış ve işlemi takiben akrilik blok tekrar etüvün içerisinde bekleyen plastik kutuya yerleştirilmiştir.

Ölçümler, 0.saat, 1.saat, 24.saat, 3.gün, 1.hafta, 2.hafta, 3.hafta ve 4.haftada yapılmıştır. Ölçümler yapılırken karşlıklı iki çivi arasına gerdirilen elastik zincirin bir ucu çividen çıkartılmış ve serbest hale getirilmiş, diğer ucu sabit tutularak çividen çıkartılan taraf kuvvet ölçerle tekrar eski konumuna gerdirilerek kuvvet ölçümü

tamamlanmıştır. Aynı şekilde tek bir kişi tarafından (E.Y.) yapılan ölçümler excel tablosuna kaydedilmiş ve belirlenen zamanlarda tekrarlanmıştır.

2.2.7. Termal Siklus Cihazında Bulunan Elastik Zincirlerin Kuvvet Kayıplarının İncelenmesi İçin Gerekli Ölçümlerin Yapılması

Çalışmamızda kullanılan termal siklus cihazında bulunan elastik zincirlerin ölçümleri aletin devirli çalışma prensibi gözönünde bulundurularak yapılmıştır. Termal siklus cihazı 28 günlük süreç için 10.000 devire ayarlanmıştır (Demirtaş ve ark 2015). Ölçümlerde cihazın çalışma sürecine göre ayarlanmış, devir sayısı aletin gün içinde çalışma sürelerine bölünmüş ve ölçüm zamanı belirlenmiştir.

2.2.8. Elastik Zincirlerin Su Emilimlerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda kullanılan yapay tükürüklü ve distile su içeren ortamdaki elastik zincirlerin su emilimlerini değerlendirmek amacıyla hassas terazi kullanılmıştır. Ölçümleri yaparken ağız içerisindeki ortama benzer özellikler taşıyan yapay tükürüklü ortamda bulunan elastik zincirlerin su emilimleri değerlendirilmiştir. Bir aylık ölçüm süreleri tamamlanan elastik zincirler karşılıklı gerdirildikleri çivilerden yerleştirildikleri sırayla çıkartılarak Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Çalışmalar ve Araştırma Merkezi' nde bulunan, minimum 0,1 mg kadar küçük ağırlıklara duyarlı hassas terazi kullanılarak elastik zincirlerin bünyelerine alınan suya bağlı ağırlıkları ölçüm çizelgesine kaydedilmiştir.

2.2.9. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada farklı firmalarca pazarlanan beş poliüretan markanın, belirlenen zaman aralıklarında ortam farklılığına, zamana ve su emilimine bağlı olarak kuvvet kayıpları incelenmek istenmiştir.

Toplanan verilerin normal dağılıma sahip olup olmadığını incelemek için Tek Örneklem Kolmogorov Smirnov Testi uygulanmış ve normal dağılıma sahip olduğu tespit edilip parametrik testlerden ANOVA testi, ikili karşılaştırmalarda Tukey testi ve bağımlı değişkenlere tekrarlı ANOVA testi kullanılmıştır.

Markalar arası su emilimi arasındaki farkı ölçmek için ANOVA testi yapılmıştır.

Farklı markaların her bir ortamdaki zamana bağlı kuvvet azalış yüzdeleri arasındaki farkı ayrı ayrı tespit etmek için ANOVA testi kullanılmıştır. Fark tespit edilen zamanlarda ikili karşılaştırmalar için Tukey testi kullanılmış ve hangi ortamların farklılık gösterdiği harflerde gruplandırılmıştır.

Markalar arasındaki zamana bağlı kuvvet azalış yüzdesi arasında farkı tespit etmek için ANOVA testi kullanılmıştır. Fark tespit edilen zamanlarda ikili karşılaştırmalar için Tukey testi kullanılmış ve hangi markalar farklılık gösterdiği harflerde gruplandırılmıştır.

Ortamların zamana göre kuvvet azalış yüzdesi arasında farkı tespit etmek için tekrarlı ANOVA testi kullanılmıştır.

Yapılan istatistiksel analizlere ilişkin bulgular Ortalama (Ort.), Standart Hata (SH), Numune sayısı (N) olacak şekilde çizelgelerde sunulmuş, istatistiksel anlamlı farklılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır. İstatistiksel açıdan verilerin değerlendirilmesinde bilgisayar ortamında IBM Statistics 21.0 (SPSS) istatistik paket programı kullanılmıştır. Elde edilen veriler, çizelge ve grafikler halinde sunulmuştur.

3. BULGULAR

Çalışmada farklı firmalarca pazarlanan beş poliüretan marka ile çalışılmıştır. İki markanın farklı tip zinciri (normal ve memory) ve her markanın iki tip zincir konfigürasyonu (aralıksız ve aralıklı) kullanılmıştır. Her marka üç ayrı ortamda aynı zamanlarda teste tabi tutulmuştur. Çalışmadaki ortamlar; kuru ortam, 37°C' deki yapay tükürüklü ortam ve termal sikluslu ortamdır. Çalışmada kullanılan örnekler farklı ortamlarda birer saat aralıklarla toplamda 7 kez kuvvet ölçümüne tabi tutulmuştur.

3.1. Markalar Arası Su Emiliminin Karşılaştırılması

Markalar arasındaki su emilimini değerlendirmek amacıyla örneklerin kuru ağırlığı çalışmaya başlarken 0. saatte ölçülmüştür. Örneklerin ne kadar su emdiklerini değerlendirmek için yapay tükürüklü ortamdaki elastik zincirlerin ağırlık ölçümü çalışmanın tamamlandığı 4. haftada yapılmıştır. Markalara bağlı elastik zincirlerin emilen suya bağlı olarak ağırlık ortalamaları Çizelge 3.1' de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Markalar arası su emilimi

	N	Ortalama	Std. Hata	Sig. (p)
DENTAURUM	12	0,013	0,003	
AMERICAN ORTHODONTICS	12	0,016	0,002	
R.M.O	6	0,010	0,001	0,442
3M UNITEK	6	0,008	0,0006	
DYNA-LINK(G&H)	6	0,017	0,004	

(Markalar arasındaki su emilimi farkını tespit için Anova testi)

Markalar arası su emiliminde anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

3.2. Zamana Bağlı Farklı Ortamlar Arasındaki Kuvvet Azalışlarının Genel Değerlendirmesi

Markalar arasında fark gözetmeksizin ortamlar arasındaki zamana bağlı olarak değişen kuvvet yüzdelerinin sonuçları Çizelge 3.2' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Zamana bağlı ortamların kuvvet azalış yüzdesi

		N	Ortalama Azalış Yüzdesi	Std. Hata	Sig. (p)
0.saat-1.saat	Kuru ortam	14	11,13[b]	2,15	0,000*
	Sulu ortam	14	20,20[b]	2,63	
	Termal sikluslu ortam	14	44,03[a]	3,21	
0.saat-24.saat	Kuru ortam	14	16,41[c]	2,13	0,000*
	Sulu ortam	14	31,41[b]	3,28	
	Termal sikluslu ortam	14	49,76[a]	3,09	
0.saat-3_gün	Kuru ortam	14	18,14[c]	2,54	0,000*
	Sulu ortam	14	37,92[b]	3,37	
	Termal sikluslu ortam	14	54,04[a]	3,06	
0.saat-1_hafta	Kuru ortam	14	20,88[c]	2,58	0,000*
	Sulu ortam	14	41,75[b]	3,50	
	Termal sikluslu ortam	14	57,80[a]	3,14	
0.saat-2_hafta	Kuru ortam	14	21,99[c]	2,71	0,000*
	Sulu ortam	14	42,97[b]	3,74	
	Termal sikluslu ortam	14	58,74[a]	3,23	
0.saat-3_hafta	Kuru ortam	14	21,99[c]	2,71	0,000*
	Sulu ortam	14	43,36[b]	3,72	
	Termal sikluslu ortam	14	59,57[a]	3,22	
0.saat-4_hafta	Kuru ortam	14	23,01[c]	2,52	0,000*
	Sulu ortam	14	43,99[b]	3,54	
	Termal sikluslu ortam	14	60,38[a]	3,13	

*:İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan grupları gösterir. İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır. Kuvvet azalış yüzdesi tespiti için Anova testi, fark bulunan zamanlarda ikili karşılaştırma için post-hoc tukey testi.

1. saatte ortamlar arasındaki kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %44,03 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda ve kuru ortamda sırasıyla %20,20, %11,13 azalış vardır.

24. saatte ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %49,76 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda %31,41 ve kuru ortamda %16,41 azalış vardır.

3. günde ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %54,04 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda %37,92 ve kuru ortamda %18,14 azalış vardır.

1. haftada ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %57,80 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda %41,75 ve kuru ortamda %20,88 azalış vardır.

2. haftada ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %58,74 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda %42,97 ve kuru ortamda %21,99 azalış vardır.

3. haftada ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %59,57 azalış varken, sulu ortamda %43,36 ve kuru ortamda %21,99 azalış vardır.

4. haftada ise ortamlar arası kuvvet azalış yüzdeleri arasında anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Termal sikluslu ortamda ortalama %60,38 azalış varken, yapay tükürüklü ortamda %43,99 ve kuru ortamda %23,01 azalış vardır.

Genel olarak termal sikluslu ortamda, kuru ve yapay tükürüklü ortama göre daha fazla kuvvet kaybı vardır ve 1. haftanın sonuna kadar tüm ortamlardaki kuvvet kaybı yüzdesi fazladır, takip eden süreçte kuvvet kaybı olsa da çoğu markanın elastik zincirleri çalışma süresinin sonuna kadar sabit kabul edilebilecek bir kuvvet kaybı yüzdesi göstermişlerdir.

3.3. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Kuru Ortamda Değerlendirilmesi

Çizelge 3. 3. Zamana bağlı kuru ortamda markaların kuvvet azalış yüzdesi

Kuru Ortam		N	Ortalama Azalış Yüzdesi	Std. Hata	Sig. (p)
0.saat-1.saat	DENTAURUM	12	14,04	3,14	0,438
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	6,90	2,54	
	R.M.O	6	9,47	5,90	
	3M UNITEK	6	7,41	0,27	
	DYNA-LINK(G&H)	6	19,12	12,45	
0.saat-24.saat	DENTAURUM	12	20,78	1,53	0,195
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	11,98	2,92	
	R.M.O	6	11,26	4,12	
	3M UNITEK	6	13,04	2,33	
	DYNA-LINK(G&H)	6	25,08	11,75	
0.saat-3_gün	DENTAURUM	12	24,27	1,86	0,074
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	12,37	2,69	
	R.M.O	6	11,26	4,12	
	3M UNITEK	6	13,04	2,33	
	DYNA-LINK(G&H)	6	29,38	12,71	
0.saat-1_hafta	DENTAURUM	12	$27,49^{a}$	2,74	0,030*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	$15,21^{b}$	2,83	
	R.M.O	6	$11,26^{b}$	4,12	
	3M UNITEK	6	$16,75^{b}$	2,47	
	DYNA-LINK(G&H)	6	$32,71^{a}$	9,38	
0.saat-2_hafta	DENTAURUM	12	$30,60^{a,b}$	2,11	0,016*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	$16,02^{a,b}$	3,02	
	R.M.O	6	$11,26^{b}$	4,12	
	3M UNITEK	6	$16,75^{a,b}$	2,47	
	DYNA-LINK(G&H)	6	$32,71^{a}$	9,38	
0.saat-3_hafta	DENTAURUM	12	$30,60^{a,b}$	2,11	0,016*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	$16,02^{a,b}$	3,02	
	R.M.O	6	$11,26^{b}$	4,12	
	3M UNITEK	6	$16,75^{a,b}$	2,47	
	DYNA-LINK(G&H)	6	$32,71^{a}$	9,38	
0.saat-4_hafta	DENTAURUM	12	$30,60^{a}$	2,11	0,029*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	$16,83^{b}$	3,40	
	R.M.O	6	$13,04^{b}$	2,33	
	3M UNITEK	6	$20,46^{a,b}$	2,60	
	DYNA-LINK(G&H)	6	$32,71^{a}$	9,38	

*:İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan grupları gösterir. İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır.(Zamana bağlı fark için Anova, ikili karşılaştırma için Tukey testi)

Çalışma sonuçlarına göre farklılık gösteren gruplar Çizelge 3.3' te harflerle belirtilmiştir. Kuru ortamda yapılan çalışmada markalar arasında 1. saat, 24. saat ve 3. günde yapılan ölçümlerde kuvvet azalış yüzdeleri arasında anlamlı bir fark bulunamazken ($p>0,05$), 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. haftada markalar arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Genel olarak en çok Dyna - Link (G&H) ve Dentaurum marka elastik zincirlerde kuvvet kaybı mevcuttur. Bu markaları kuvvet azalış yüzdesi olarak takip eden American Orthodontics ve 3M Unitek markalarıdır. En az kuvvet kaybı yüzdesi ise R.M.O. markasında görülmüştür.

3.4. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Yapay Tükürüklü Ortamda Değerlendirilmesi

Çalışma sonuçlarına göre farklılık gösteren gruplar Çizelge 3.4' te harflerle belirtilmiştir.

Yapay tükürüklü ortamda 1. saatte markalar arası kuvvet azalış yüzdesi arasında anlamlı bir fark bulunamazken ($p>0,05$), 24. saatte, 3.günde, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. hafta ölçümlerinde markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Genel olarak en çok Dyna - Link (G&H) ve Dentaurum marka elastik zincirlerde kuvvet kaybı mevcuttur. Bu markaları kuvvet azalış yüzdesi olarak takip eden markalar A.O. ve 3M Unitek markalarıdır. En az kuvvet kaybı yüzdesi ise R.M.O markasında görülmüştür.

Çizelge 3.4. Zamana bağlı yapay tükürüklü ortamda markaların kuvvet azalış yüzdesi

Yapay Tükürüklü Ortam		N	Ortalama Azalış Yüzdesi	Std. Hata	Sig. (p)
0.saat-1.saat	DENTAURUM	12	25,29	4,37	0,507
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	16,10	5,50	
	R.M.O	6	13,18	6,04	
	3M UNITEK	6	18,68	4,39	
	DYNA-LINK(G&H)	6	26,75	10,08	
0.saat-24.saat	DENTAURUM	12	40,99[a,b]	2,86	0,034*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	24,10[a,b]	4,48	
	R.M.O	6	16,75[b]	2,47	
	3M UNITEK	6	29,94[a,b]	8,51	
	DYNA-LINK(G&H)	6	42,98[a]	9,64	
0.saat-3_gün	DENTAURUM	12	45,49[a]	2,83	0,009*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	33,13[a,b]	2,99	
	R.M.O	6	18,54[b]	0,68	
	3M UNITEK	6	36,40[a,b]	7,82	
	DYNA-LINK(G&H)	6	53,24[a]	9,91	
0.saat-1_hafta	DENTAURUM	12	48,81[a]	1,99	0,005*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	36,78[a,b]	4,27	
	R.M.O	6	20,32[b]	1,09	
	3M UNITEK	6	42,85[a]	7,14	
	DYNA-LINK(G&H)	6	57,89[a]	7,89	
0.saat-2_hafta	DENTAURUM	12	51,11[a,b]	2,41	0,003*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	37,26[c,b]	4,14	
	R.M.O	6	20,32[c]	1,09	
	3M UNITEK	6	42,85[a,b]	7,14	
	DYNA-LINK(G&H)	6	60,87[a]	7,54	
0.saat-3_hafta	DENTAURUM	12	51,11[a]	2,41	0,004*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	38,63[a,b]	4,39	
	R.M.O	6	20,32[b]	1,09	
	3M UNITEK	6	42,85[a,b]	7,14	
	DYNA-LINK(G&H)	6	60,87[a]	7,54	
0.saat-4_hafta	DENTAURUM	12	51,11[a]	2,41	0,011*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	39,03[a,b]	4,74	
	R.M.O	6	23,90[b]	4,67	
	3M UNITEK	6	42,85[a,b]	7,14	
	DYNA-LINK(G&H)	6	60,87[a]	7,54	

*:İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan grupları gösterir. İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır.(Zamana bağlı markalar arasında kuvvet azalış yüzdesi farkı için Anova testi, fark tespit edilen zamanlarda ikili karşılaştırmalar için post-hoc tukey testi)

3.5. Zamana Bağlı Olarak Markalar Arasındaki Kuvvet Azalış Yüzdesinin Termal Sikluslu Ortamda Değerlendirilmesi

Çizelge 3.5. Zamana bağlı termal sikluslu ortamda markaların kuvvet azalış yüzdesi

Termal Sikluslu Ortam		N	Ortalama Azalış Yüzdesi	Std. Hata	Sig. (p)
0.saat-1.saat	DENTAURUM	12	54,46[a]	2,71	0,019*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	37,75[a,b]	5,91	
	R.M.O	6	29,67[b]	1,09	
	3M UNITEK	6	38,87[a,b]	0,41	
	DYNA-LINK(G&H)	6	55,26[a]	5,26	
0.saat-24.saat	DENTAURUM	12	59,86[a]	1,52	0,011*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	45,42[a,b]	5,78	
	R.M.O	6	33,37[b]	1,23	
	3M UNITEK	6	44,50[a,b]	1,64	
	DYNA-LINK(G&H)	6	59,91[a]	3,24	
0.saat-3_gün	DENTAURUM	12	63,52[a]	1,64	0,021*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	49,67[a,b]	6,25	
	R.M.O	6	37,08[b]	1,37	
	3M UNITEK	6	51,92[a,b]	1,92	
	DYNA-LINK(G&H)	6	62,89[a]	2,89	
0.saat-1_hafta	DENTAURUM	12	68,57[a]	1,28	0,014*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	53,11[a,b]	6,11	
	R.M.O	6	40,65[b]	2,19	
	3M UNITEK	6	54,73[a,b]	2,95	
	DYNA-LINK(G&H)	6	65,87[a]	2,54	
0.saat-2_hafta	DENTAURUM	12	70,58[a]	1,19	0,009*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	54,37[a,b]	5,90	
	R.M.O	6	40,65[b]	2,19	
	3M UNITEK	6	54,73[a,b]	2,95	
	DYNA-LINK(G&H)	6	65,87[a]	2,54	
0.saat-3_hafta	DENTAURUM	12	71,58[a]	2,17	0,014*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	54,37[a,b]	5,90	
	R.M.O	6	42,58[b]	0,27	
	3M UNITEK	6	56,66[a,b]	4,87	
	DYNA-LINK(G&H)	6	65,87[a]	2,54	
0.saat-4_hafta	DENTAURUM	12	72,21[a]	1,90	0,008*
	AMERICAN ORTHODONTICS	12	56,11[a,b]	5,43	
	R.M.O	6	42,58[b]	0,27	
	3M UNITEK	6	57,55[a,b]	3,98	
	DYNA-LINK(G&H)	6	65,87[a]	2,54	

*:İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan grupları gösterir. İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır. (Zamana bağlı markalar arasında kuvvet azalış yüzdesi farkı için Anova testi, fark tespit edilen zamanlarda ikili karşılaştırmalar için post-hoc tukey testi).

Çalışma sonuçlarına göre farklılık gösteren gruplar Çizelge 3.5' te harflerle belirtilmiştir. Termal sikluslu ortamda 1. saatte, 24. saatte, 3.günde, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. hafta ölçümlerinde markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Genel olarak en çok Dyna-Link (G&H) ve Dentaurum markalarında kuvvet kaybı gözlenirken bunları kuvvet azalış yüzdesi olarak takip eden markalar A. O. ve 3M Unitek' tir. Başlangıç kuvvetine göre en az kuvvet kaybı yüzdesi ise R.M.O. markasında görülmüştür.

3.6. Kuvvet Azalış Yüzdelerinin Ortam Bazında Zamana Bağlı Değişimi

Çalışmada yararlanılan ortamların birbirlerine göre kuvvet kayıp yüzdeleri spesifik bir şekilde Çizelge 3.6'da özetlenmiştir.

Çizelge 3.6. Ortamların zamana göre kuvvet azalış yüzdesi

	0.saat-1.saat	0.saat-24.saat	0.saat-3.gün	0.saat-1.hafta	0.saat-2.hafta	0.saat-3.hafta	0.saat-4.hafta	
	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	Ort.±Std. Hata	**Sig.(p)**
Kuru ortam	11,13±8,05	16,41±8,00	18,14±9,52	20,88±9,65	21,99±10,15	21,99±10,15	23,01±9,51	0,000*
Sulu ortam	20,20±9,87	31,41±12,29	37,92±12,61	41,75±13,11	42,97±14,02	43,36±13,93	43,99±13,24	0,000*
Termal sikluslu ortam	44,03±12,01	49,76±11,57	54,04±11,45	57,80±11,75	58,74±12,09	59,57±12,07	60,38±11,72	0,000*

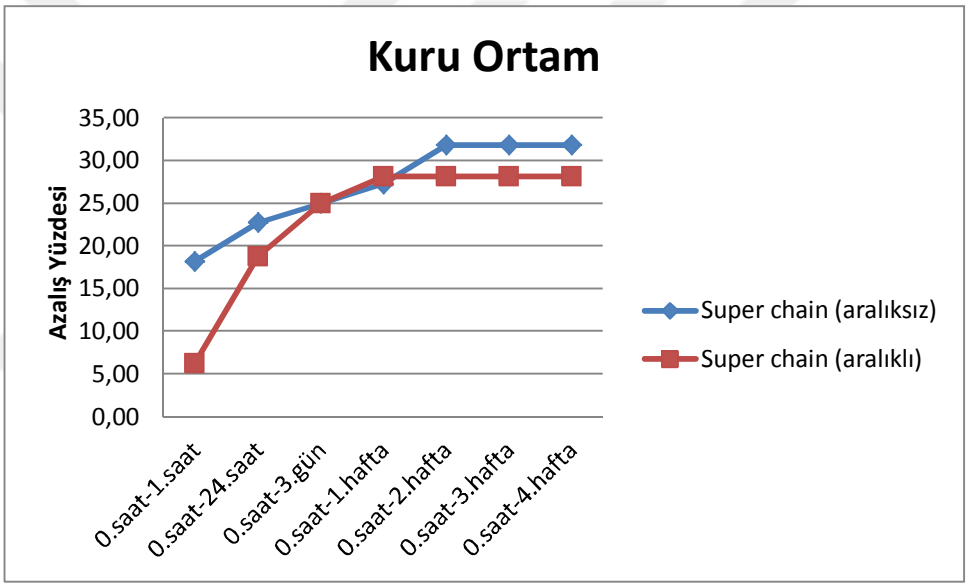
*:İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan grupları gösterir. İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ değeri kullanılmıştır. (Ortamların zamana göre kuvvet azalış yüzdesi arasındaki farkı için tekrarlı Anova testi).

Çizelge 3.6' ya göre tüm ortamlardaki kuvvet kayıp yüzdeleri incelendiğinde elastik zincirlerin her ortamda zamanla artan şekilde kuvvet kaybına uğradığı ancak bu durumun en fazla termal sikluslu ortamda meydana geldiği görülmektedir.

3.7. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Dentaurum Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.7. Dentaurum super elastik zincirin (memory) zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	360	340	330	320	300	300	300
Super chain (aralıklı)	320	300	260	240	230	230	230	230



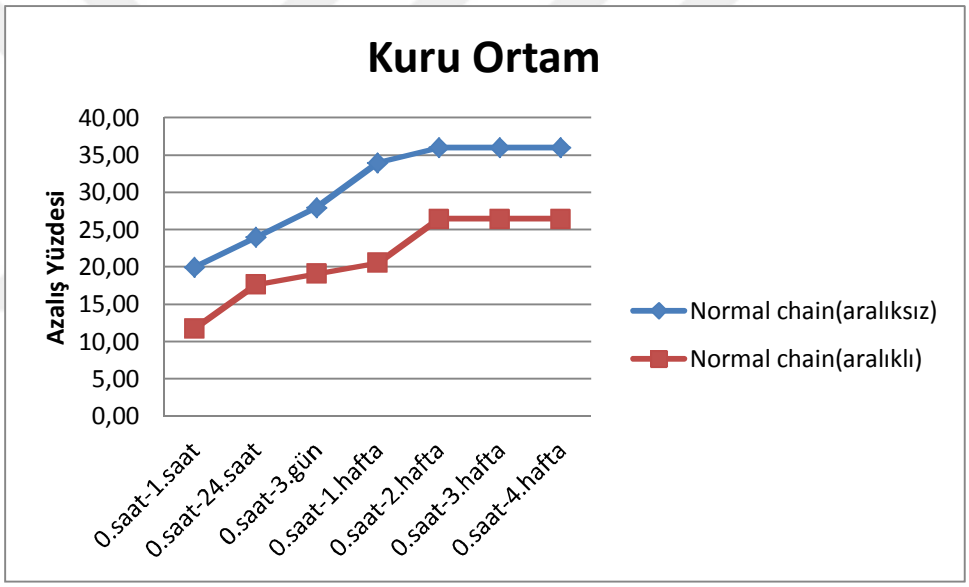
Şekil 3.1. Dentaurum markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız super chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği.

Çizelge 3.7 ve Şekil 3.1' de görüldüğü üzere zamana bağlı olarak aynı markanın aynı zincirinin her iki konfigürasyonunda da kuvvet azalması gözlenmektedir. Aralıksız süper zincirin başlangıç kuvveti daha fazla olmakla birlikte kuvvet kaybı oranı aralıksız zincire göre daha fazladır. Aralıklı zincirin maksimum kuvvet kaybı 24. saatte gerçekleşirken, aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1. saatte gerçekleşmiştir. Dentaurum markanın her iki zincir konfigürasyonunda da kuvvet kaybı 1. haftaya kadar sürekli artış göstermiştir. 4. haftanın sonuna kadar ise kuvvet kaybı sabit bir hızda gerçekleşmiştir. Çalışmanın

sonunda daha fazla başlangıç kuvveti uygulayan aralıksız süper zincirin kuvvet kaybı oranı çalışma boyunca daha fazla olmasına rağmen çalışmanın sonunda daha fazla rezidüel kuvvete sahip olduğu gözlemlenmiştir.

Çizelge 3.8. Dentaurum normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	400	380	360	330	320	320	320
Normal chain(aralıklı)	340	300	280	275	270	250	250	250



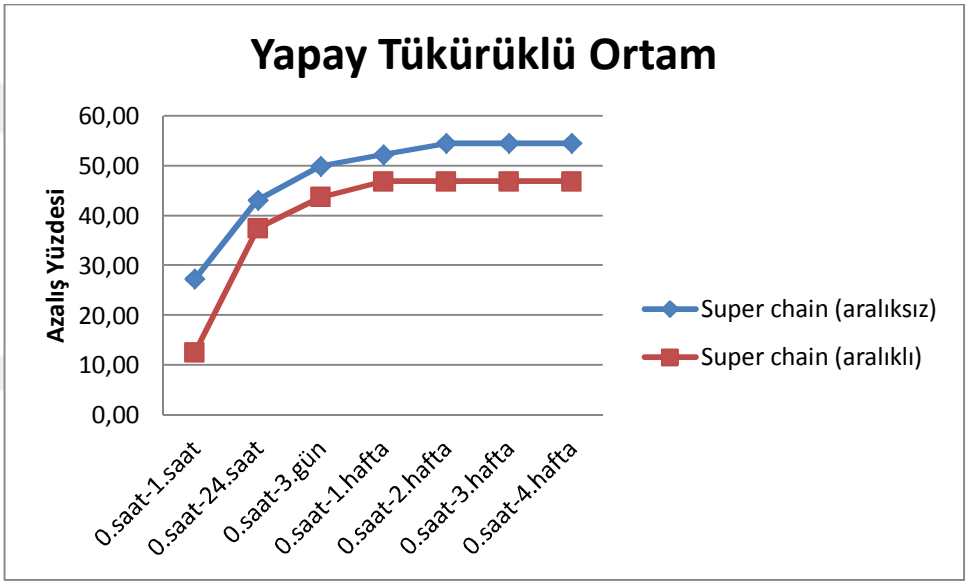
Şekil 3.2. Dentaurum markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.8 ve Şekil 3.2' de Dentaurum marka normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet azalma yüzdesinin eğrisi görülmektedir. Aralıklı normal zincirin başlangıç kuvveti daha az olmakla birlikte kuvvet azalış yüzdesi her ölçüm zamanında aralıksız zincire göre daha az olmuştur. Aralıklı ve aralıksız zincirin maksimum kuvvet azalışı 1.saatte gerçekleşmiş ve bundan sonra da elastik zincirlerin uyguladığı kuvvet azalmaya devam etmiştir. 2. haftaya kadar kuvvet kaybı yüzdesi belirgin bir şekilde artmıştır. 2. haftayı takiben her iki zincirin de kuvvet azalış

yüzdeleri neredeyse sabit bir eğri izlemiştir. Aralıksız zincirin başlangıç kuvveti aralıklı zincire göre daha fazladır ancak kuvvet kaybı yüzdesi daha fazla gerçekleşmiştir. Bununla birlikte rezidüel kuvvet aralıksız zincirde daha fazladır.

Çizelge 3.9. Dentaurum super elastik zincirin (memory) zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	320	250	220	210	200	200	200
Super chain (aralıklı)	320	280	200	180	170	170	170	170

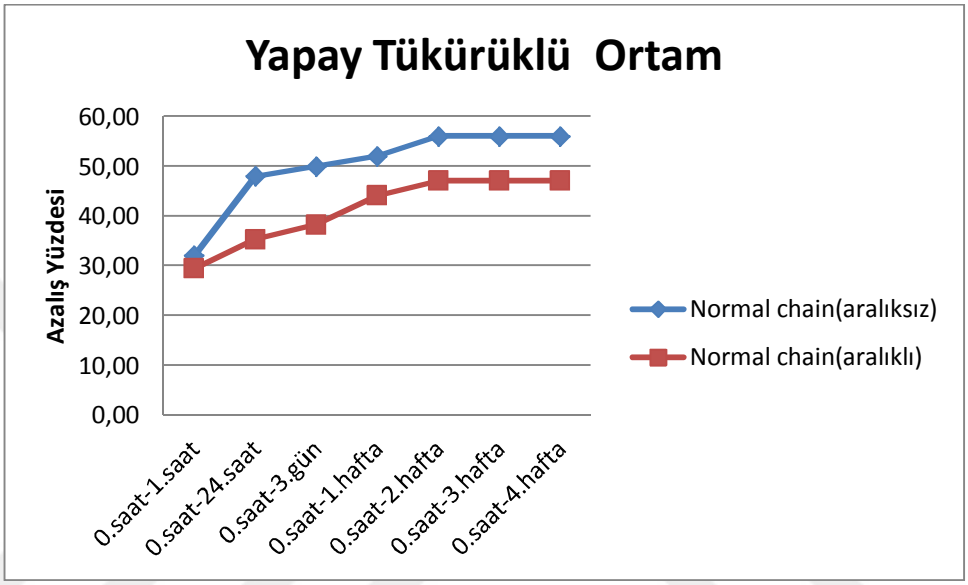


Şekil 3.3. Dentaurum markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız super chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.9' da ve Şekil 3.3' te Dentaurum marka süper elastik zincirin yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmiştir. Her iki zincir konfigürasyonunda da zamana bağlı olarak kuvvet azalması mevcuttur ve maksimum kuvvet azalış yüzdesi aralıksız süper zincirde 1. saatte gözlenirken aralıklı zincirde 24. saatte gözlenmiştir. Aralıksız zincir bütün ölçüm zamanlarında daha fazla kuvvet kaybı sergilemiştir. Kuvvet kaybı yüzdesi her iki zincir için de 2. haftadan itibaren sabit bir eğri izlemiştir. Aralıksız süper zincirin hem başlangıç hem de rezidüel kuvvet miktarı aralıklı süper zincire gör daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.10. Dentaurum normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	340	260	250	240	220	220	220
Normal chain(aralıklı)	340	240	220	210	190	180	180	180

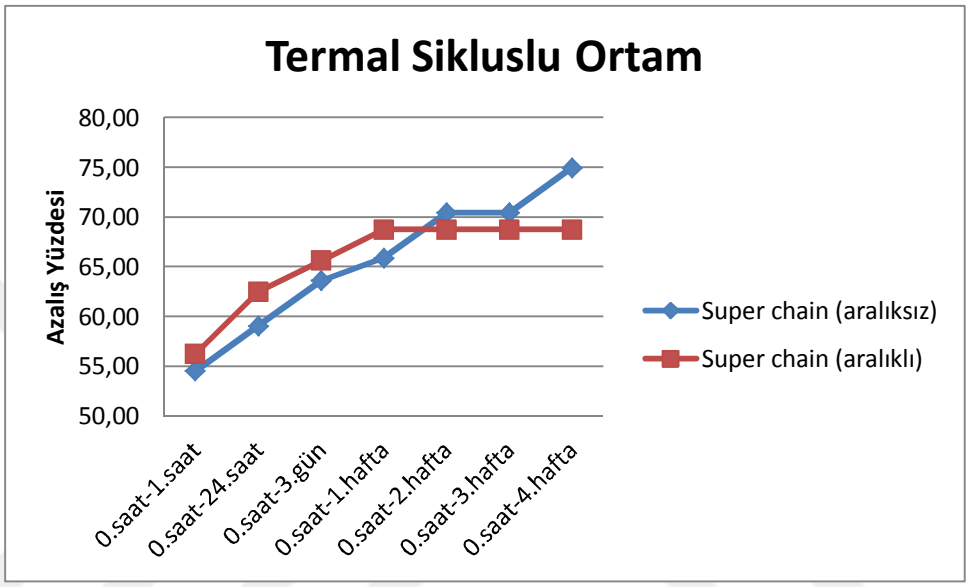


Şekil 3.4. Dentaurum markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.10' da ve Şekil 3.4' te Dentaurum marka normal zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincir konfigürasyonunda da zamana bağlı olarak kuvvet azalması izlenmektedir ve her iki zincirde de maksimum kuvvet azalış yüzdesi 1.saatte gözlenmiştir. Aralıksız zincirin başlangıç kuvveti aralıklı zincire göre daha fazladır. Her iki zincirdede 2 . haftaya kadar kuvvet azalması belirgin bir şekilde devam ederken 2. haftadan çalışma süresinin sonuna kadar sabit bir kuvvet kaybı eğrisi izlemektedir. Çalışma sonunda başlangıç kuvveti daha fazla olan aralıksız zincirin rezidüel kuvveti de daha fazla olmuştur.

Çizelge 3.11. Dentaurum super elastik zincirin (memory) zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	200	180	160	150	130	130	110
Super chain (aralıklı)	320	140	120	110	100	100	100	100

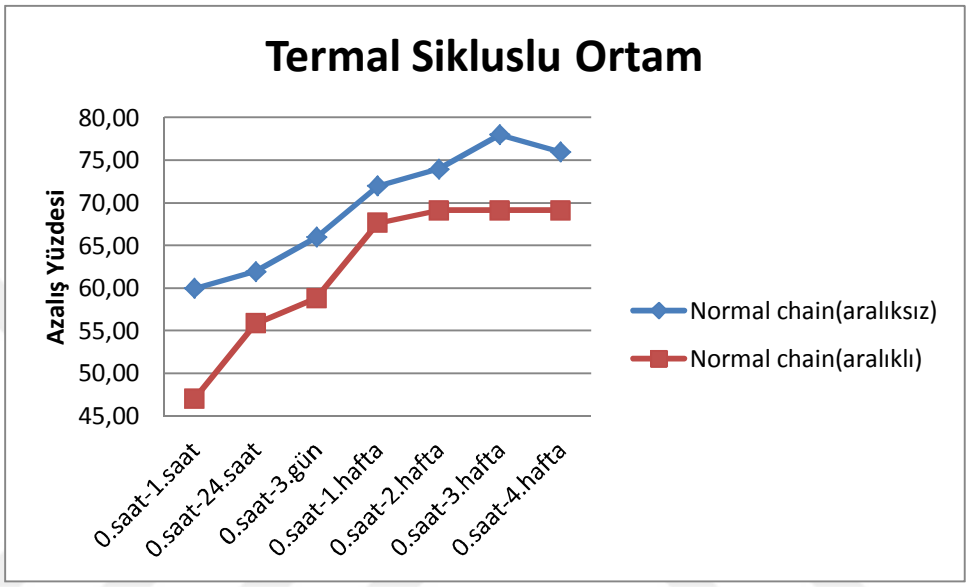


Şekil 3.5. Dentaurum markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız super chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.11' de ve Şekil 3.5' te Dentarium marka süper zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincir konfigürasyonunda da zamana bağlı olarak kuvvet azalması izlenmektedir ve her iki zincirde de maksimum kuvvet azalış yüzdesi 1.saatte gözlenmiştir. Aralıksız süper zincirin başlangıç kuvveti daha fazladır ancak kuvvet kaybı yüzdesi de daha fazla olmuştur. 2. haftaya kadar kuvvet azalması belirgin bir şekilde devam etmiştir. Aralıksız süper zincirin kuvvet kaybı eğrisi 2. hafta ve 3. hafta arasında sabit kalırken 3. haftadan sonra da belirgin bir şekilde azalmaya devam etmiştir. Aralıklı süper zincir ise 2. haftadan çalışma süresinin sonuna kadar sabit bir kuvvet kaybı eğrisi izlemektedir. Çalışma süresinin sonunda aralıksız süper zincir çok az bir farkla aralıklı zincirden daha fazla rezidüel kuvvete sahiptir.

Çizelge 3.12. Dentaurum normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	200	190	170	140	130	110	120
Normal chain(aralıklı)	340	180	150	140	110	105	105	105



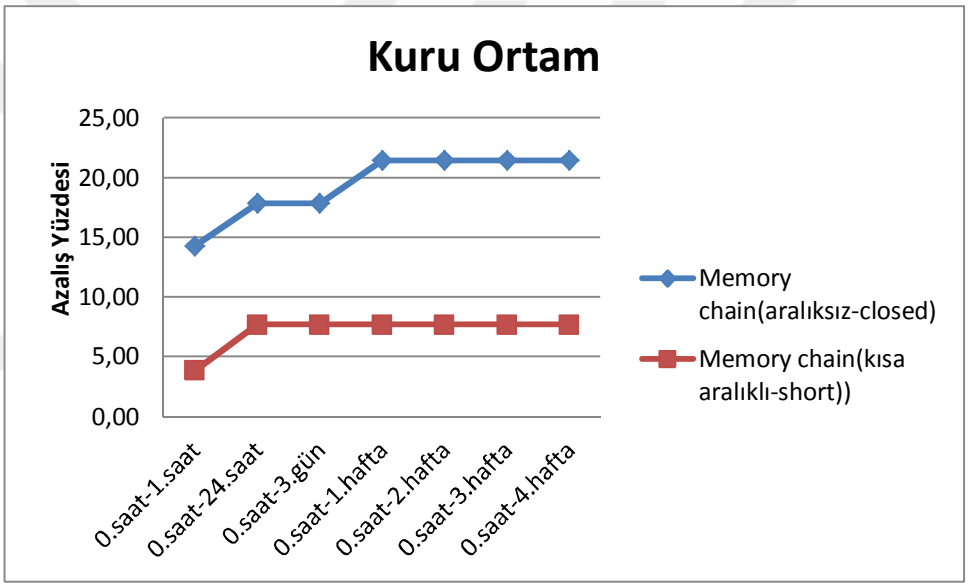
Şekil 3.6. Dentaurum markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.12' de ve Şekil 3.6' da Dentaurum marka normal zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdeleri gösterilmektedir. Aralıksız normal zincirin başlangıç kuvveti aralıklı normal zincire göre daha fazladır. Her iki zincir konfigürasyonunda da zamana bağlı olarak kuvvet azalması izlenmektedir ve her iki zincirde de maksimum kuvvet azalış yüzdesi 1.saatte gözlenmiştir. 2 . haftaya kadar kuvvet azalması belirgin bir şekilde devam etmiştir. Aralıksız normal zincirin kuvvet azalma yüzde eğrisi sürekli olarak artış göstermiştir. Aralıklı normal zincir ise 2. haftadan çalışma süresinin sonuna kadar sabit bir kuvvet kaybı eğrisi izlemektedir. Çalışma süresinin sonunda aralıksız normal zincirin rezidüel kuvveti daha fazladır.

3.8. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı American Orthodontics Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.13. A.O. memory elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	240	230	230	220	220	220	220
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	250	240	240	240	240	240	240



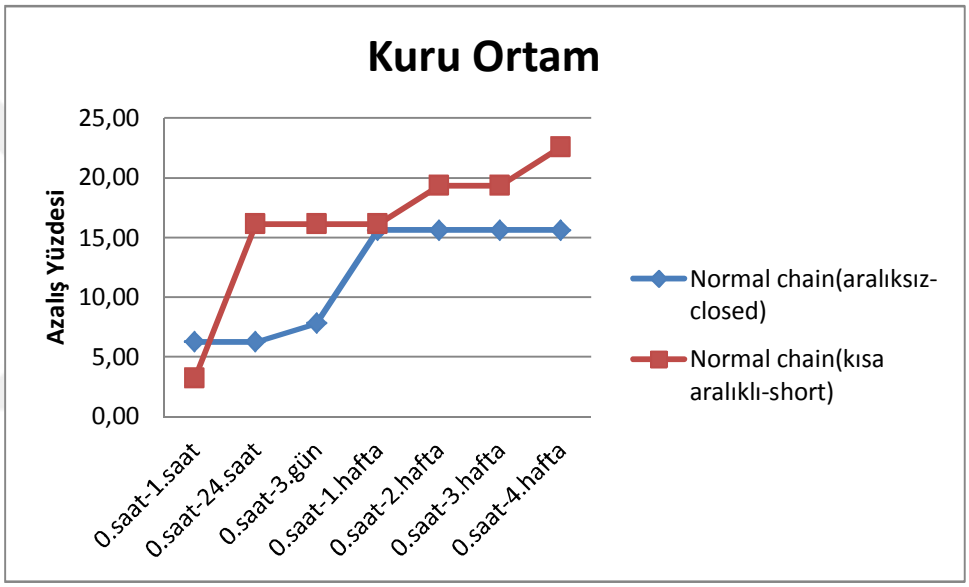
Şekil 3.7. American Orthodontics markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız memory chain'ın zamana göre azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.13 ve Şekil 3.7' de American Orthodontics marka memory zincirin iki konfigürasyonunun kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Aralıksız memory zincirin başlangıç kuvveti az bir farkla da olsa aralıklı memory zincirden daha fazladır. Her iki zincir konfigürasyonunda da zamana bağlı olarak kuvvet azalması izlenmektedir ve her iki zincirde de maksimum kuvvet azalış yüzdesi 1. saatte gözlenmiştir. Kısa aralıklı memory zincirin kuvvet azalması 24. saatten çalışma süresinin sonuna dek sabit kalmıştır. Aralıksız memory zincirin kuvvet azalması ise 1.haftaya kadar artmakla birlikte bu ölçümden sonra çalışma

süresinin sonuna kadar sabit kalmıştır. Çalışma süresinin sonunda kısa aralıklı memory zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.14. A.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	300	300	295	270	270	270	270
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	300	260	260	260	250	250	240



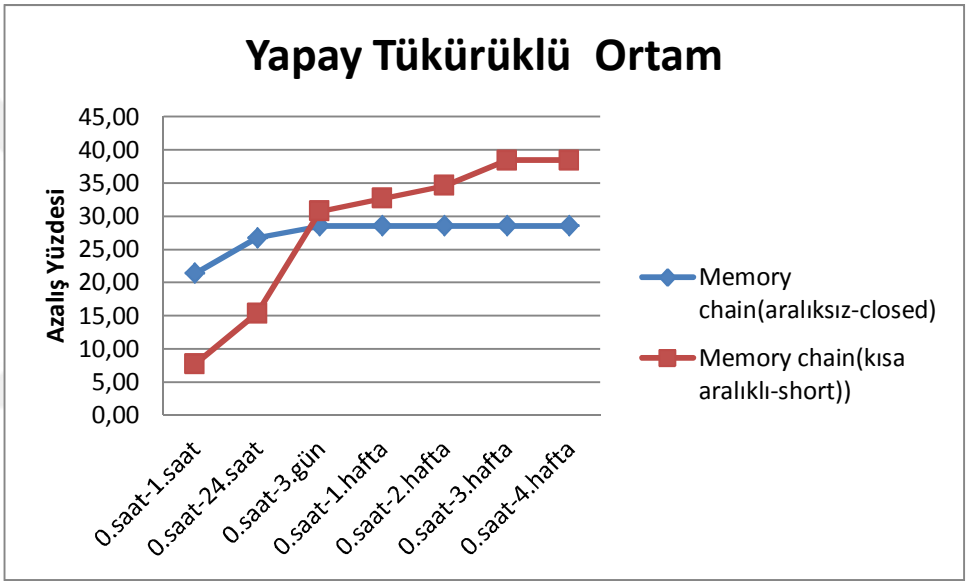
Şekil 3.8. American Orthodontics markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.14 ve Şekil 3.8' de American Orthodontics marka normal zincirin iki konfigürasyonunun kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Aralıksız ve kısa aralıklı normal zincirin başlangıç kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamaktadır. Kısa aralıklı normal zincirin maksimum kuvvet azalması 24.saatte gözlenirken, aralıksız normal zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.haftada gerçekleşmiştir. Kısa aralıklı normal zincirin kuvvet azalma grafiği 24.saat ile 1. hafta arasında sabit bir seyir izlemiş, 1.haftadan sonra da kuvvet azalmaya devam etmiştir. Aralıksız zincirin kuvvet azalma grafiği ise 1.haftaya kadar kuvvet kaybedildiğini bu haftadan sonra çalışmanın sonuna kadar kuvvet kaybının sabit

olduğunu göstermektedir. Çalışmanın sonunda aralıksız normal zincirin rezidüel kuvveti kısa aralıklı zincire göre daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.15. A.O. memory elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	220	205	200	200	200	200	200
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	240	220	180	175	170	160	160



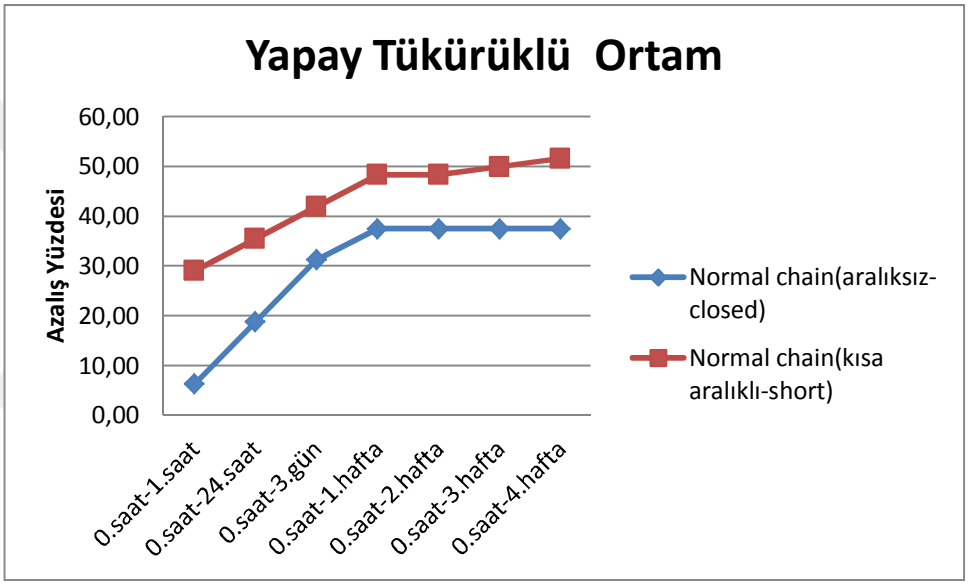
Şekil 3.9. American Orthodontics markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız memory chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.15' te ve Şekil 3.9' da American Orthodontics marka memory zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de başlangıç kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamaktadır. Kısa aralıklı memory zincirin maksimum kuvvet azalması 3. günde gözlenirken, aralıksız memory zincirin maksimum kuvvet kaybı 1. saatte gerçekleşmiştir. Kısa aralıklı memory zincir 3. haftaya kadar sürekli kuvvet kaybetmiştir. Aralıksız zincirin kuvvet azalma grafiği ise 3. güne kadar kuvvet kaybı olduğunu ancak bundan sonra zincirin uyguladığı kuvvetin çalışmanın sonuna kadar

sabit bir şekilde devam ettiğini göstermektedir. Çalışmanın sonunda ise aralıksız memory zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.16. A.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	300	260	220	200	200	200	200
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	220	200	180	160	160	155	150



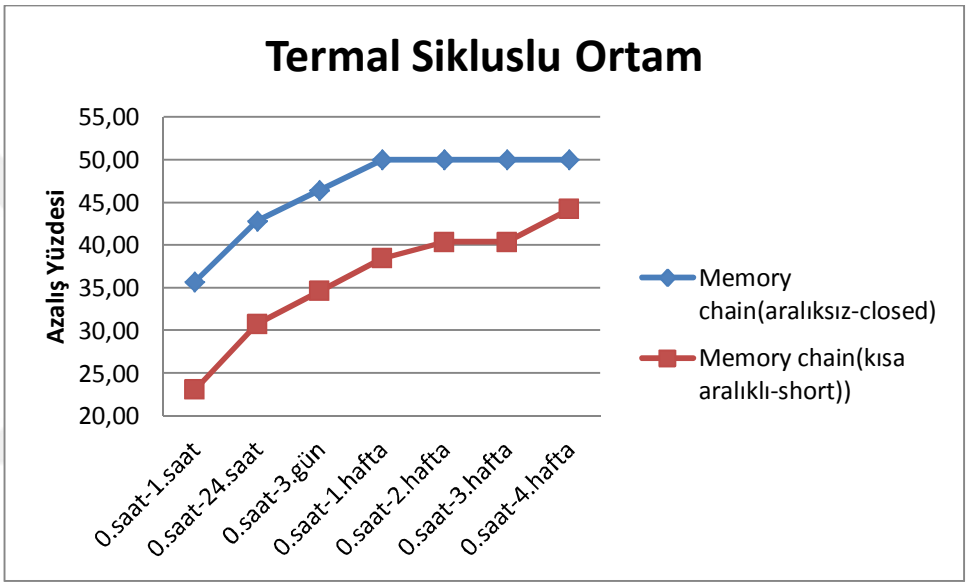
Şekil 3.10. American Orthodontics markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.16 ve Şekil 3.10' da American Orthodontics marka normal zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de başlangıç kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamaktadır. Kısa aralıklı normal zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.saatte gerçekleşirken, aralıksız normal zincirin maksimum kuvvet kaybı 24.saatte gerçekleşmiştir. Kısa aralıklı zincirin kuvvet azalma eğrisi sürekli bir artış gösterirken, aralıksız normal zincirin kuvvet kaybı 1. haftadan itibaren çalışmanın

sonuna kadar sabit kalmıştır. Çalışmanın sonunda aralıksız normal zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.17. A.O. memory elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	180	160	150	140	140	140	140
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	200	180	170	160	155	155	145

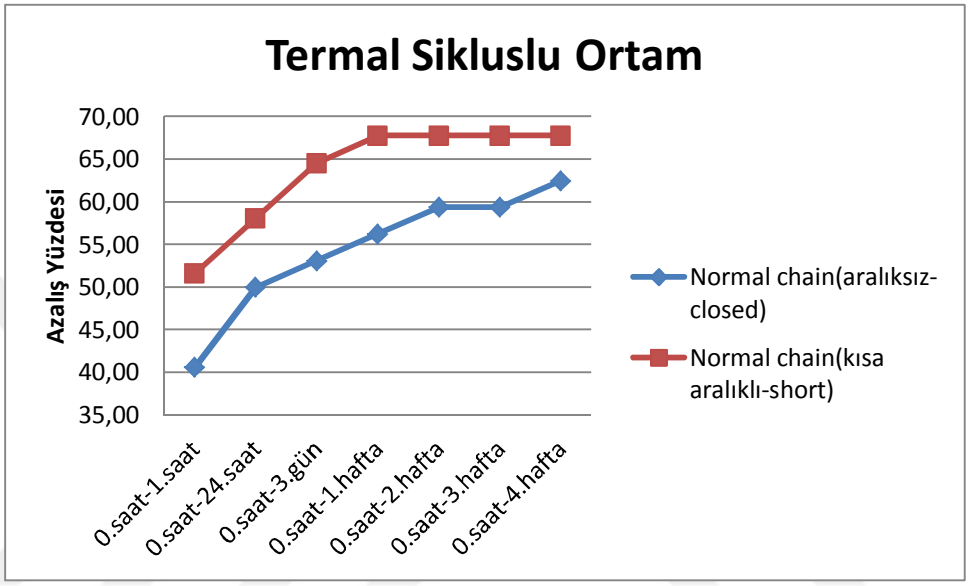


Şekil 3.11. American Orthodontics markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız memory chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.17 ve Şekil 3.11' de American Orthodontics marka memory zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de hem başlangıç hem de çalışmanın sonundaki rezidüel kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır. Kısa aralıklı ve aralıksız memory zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.saatte gerçekleşmiştir. Kısa aralıklı zincirin kuvvet azalma eğrisi sürekli bir artış gösterirken, aralıksız normal zincirin kuvvet kaybı 1. haftanın sonuna kadar artış göstermiş bundan sonra çalışmanın sonuna kadar sabit kalmıştır. Ancak bununla birlikte aralıksız memory zincirin kuvvet kaybı her ölçüm zamanında kısa aralıklı memory zincirden daha fazla olmuştur.

Çizelge 3.18. A.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	190	160	150	140	130	130	120
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	150	130	110	100	100	100	100



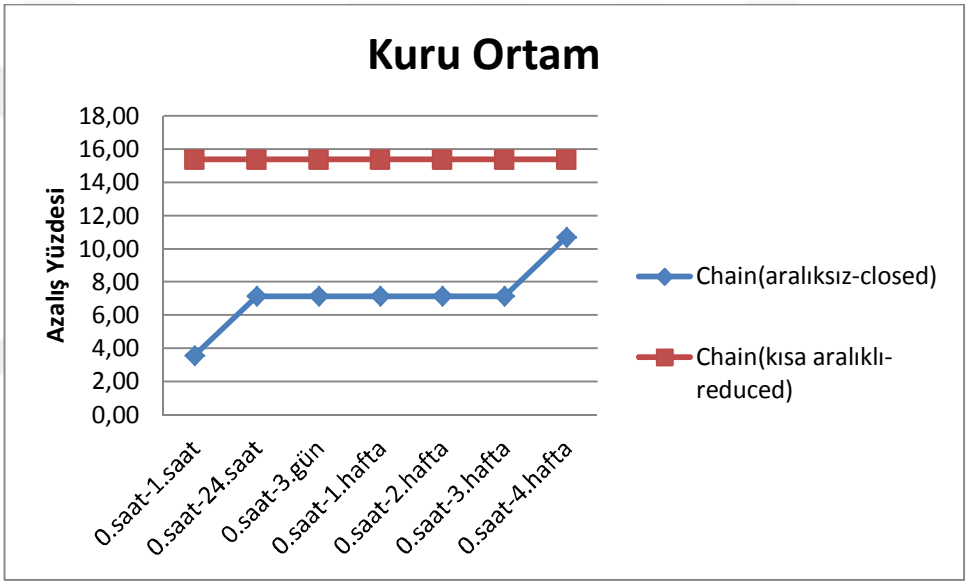
Şekil 3.12. American Orthodontics markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız normal chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.18 ve Şekil 3.12' de American Orthodontics marka normal zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de hem başlangıç hem de çalışmanın sonundaki rezidüel kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır. Kısa aralıklı ve aralıksız normal zincirin her ikisinin de maksimum kuvvet kaybı 1.saatte gerçekleşmiştir. Aralıksız zincirin kuvvet azalma eğrisi sürekli bir artış gösterirken, kısa aralıklı zincirin kuvvet kaybı 1.haftanın sonuna kadar artış göstermiş bundan sonra çalışmanın sonuna kadar sabit kalmıştır.

3.9. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Rocky Mountain Orthodontics Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.19. R.M.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	270	260	260	260	260	260	250
Chain(kısa aralıklı-reduced)	260	220	220	220	220	220	220	220

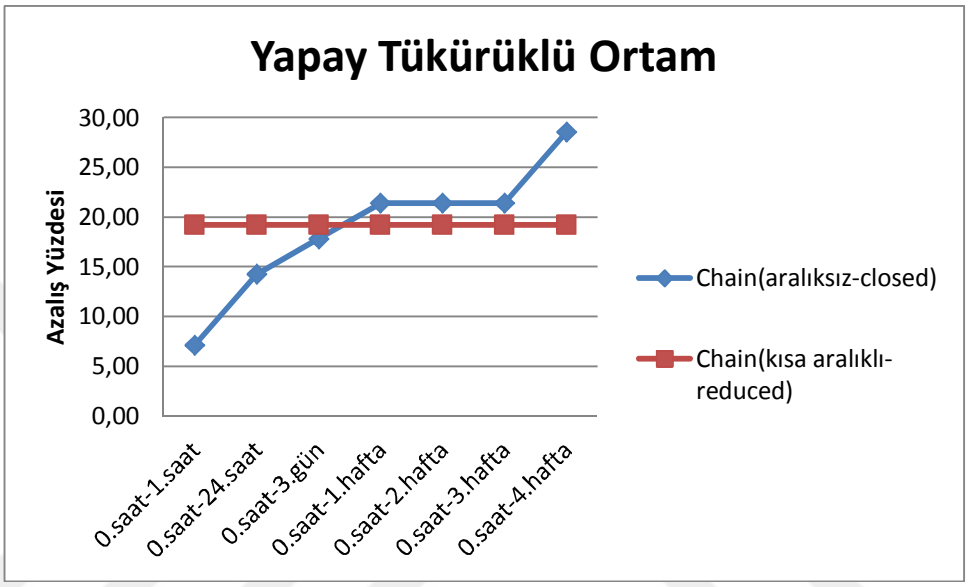


Şekil 3.13. R.M.O. markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.19' da ve Şekil 3.13' de R.M.O. marka normal zincirin iki konfigürasyonunun kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin başlangıç kuvvetleri arasında çok az bir fark saptamış (20 gram) ve maksimum kuvvet kayıpları 1. saatin sonunda gerçekleşmiştir. Aralıksız zincirin kuvvet kaybı eğrisi 24. saatten sonra 3.haftanın sonuna kadar sabit bir eğri izlemiş, takip eden haftada kuvvet azalması devam etmiştir. Kısa aralıklı zincirin oluşturduğu kuvvet 1. saatten çalışmanın sonuna kadar hemen hemen sabit kalmıştır. Çalışmanın sonunda aralıksız zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur

Çizelge 3.20. R.M.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	260	240	230	220	220	220	200
Chain(kısa aralıklı-reduced)	260	210	210	210	210	210	210	210

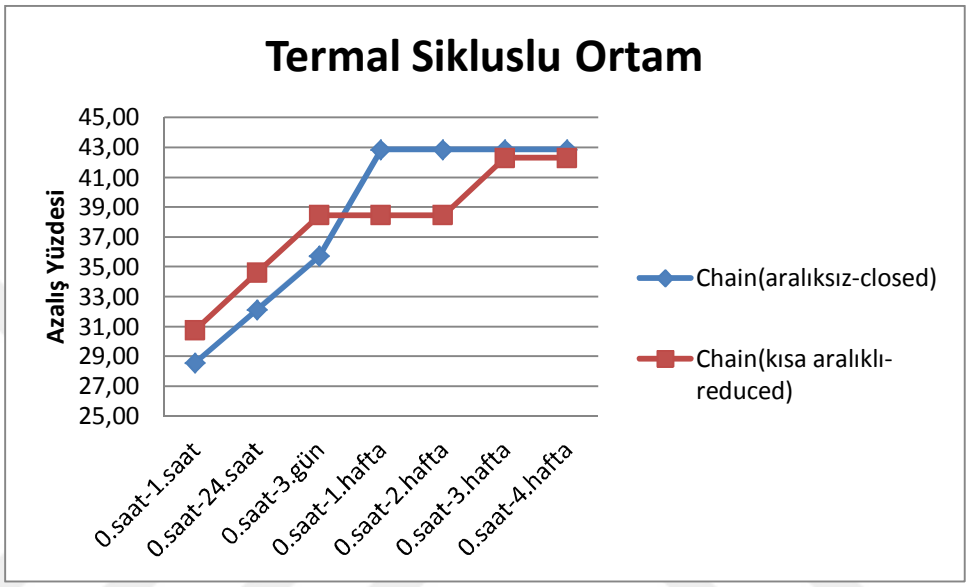


Şekil 3.14. R.M.O. markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.20' de ve Şekil 3.14' te R.M.O. marka normal zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de hem başlangıç hem de çalışmanın sonundaki rezidüel kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (10 gram). Kısa aralıklı zincirin kuvvet kaybı 1. saatin sonunda gerçekleşmiş ve bundan sonra neredeyse sabit kalmıştır. Aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı ise 24. saatin sonunda gerçekleşmiş bundan sonra kuvvet kaybı eğrisi 1. hafta ile 3. hafta arasında sabit kalmış ancak daha sonra çalışmanın sonuna kadar artış göstermiştir.

Çizelge 3.21. R.M.O. normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
R.M.O	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	200	190	180	160	160	160	160
Chain(kısa aralıklı-reduced)	260	180	170	160	160	160	150	150



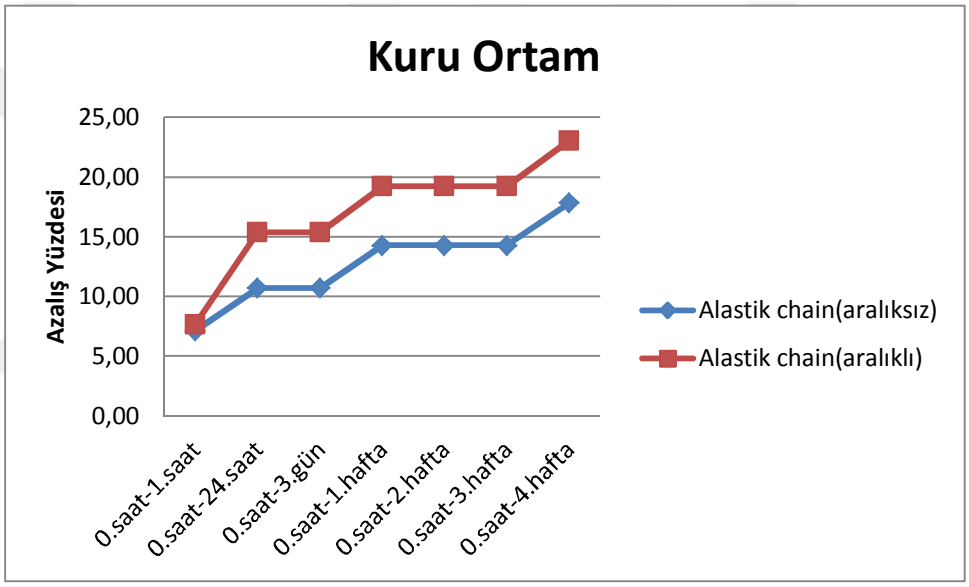
Şekil 3.15. R.M.O. markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.21' de ve Şekil 3.15' te R.M.O. marka normal zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de hem başlangıç hem de çalışmanın sonundaki rezidüel kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (10 gram). Hem kısa aralıklı normal zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.saatin sonunda gerçekleşmiştir. Termal sikluslu ortamda kuvvet kaybı eğrileri sürekli değişkenlik izlemiştir. 1. haftanın sonuna dek aralıksız zincir sürekli ve artan bir kuvvet kaybı sergilemiş ancak bu süreden sonra çalışmanın sonuna dek sabit bir eğri izlemiştir. Kısa aralıklı zincir ise 3. güne kadar sürekli kuvvet kaybı göstermiş, 3. gün ile 2. hafta arasında sabit bir eğri izlemiş bundan sonra tekrar kuvvet kaybetmeye devam etmiştir.

3.10. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı 3M Unitek Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.22. 3M Unitek elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
3M UNİTEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	260	250	250	240	240	240	230
Alastik chain(aralıklı)	260	240	220	220	210	210	210	200



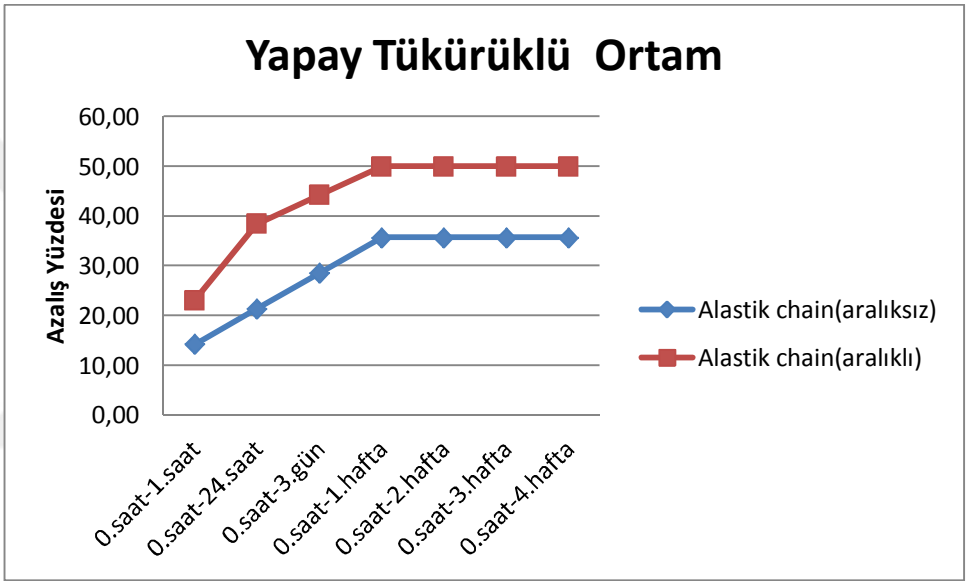
Şekil 3.16. 3M Unitek markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız alastik chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.22' de ve Şekil 3.16' da 3M Unitek marka alastik zincirin iki konfigürasyonunun kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de başlangıç kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (20 gram). Hem aralıklı normal zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1. saatin sonunda gerçekleşmiştir. Hem aralıklı hem de aralıksız alastik zincirlerin kuvvet kaybı eğrileri sürekli değişkenlik göstermiş yer yer sabit kaldıkları zaman aralıkları olsa da genel olarak artış gösteren bir eğri izlemişlerdir. İki zincirin de kuvvet kaybı

çalışmanın sonuna kadar devam etmiştir. Çalışmanın sonunda aralıksız zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.23. 3M Unitek elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	240	220	200	180	180	180	180
Alastik chain(aralıklı)	260	200	160	145	130	130	130	130

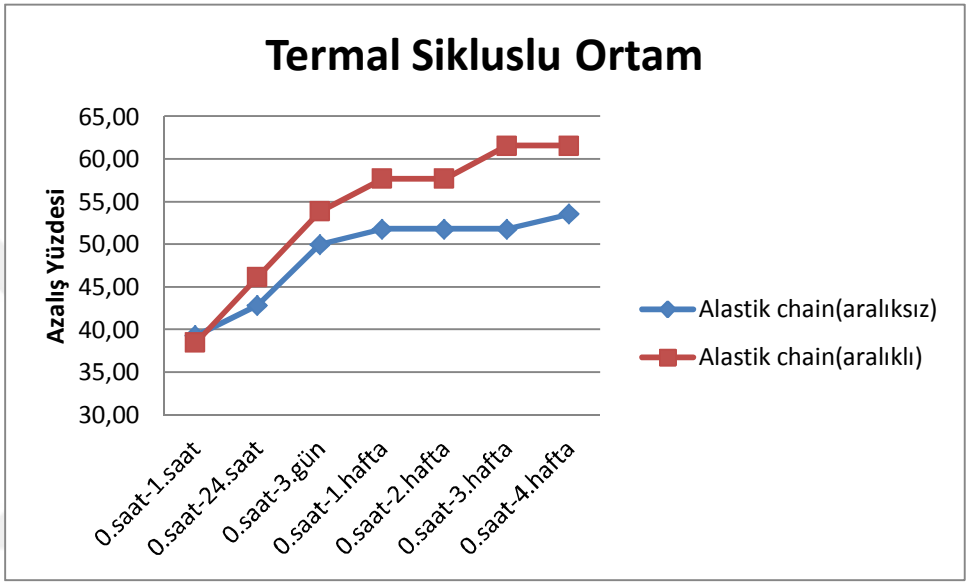


Şekil 3.17. 3M Unitek markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız alastik chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.23' te ve Şekil 3.17' de 3M Unitek marka alastik zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de başlangıç kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (20 gram). Hem aralıklı alastik zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.saatin sonunda gerçekleşmiştir. Hem aralıklı hem de aralıksız alastik zincirlerin kuvvet kaybı eğrileri 1. haftanın sonuna dek sürekli bir artış göstermiş ancak bundan sonra kuvvet kaybı çalışma süresinin sonuna kadar sabit kalmıştır. Çalışmanın sonunda aralıksız zincirin rezidüel kuvveti aralıklı zincire göre daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.24. 3M Unitek elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	170	160	140	135	135	135	130
Alastik chain(aralıklı)	260	160	140	120	110	110	100	100



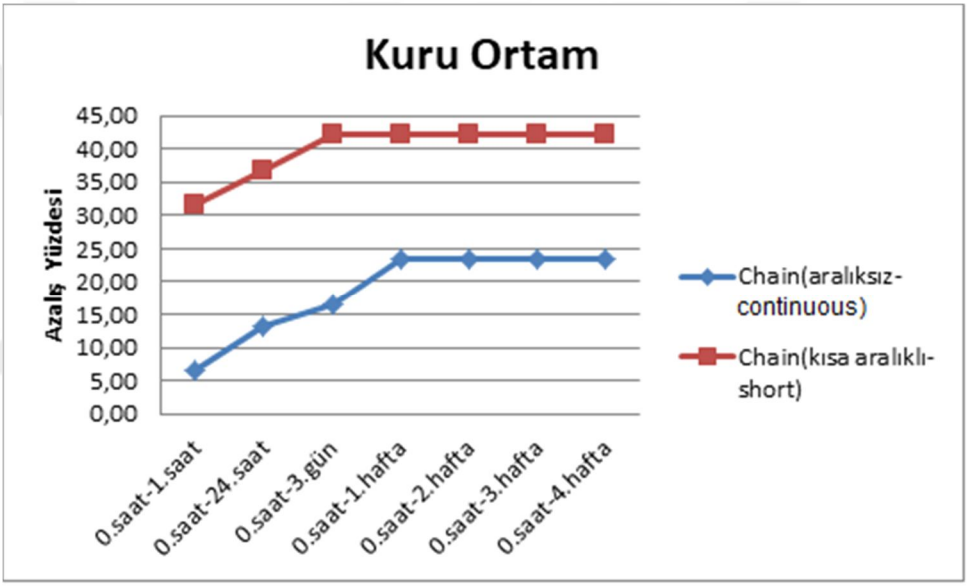
Şekil 3.18. 3M Unitek markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız alastik chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği.

Çizelge 3.24 ve Şekil 3.18' de 3M Unitek marka alastik zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Her iki zincirin de başlangıç kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (20 gram). Hem aralıklı alastik zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1.saatin sonunda gerçekleşmiştir. Aralıklı ve aralıksız alastik zincirlerin kuvvet kaybı eğrileri sürekli değişkenlik göstermiş yer yer sabit kaldıkları zaman aralıkları olsa da genel olarak artış gösteren bir eğri izlemişlerdir. Her iki zincirin de kuvvet kaybı çalışmanın sonuna kadar devam etmiştir. Çalışmanın sonunda aralıksız zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

3.11. Farklı Elastik Zincir Tipi ve Konfigürasyonuna Bağlı Dyna-Link (G&H) Marka Elastik Zincirlerdeki Farklı Ortamda Kuvvet Azalma Eğrilerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.25. Dyna-Link elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

KURU ORTAM								
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	280	260	250	230	230	230	230
Chain(kısa aralıklı-short)	380	260	240	220	220	220	220	220



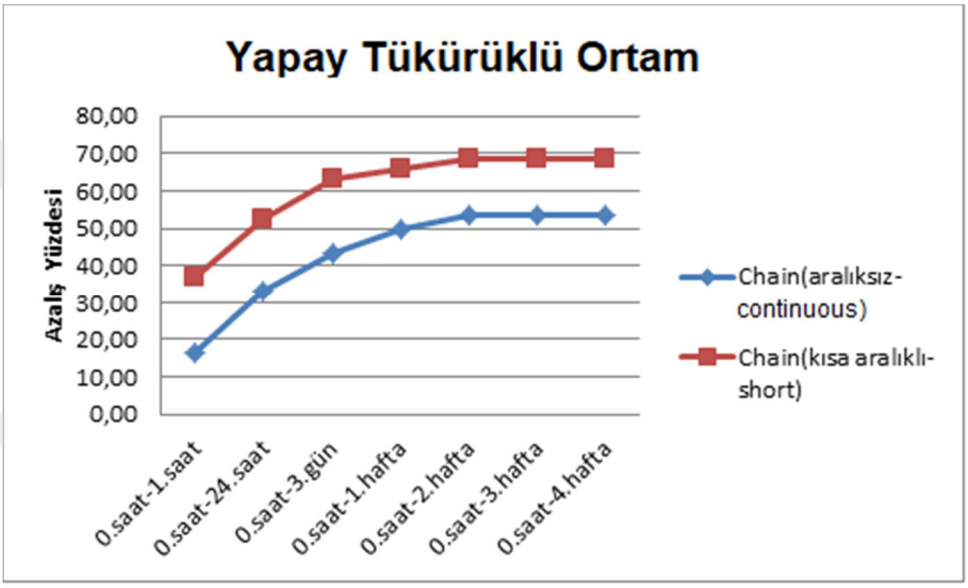
Şekil 3.19. Dyna-Link (G&H) markanın kuru ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği.

Çizelge 3.25' de ve Şekil 3.19' da Dyna-Link (G&H) marka normal zincirin iki konfigürasyonunun kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Kısa aralıklı zincirin başlangıç kuvveti aralıksız zincire göre çok daha fazladır. Hem aralıklı zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı oranı 1. saatin sonunda gerçekleşmiştir. Kısa aralıklı zincir 3. güne kadar kuvvet kaybı göstermiş ancak bu süreden sonra çalışmanın sonuna kadar uyguladığı kuvvet sabit kalmıştır. Aralıksız normal zincirin kuvvet kaybı ise 1. haftaya kadar artarak devam etmiş bundan sonra çalışma süresinin sonuna kadar sabit bir eğri izlemiştir. Çalışmanın

sonunda her iki zincirin de rezidüel kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (10 gram).

Çizelge 3.26. Dyna-Link normal elastik zincirin zamana bağlı kuvvet değerleri göstergesi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	250	200	170	150	140	140	140
Chain(kısa aralıklı-short)	380	240	180	140	130	120	120	120

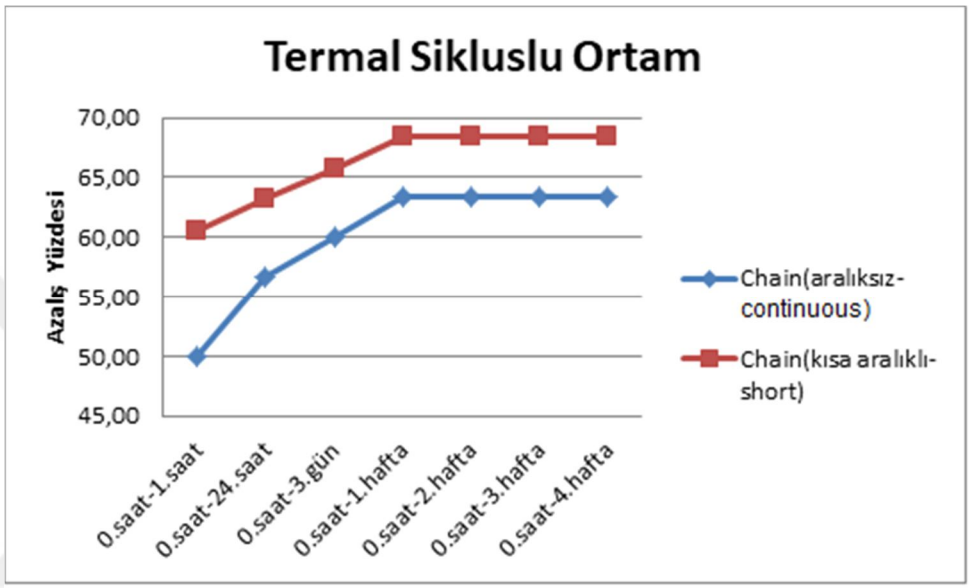


Şekil 3.20. Dyna-Link (G&H) markanın yapay tükürüklü ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.26' da ve Şekil 3.20' de Dyna-Link (G&H) marka normal zincirin iki konfigürasyonunun yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Kısa aralıklı zincirin başlangıç kuvveti aralıksız zincire göre çok daha fazladır. Hem aralıklı zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1. saatin sonunda gerçekleşmiştir. Hem kısa aralıklı hem de aralıksız zincir 2. haftanın sonuna kadar kuvvet kaybetmeye devam etmiş ancak bundan sonra çalışmanın sonuna kadar sabit bir eğri izlemişlerdir. Çalışmanın sonunda her iki zincirin rezidüel kuvvetleri arasında az bir fark saptanmıştır (20 gram).

Çizelge 3.27. Dyna-Link aralıksız elastik zincirin zamana bağlı kuvvet göstergesi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	150	130	120	110	110	110	110
Chain(kısa aralıklı-short)	380	150	140	130	120	120	120	120



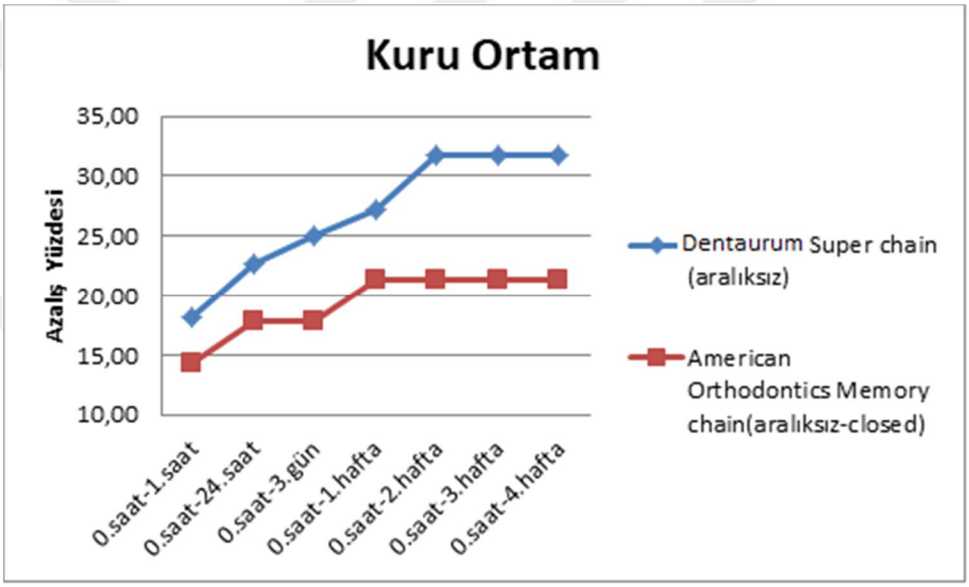
Şekil 3.21. Dyna-Link (G&H) markanın termal sikluslu ortamda aralıklı ve aralıksız chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.27' de ve Şekil 3.21' de Dyna-Link (G&H) marka normal zincirin iki konfigürasyonunun termal sikluslu ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi gösterilmektedir. Kısa aralıklı zincirin başlangıç kuvveti aralıksız zincire göre çok daha fazladır. Hem aralıklı zincirin hem de aralıksız zincirin maksimum kuvvet kaybı 1. saatin sonunda gerçekleşmiştir. Hem kısa aralıklı hem de aralıksız zincir 1. haftanın sonuna kadar kuvvet kaybetmeye devam etmiş ancak bundan sonra çalışmanın sonuna kadar sabit bir eğri izlemişlerdir. Çalışmanın sonunda her iki zincirin rezidüel kuvvetleri arasında az bir fark saptanmıştır (10 gram).

3.12. Farklı Marka Zincirlerin Farklı Ortamlardaki Zamana Bağlı Kuvvet Azalışının İncelenmesi

Çizelge 3.28. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	360	340	330	320	300	300	300
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	240	230	230	220	220	220	220



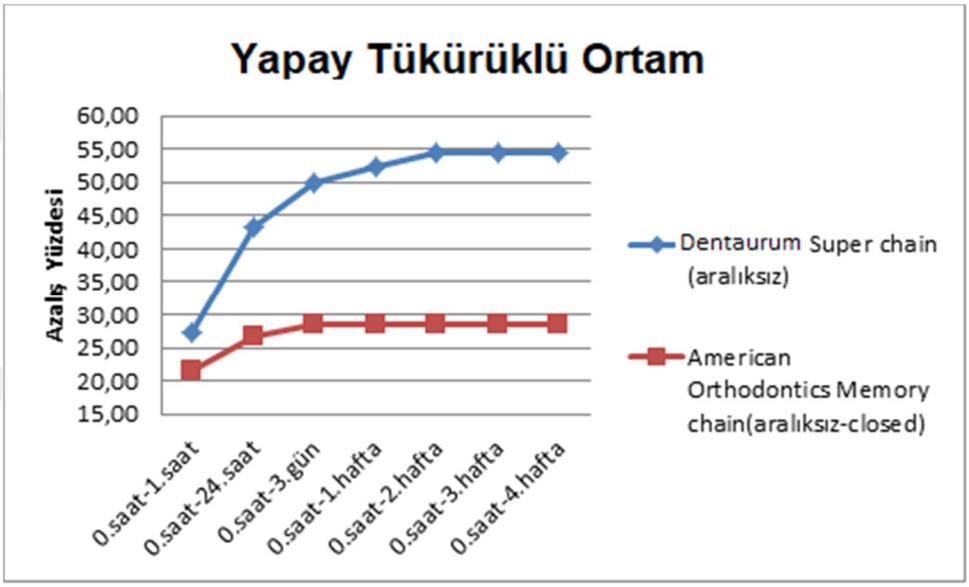
Şekil 3.22. Kuru ortamda aralıksız Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.28 ve Şekil 3.22' de iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin kuru ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıksız süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. Her iki marka da en yüksek kuvvet kaybı oranını 1. saatte göstermektedir. Ancak her zaman aralığında Dentaurum marka aralıksız süper zincir American Orthodontics marka aralıksız memory zincirden daha fazla kuvvet

kaybı göstermiştir. Bunlara ek olarak çalışmanın sonunda rezidüel kuvvet miktarı Dentaurumm markada daha fazladır.

Çizelge 3.29. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyuladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	320	250	220	210	200	200	200
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	220	205	200	200	200	200	200

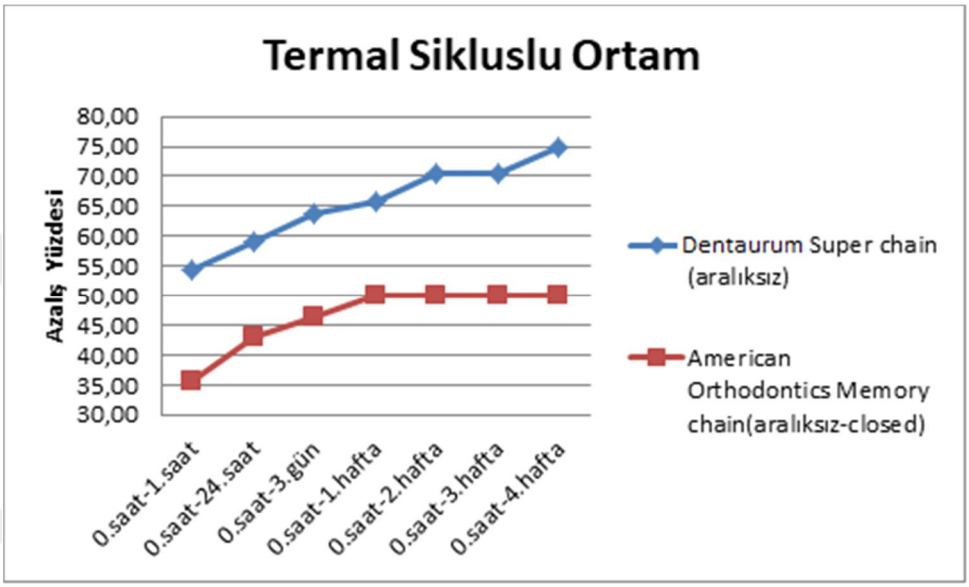


Şekil 3.23. Yapay tükürüklü ortamda aralıksız Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.29' da ve Şekil 3.23' de iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıksız süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. Her iki marka da en yüksek kuvvet kaybı oranını 1. saatte göstermektedir. Ancak her zaman aralığında Dentaurum marka aralıksız süper zincir American Orthodontics marka aralıksız memory zincirden daha fazla kuvvet kaybı göstermiştir. Çalışmanın sonunda her iki markada da rezidüel kuvvet miktarı aynıdır.

Çizelge 3.30. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıksız)	440	200	180	160	150	130	130	110
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(aralıksız-closed)	280	180	160	150	140	140	140	140

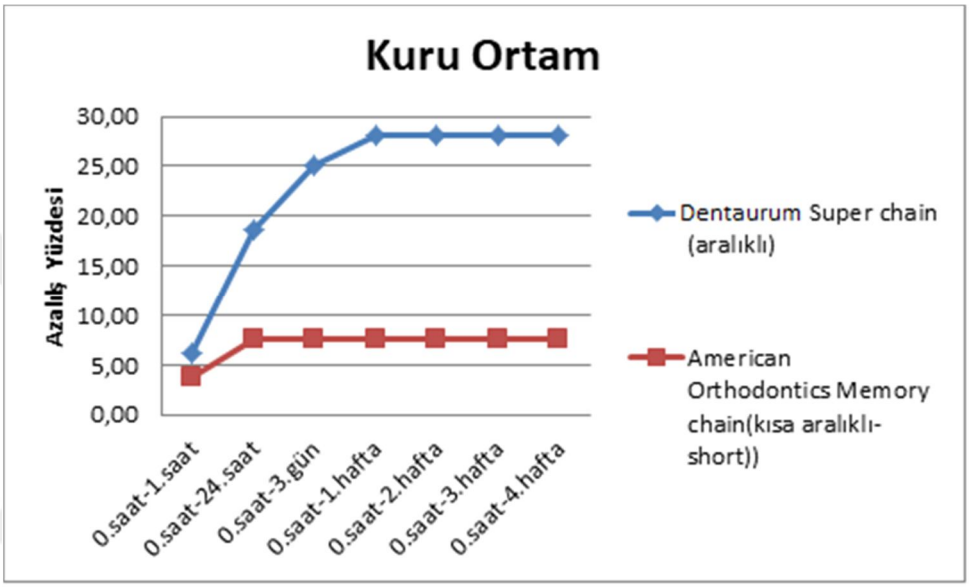


Şekil 3.24. Termal sikluslu ortamda aralıksız Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.30' da ve Şekil 3.24' de iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin termal sikluslu ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıksız süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. Her iki marka da en yüksek kuvvet kaybı oranını 1. saatte göstermektedir. Ancak her zaman aralığında Dentaurum marka aralıksız süper zincir American Orthodontics marka aralıksız memory zincirden daha fazla kuvvet kaybı göstermiştir. Dentaurum marka aralıksız süper zincir bariz bir şekilde sürekli kuvvet kaybı sergilemiştir. Çalışmanın sonunda A.O. marka memory zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.31. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıklı)	320	300	260	240	230	230	230	230
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	250	240	240	240	240	240	240

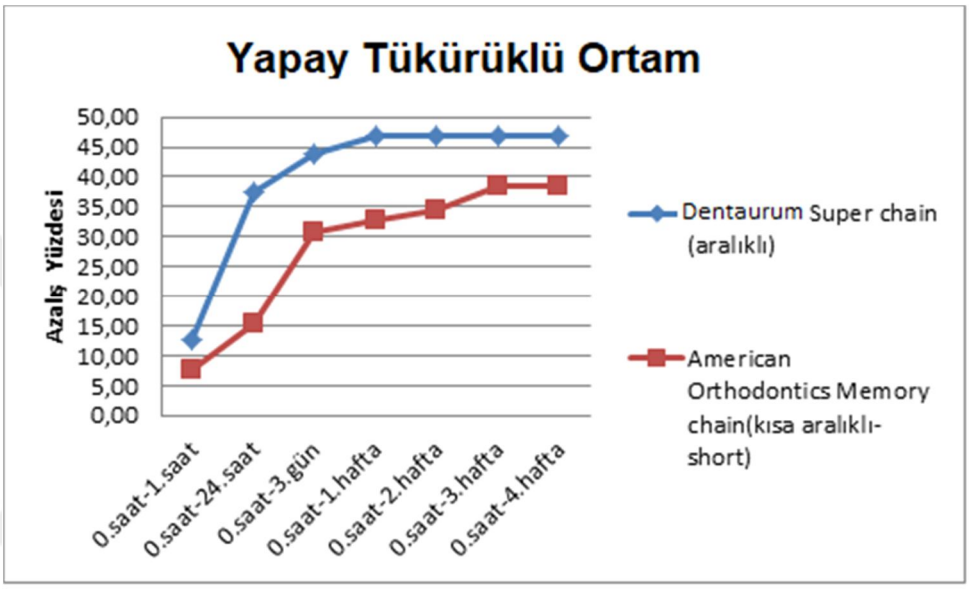


Şekil 3.25. Kuru ortamda aralıklı Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.31' de ve Şekil 3.25' te iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin kuru ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıklı süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. Şekilden ve grafikten de anlaşılacağı üzere her iki markada da kuvvet kaybı meydana gelmiştir ancak her zaman aralığında Dentaurum marka aralıklı süper zincir American Orthodontics kısa aralıklı memory zincirden daha fazla kuvvet kaybına uğramıştır. Çalışmanın sonunda her iki markanın rezidüel kuvvetleri arasındaki fark çok az bulunmuştur (10 gram).

Çizelge 3.32. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıklı)	320	280	200	180	170	170	170	170
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	240	220	180	175	170	160	160

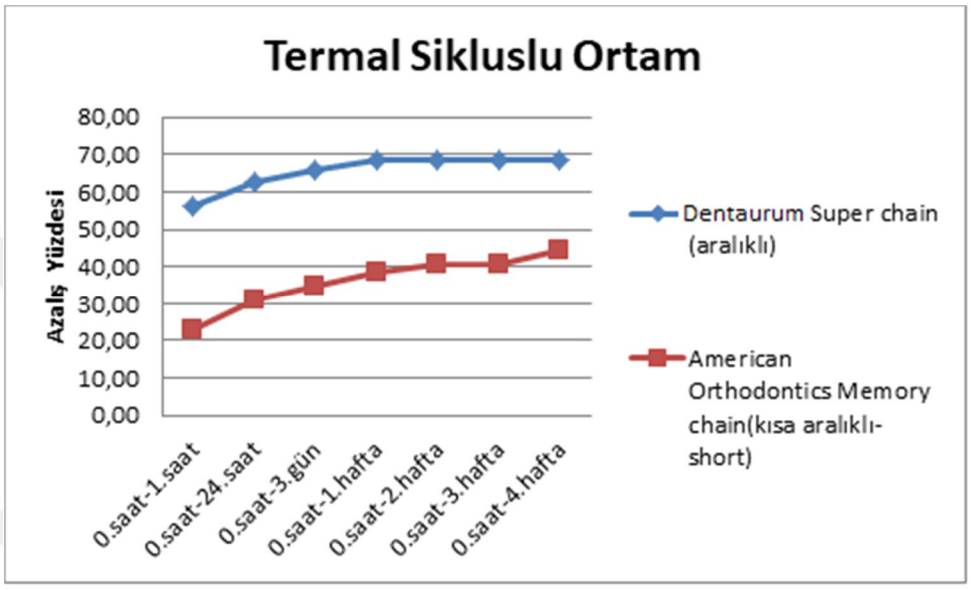


Şekil 3.26. Yapay tükürüklü ortamda aralıklı Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.32' de ve Şekil 3.26' da iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıklı süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. İki markanın maksimum kuvvet kaybı oranı farklı zamanlarda gerçekleşmiştir. Her iki marka da kuvvet kaybına uğramış ancak Dentaurum marka aralıklı süper zincir bütün zaman aralıklarında American Orthodontics marka kısa aralıklı memory zincirden daha fazla kuvvet kaybına uğramıştır. Çalışmanın sonunda her iki markanın rezidüel kuvvetleri arasında çok az bir fark saptanmıştır (10 gram).

Çizelge 3.33. Dentaurum-A.O. super-memory elastik zincirlerin uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Super chain (aralıklı)	320	140	120	110	100	100	100	100
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Memory chain(kısa aralıklı-short)	260	200	180	170	160	155	155	145

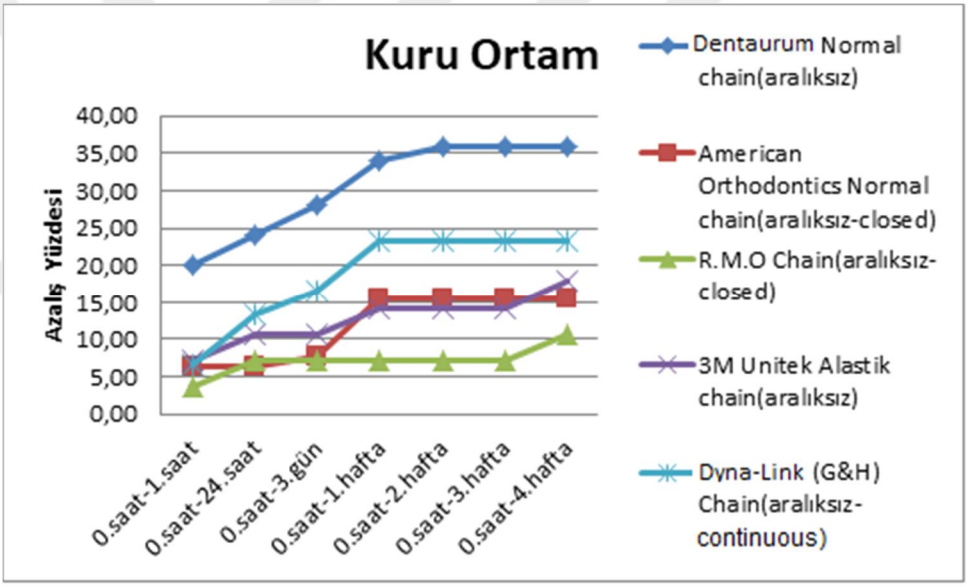


Şekil 3.27. Termal sikluslu ortamda aralıklı Dentaurum super chain ve American Orthodontics memory chain'in zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.33 ve Şekil 3.27' de iki farklı markanın aynı tip ve konfigürasyonuna sahip iki zincirinin termal sikluslu ortamdaki kuvvet kaybı yüzde grafiği izlenmektedir. Dentaurum marka aralıklı süper zincirin başlangıç kuvveti A.O. markaya göre daha fazladır. İki markanın maksimum kuvvet kaybı oranı 1. saatte gerçekleşmiştir. Her iki marka da kuvvet kaybına uğramış ancak Dentaurum marka aralıklı süper zincir bütün zaman aralıklarında American Orthodontics marka kısa aralıklı memory zincirden daha fazla kuvvet kaybına uğramıştır. Çalışmanın sonunda A.O. marka memory zincirin rezidüel kuvveti daha fazla bulunmuştur.

Çizelge 3.34. Aralıksız normal elastik zincirlerin kuru ortamda uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	400	380	360	330	320	320	320
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	300	300	295	270	270	270	270
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	270	260	260	260	260	260	250
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	260	250	250	240	240	240	230
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	280	260	250	230	230	230	230



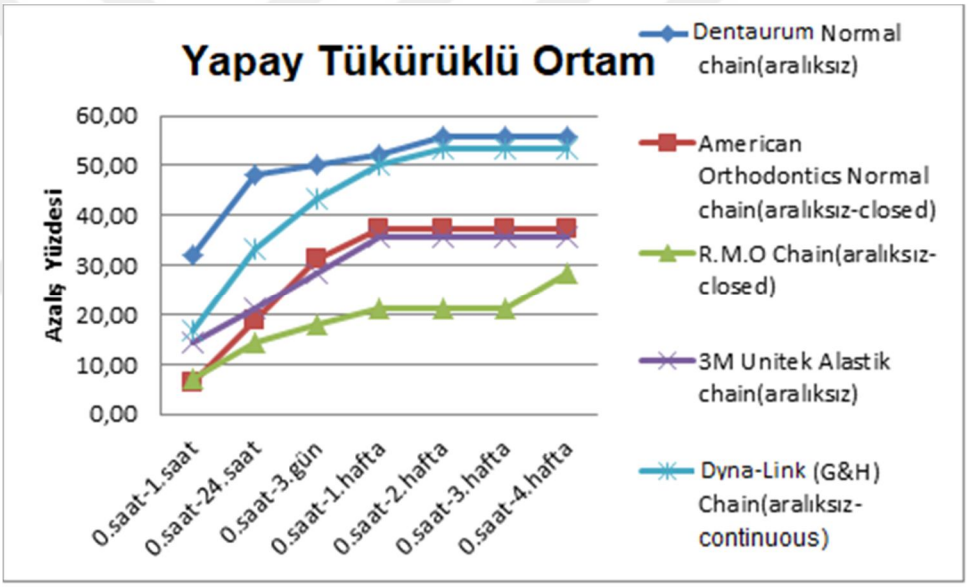
Şekil 3.28. Kuru ortamda aralıksız Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna - Link (G&H) chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.34 ve Şekil 3.28' de kuru ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. En fazla azalış yüzdesinin Dentaurum marka aralıksız normal zincirde izlendiği gözlenmektedir. Yaklaşık olarak bütün markaların kuvvet kaybı belli bir süreden sonra sabit hale gelmektedir. 3M Unitek ve R.M.O. marka elastik zincir bunun

dışındadır. En az kuvvet azalış yüzdesi R.M.O marka aralıksız normal zincirde gözlenmiştir. Bununla birlikte en yüksek başlangıç kuvveti de en yüksek rezidüel kuvvet de Dentaurum marka aralıksız normal zincire aittir.

Çizelge 3.35. Aralıksız normal elastik zincirlerin yapay tükürüklü ortamda uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	340	260	250	240	220	220	220
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	300	260	220	200	200	200	200
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	260	240	230	220	220	220	200
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	240	220	200	180	180	180	180
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	250	200	170	150	140	140	140



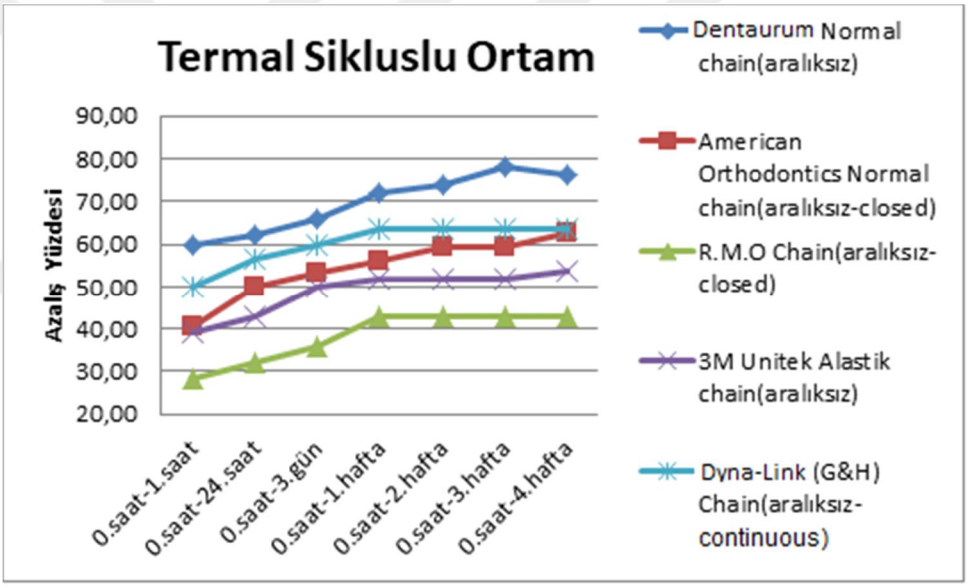
Şekil 3.29. Yapay tükürüklü ortamda aralıksız Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna-Link (G&H) chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.35' de ve Şekil 3.29' da yapay tükürüklü ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. En fazla azalış yüzdesinin Dentaurum marka aralıksız normal zincirde olduğu ancak Dyna-Link marka aralıksız normal zincirin de Dentaurum markaya yakın bir seyir izlediği gözlenmektedir. Yaklaşık olarak bütün markaların kuvvet kaybı belli bir

süreden sabit hale gelmektedir. R.M.O. marka elastik zincir bunun dışındadır. En az kuvvet azalış yüzdesi R.M.O marka aralıksız normal zincirde gözlenmiştir. Markalar arası karşılaştırmada en yüksek başlangıç kuvveti de en yüksek rezidüel kuvvet de Dentaurum markaya aittir.

Çizelge 3.36. Aralıksız normal elastik zincirlerin termal sikluslu ortamda uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız)	500	200	190	170	140	130	110	120
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıksız-closed)	320	190	160	150	140	130	130	120
R.M.O	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-closed)	280	200	190	180	160	160	160	160
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıksız)	280	170	160	140	135	135	135	130
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(aralıksız-continuous)	300	150	130	120	110	110	110	110



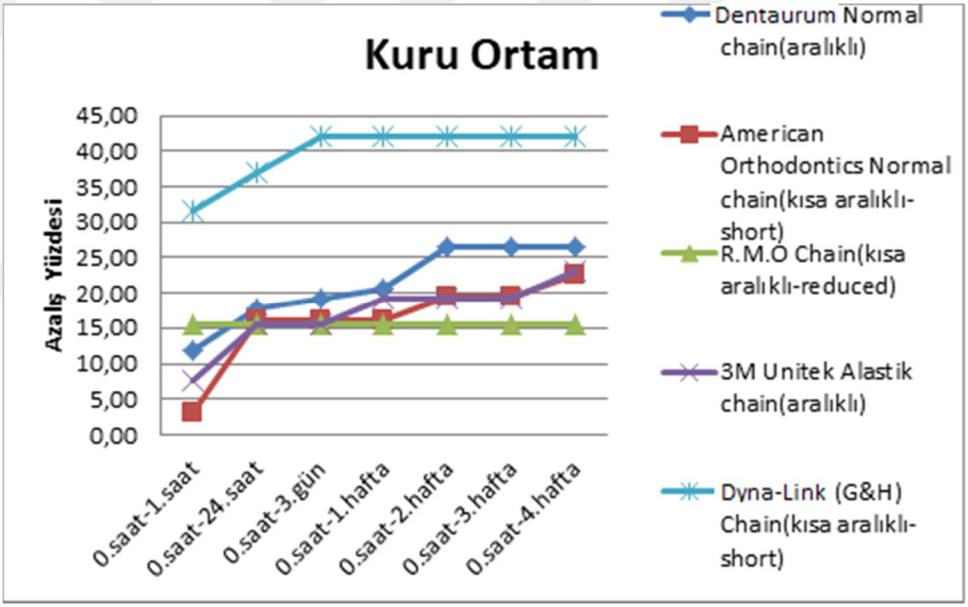
Şekil 3.30. Termal sikluslu ortamda aralıksız Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna-Link (G&H) chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.36 ve Şekil 3.30' da termal sikluslu ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. Markaların kuvvet azalış yüzdelerinin yaklaşık olarak birbirine yakın olduğu görülmekle birlikte en fazla kuvvet azalışının Dentaurum marka aralıksız normal zincirde olduğu izlenmektedir. Yaklaşık olarak bütün markaların kuvvet kaybı belli

bir süreden sabit hale gelmektedir. En az kuvvet azalış yüzdesi R.M.O marka aralıksız normal zincirde gözlenmiştir. Termal sikluslu ortamda yine en yüksek başlangıç kuvveti Dentaurum marka da olsa da en yüksek rezidüel kuvvet R.M.O. zincire aittir.

Çizelge 3.37. Aralıklı normal elastik zincirlerin kuru ortamda uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

KURU ORTAM								
DENTAURUM	0. saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıklı)	340	300	280	275	270	250	250	250
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	300	260	260	260	250	250	240
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
chain(kısa aralıklı-reduced)	260	220	220	220	220	220	220	220
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıklı)	260	240	220	220	210	210	210	200
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(kısa aralıklı-short)	380	260	240	220	220	220	220	220



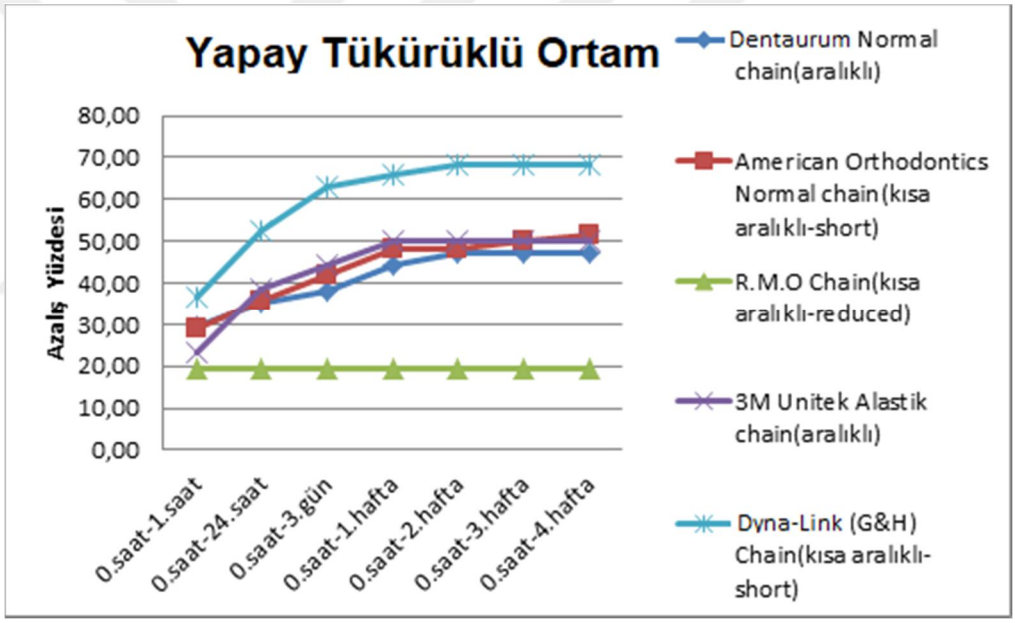
Şekil 3.31. Kuru ortamda aralıklı Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna-Link (G&H) chain'ın zamana göre kuvve azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.37 ve Şekil 3.31' de kuru ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. Dyna-Link marka kısa aralıklı normal zincirin tüm markalardan çok daha fazla kuvvet azalış yüzdesi gösterdiği şekilden izlenmektedir. Yaklaşık olarak bütün markalar birbirlerine yakın kuvvet kaybı seviyeleri göstermekle birlikte az bir farkla da olsa

R.M.O. marka zincir neredeyse sabit bir eğri izleyerek daha az kuvvet kaybı yüzdesi göstermektedir. Markalar arası karşılaştırmada en yüksek başlangıç kuvveti de en yüksek rezidüel kuvvet de Dentaurum markaya aittir.

Çizelge 3.38. Aralıklı normal elastik zincirlerin yapay tükürüklü ortamda uyguladıkları kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

YAPAY TÜKÜRÜKLÜ ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıklı)	340	240	220	210	190	180	180	180
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	220	200	180	160	160	155	150
R.M.O.	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
chain(kısa aralıklı-reduced)	260	210	210	210	210	210	210	210
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıklı)	260	200	160	145	130	130	130	130
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(kısa aralıklı-short)	380	240	180	140	130	120	120	120



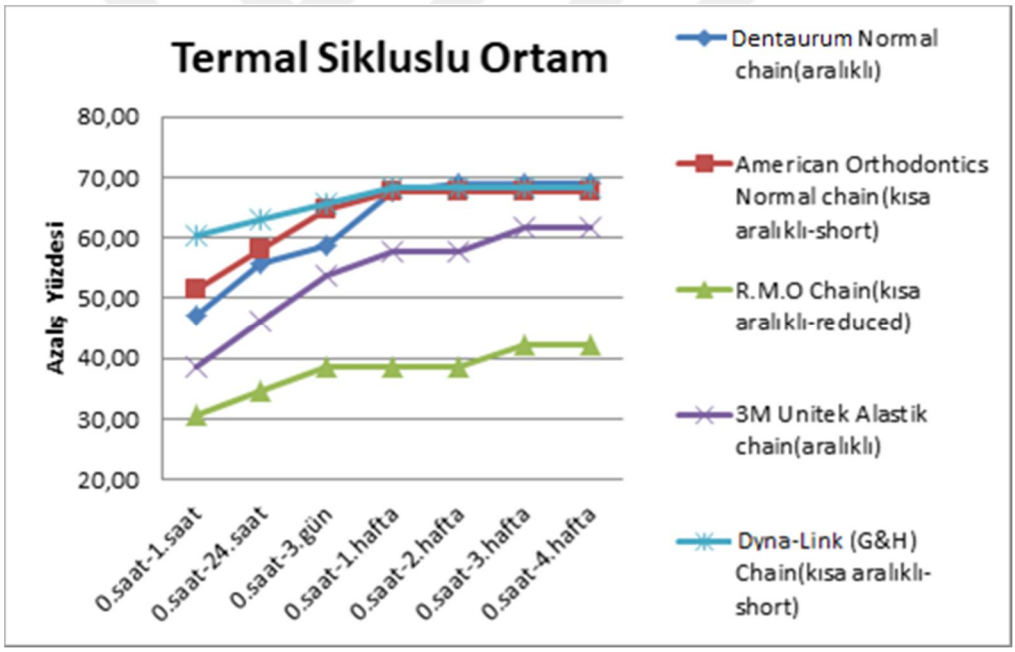
Şekil 3.32. Yapay tükürüklü ortamda aralıklı Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna-Link (G&H) chain'ın zamana göre kuvvet azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.38 ve Şekil 3.32' de yapay tükürüklü ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. Dyna-Link marka kısa aralıklı normal zincirin diğer markalardan daha fazla kuvvet azalış yüzdesi gösterdiği şekilden izlenmektedir. Dyna-Link marka zincir ile R.M.O. marka zincir hariç diğer zincirler birbirlerine yakın kuvvet kaybı yüzdesi

göstermektedir. R.M.O. marka kısa aralıklı zincir en az kuvvet azalış yüzdesi göstermekle birlikte kuvvet kaybı yüzdesi çalışma süresince boyunca neredeyse sabit kalmıştır. Yapay tükürüklü ortamda en yüksek başlangıç kuvveti Dentaurum marka da gözükmekle birlikte en yüksek rezidüel kuvvet R.M.O. zincire aittir.

Çizelge 3.39. Aralıklı normal elastik zincirlerin termal sikluslu ortamda uyguladığı kuvvetlerin zamana bağlı değişimi (gram)

TERMAL SİKLUSLU ORTAM								
DENTAURUM	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(aralıklı)	340	180	150	140	110	105	105	105
AMERICAN ORTHODONTICS	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Normal chain(kısa aralıklı-short)	310	150	130	110	100	100	100	100
R.M.O	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
chain(kısa aralıklı-reduced)	260	180	170	160	160	160	150	150
3M UNITEK	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Alastik chain(aralıklı)	260	160	140	120	110	110	100	100
DYNA-LINK(G&H)	0.saat	1.saat	24.saat	3.gün	1.hafta	2.hafta	3.hafta	4.hafta
Chain(kısa aralıklı-short)	380	150	140	130	120	120	120	120



Şekil 3.33. Termal sikluslu ortamda aralıklı Dentaurum normal chain, American Orthodontics normal chain, R.M.O. chain, 3M Unitek alastik chain ve Dyna-Link (G&H) chain'ın zamana göre azalış yüzdesi grafiği

Çizelge 3.39' da ve Şekil 3.33' de termal sikluslu ortamda farklı markaların aynı tip ve konfigürasyona sahip zincirlerinin kuvvet azalış yüzdeleri izlenmektedir. En yüksek kuvvet kaybı yüzdesi Dyna-Link marka zincirde gözlenmekle birlikte 1.

haftadan sonra Dentaurum ve American Orthodontics markaları da Dyna-Link markasına benzer kuvvet kaybı yüzdesi göstermişlerdir. 3M Unitek marka zincir bu üç markadan daha az kuvvet kaybı göstermekle birlikte en az kuvvet kaybı yüzdesi R.M.O. marka kısa aralıklı zincirde gözlenmiştir. Bunlara ek olarak; en yüksek başlangıç kuvveti Dentaurum marka da gözükmekle birlikte en yüksek rezidüel kuvvet R.M.O. zincire aittir.

4. TARTIŞMA

Ortodontik tedavinin en önemli kaygılarından biri anomaliyi tedavi ederek fonksiyonel ve estetik sonuçlar sağlamaktır. Sabit ortodontik tedavi esnasında dişler üzerine yapıştırılan braketlere ek olarak daha kabul edilebilir sonuçlar elde edebilmek için yardımcı elemanlardan da yararlanılması gerekmektedir. Bu yardımcı elemanlar arasında yer alan, ortodonti tedavi rutininde sıkça kullanılan malzemeler elastomerler ve elastomerik zincirlerdir (Wong 1976, Young ve Sandrik 1979).

Elastomerik zincirler, kapayıcı yaylara benzer şekilde, önemli ölçüde bir deformasyona uğradıktan sonra bile orijinal boyutlarına hızlı bir şekilde dönme kabiliyetine sahip olan malzemelerdir. Yapısal olarak polimerler olarak sınıflandırılırlar, diğer bir deyişle basit kimyasal yapıya sahip bir zincirin tekrarı sonucu elde edilen malzemelerdir. Termoplastik olarak üretilmeye başladıklarından beri farklı şekillerde de üretilmeleri mümkün olmuştur (Billmeyer 1984).

Elastomerik zincirler genel olarak dişlerin hareket ettirilmesinde, rotasyonların düzeltilmesinde, orta hattın düzeltilmesinde, boşlukların kapatılmasında, kanin dişlerin distalizasyonunda ve arkın daraltılması gerektiğinde yaygın olarak kullanılırlar (Andreasen ve Bishara 1971, De Genova ve ark 1985, Baty ve ark 1994). Başlıca avantajları; kullanımları kolaydır, hasta işbirliğine gerek duymazlar, rahat, hijyenik ve ekonomiktirler (Eliades ve ark 2005).

Bununla birlikte bu materyallerin uyguladığı kuvvetler stabil değildir ve elastomerik zincire eklenen boyaya, elastik zincirin konfigürasyonuna (açık-kapalı oluşu), ön gerdirme etkisine, zincirin gerdirilme hızına ve gerdirilme sırasında uygulanan kuvvetin büyüklüğüne, ağız ortamına ve bu ortamdaki tükürük, enzim ve pH değişikliklerine, havaya, suya, ozona, oksidanlara, ağıza alınan gıdalara, ağız hijyenine, çiğnemeye ve diş fırçalamanın fiziksel etkisine bağlı olarak zamanla azalır (Young ve Sandrik 1974, Kovatch ve ark 1976, Ferriter ve ark 1990, Jeffries ve Von Fraunhofer 1991, Matta ve ark 1997, Matta ve ark 1998, Nattrass ve ark 1998, Teixeira ve ark 2008).

Ortodonti rutininde sıkça kullandığımız sentetik elastomerler; poliüretan esaslı olup, doğal kauçuk kökenli olanlara kıyasla daha üstün fizikokimyasal özelliklere sahip polimerlerdir. Poliüretan elastomerlerin türevleri, polimerizasyona

neden olan kimyasal reaksiyon sonrasında şekilsiz bir kütle halinde bulunur ve bu elastomerler arasında bulunan polimerik zincirler nispeten zayıf çekim kuvveti gösterirler. Bu nedenle daha sonra gerçekleştirilen vulkanizasyon işlemi, kovalent çapraz bağlanma yoluyla zincirler arasındaki yan bağları iyileştirerek mekanik özellikleri artırmak için kullanılır. Böylece, esnek ve dayanıksız olan elastik zincirler organik çözücülere, ısı, ışık ve doğal yaşlanmayla bozulmaya karşı daha dayanıklı dirençli bir malzemeye dönüştürülerek üç boyutlu yapılar oluşturulur (Morton 1995).

Bu nedenle, elastomerin kalitesi üretim sürecine bağlıdır; bu da piyasada bulunan elastomerik zincirlerin kalitesini ve fiziksel özellik davranışını doğrulamak için periyodik araştırmaların yapılmasını zorunlu kılmaktadır (Weissheimer ve ark 2009).

Elastomerik zincirler klinik ortodonti pratiğinde uzun yıllardır kulanılmakta ve tedavinin başarısını etkileyen yardımcı bir eleman olarak yer almaktadır. Rutin ortodonti uygulamalarında bu denli sık kullanılmasına karşın farklı ortamlarda bu kadar fazla çeşitte elastik zincirin test edildiği ve kuvvet kayıplarının karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmalar genel olarak açık ve kapalı zincirler ile konvansiyonel ve memory zincirleri karşılaştırmışlardır. Ayrıca elastik zincirlerin rutin kullanımını ve kimyasal özelliklerini göz önünde bulunduracak olursak bu zincirlerin su emilimlerinin ve bu durumun kuvvet kaybı üzerine etkisinin değerlendirilmesi gerekmektedir. Tüm bu durumlar değerlendirildiğinde çalışmamızda pek çok farklı markaya, bu markaların farklı konfigürasyondaki elastik zincirlerine ve bu zincirlerin farklı ortamlardaki kuvvet kaybı paternlerine bakılarak, kuvvet kaybı üzerinde su emilimlerinin de bir etkisinin olup olmadığı araştırılmak istenmiştir.

4.1. Elastomerik Zincirlerin Seçim Kriterleri

Elastik malzemelerin üretildiği fabrika, kuvvet kaybı paterninde önemli bir etkiye sahiptir. Üreticilerin piyasaya sürdüğü zincirlerin bileşimi ve özellikleri genellikle birbirine benzer ya da hemen hemen aynıdır, ancak bilimsel çalışmalar bazı ufak değişikliklerin bile çok önemli olduğunu göstermektedir. Bu nedenle çalışmamıza ülkemizde yer alan ve ortodonti pratiğinde malzemelerinden sıkça

yararlandığımız Dentaurum, American Orthodontics, R.M.O., 3M Unitek ve Dyna-Link markalarının farklı özellikteki elastomerik zincirleri dahil edilmiştir.

Çalışma grublarını oluşturan elastomerik zincirler seçilirken klinik rutininde sıklıkla kullandığımız zincirler olmasına ve firmaların Türkiye' de bulunan firmalardan olmasına dikkat edilmiştir. Klinik rutininde kullanmadığımız ya da malzeme satın alınırken iletişim ve ulaşım zorluğu yaşanacak firmalardan elastik zincir sipariş edilmemesine özen gösterilmiştir.

Açık zincirler ile kapalı zincirler arasında kuvvet kaybı miktarı ve hızı bakımından farklılıklar tespit edildiğinden (Halimi ve ark 2013, Eliades ve ark 2003, Eliades ve ark 2004) çalışmamıza yukarıda yer alan markaların açık ve kapalı zincirleri dahil edilmiştir.

Ayrıca geleneksel ve memory tipi elastomerik zincirlerin kuvvet kaybı karakteri önemli ölçüde farklılıklar gösterdiğinden (Mirhashemi 2012) çalışmaya eğer varsa aynı markaların memory zincirleri de dahil edilmiştir.

4.2. Yöntemin Tartışılması

Mikrobiyal flora ve enzim düzeyleri ile diyet faktörlerine ve farklı fonksiyonel kuvvetlere maruz kalma gibi faktörler, spesifik materyal özelliklerinin değerlendirilmesi açısından stabilizasyonu daha az olan bir ortam oluşmasına sebebiyet verir. Bazal karşılaştırmalarda, ağız ortamında test edilen materyallerin davranışlarının laboratuvar sonuçlarına göre farklı olabileceğini göz önünde bulundurularak, farklı ürünleri sabit bir ortamda karşılaştırmak daha uygun görünmektedir (Buchmann ve ark 2012). In vitro veya in vivo ortamların kullanımı ile ilgili devam eden tartışmalara rağmen, in vitro ortam materyallerin karakterlerini daha iyi anlama konusunda birçok avantaja sahiptir. Oral kavite standardize edilmesi çok zor bir ortamdır. Bu nedenle çalışmamız in vitro bir ortamda yürütülmüştür.

Ortodontik elastiklerin zamanla uyguladıkları kuvvetin azalması üzerine yapılan çalışmalar, sonuçları karşılaştırmayı zorlaştıran değişkenler içermektedir (Young ve Sandrik 1979).

Bu değişkenler, elastiklerin markası (Josell ve ark 1997, Araújo ve Ursi 2006, Balhoff ve ark 2011, Buchmann ve ark 2012), boyutu (Josell ve ark 1997) ve rengi

(Baty ve ark 1997, Martins ve ark 2006, Lu ve ark 1993), in vivo ortam veya in vitro ortam gibi elastik zincirlerin test edildiği ortamlar, elastomerin distile su içerisinde oluşu veya kuru bir ortamda bulunması (Brantley ve ark 1979, Wong 1979, Baty ve ark 1997, Araújo ve Ursi 2006, Halimi ve ark 2013), ön gerdirme miktarı ve metodudur (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976, Young ve Sandrik 1979, Kim ve ark 2005).

Killiany ve Duplessis (1985), kuvvet kaybının kullanılan markaya bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda ortodonti rutininde ülkemizde de sıklıkla kullanılan beş farklı markanın farklı tip ve konfigürasyondaki elastik zincirleri tercih edilmiştir. Bu markalar Dentaurum, American Orthodontics, R.M.O., 3M Unitek ve Dyna-Link' tir.

Elastomerik zincirlerin açık ya da kapalı olmasının elastomerik davranış üzerinde önemli bir etkisi bulunmaktadır (De Genova 1985). Bu çalışmada da bütün markalara ait zincirlerin açık ve kapalı tipleri kullanılmıştır. Dentaurum ve American Orthodontics marka zincirlerin ise konvansiyonel tiplerine ek olarak memory tipleri de kullanılmıştır. Çünkü sadece bu firmalara ait elastomerik zincirlerin hem konvansiyonel hem de memory tip zinciri bulunmaktadır. Tüm elastik zincirlerin toplamda on dört farklı örneği üç farklı ortamda eş zamanlı olarak incelenmiştir.

Kochenborger ve ark (2011) elastiğin gevşemesine bağlı olarak meydana gelen kuvvet azalmasının, zamanla ortaya çıkma eğiliminde olduğunu göstermişlerdir. Yapılan diğer araştırmalar sonucunda elastomerik zincirlerin en geç 3 veya 4 haftada bir değiştirilmesi sonucuna varılmış ve bu materyallerin 28 gün boyunca davranışları değerlendirilmiştir (Josell ve ark 1997, Taloumis ve ark 1997, Araujo ve Ursi 2006). Bu bilgilere dayanarak çalışmamızın dört hafta sürmesi kararlaştırılmıştır.

Mirhashemi ve ark (2012) yaptığı başka bir çalışmada, her gruptaki örneklere 0. saat, 1., 8., 24. ve 72. saatte ve 1., 2. ve 4. haftalarda ölçüm yapıldığından ötürü yaptığımız çalışmada da yaklaşık olarak bu ölçüm zamanlarıyla paralel gidilmeye çalışılmış ve ölçümlerimiz 0. saat, 1. saat, 24. saat, 72. saat, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. haftada yapılmıştır.

Mirhashemi ve ark (2012) aynı çalışmada elastik zincirin boyunu iki katına çıkartmış ve oluşan başlangıç kuvvetinin biyolojik yan etkilere neden olabilecek kadar yüksek olduğu ve % 100 gerdirmenin tüm elastik markalar için uygun bir uzama olmayacağı sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda elastik zincirlerin boyu iki katına çıkartılmak istenmiştir çünkü çalışmamız in vitro bir çalışmadır ve amacımız kuvvet kaybı oranını ve hızını kesin bir şekilde tespit edebilmektir. Ancak pek çok farklı firmaya ait elastik zincir boylarının iki katına çıkartılıp çivilere gerdirilmek istendiğinde zincirler kopmuş ve uygun olmayan kuvvet uygulanması elastik limitin aşılmasına ve zincirin deformasyonuna neden olduğundan çalışmada elastik zincirler orijinal boyutlarının % 75' i oranında uzatılarak düzenekler hazırlanmıştır.

Elastik malzemelerin mekanik özelliklerini su, sıvı, tükrük, gıda ve sıcaklık gibi çevresel faktörler değiştirir (Kardach ve ark 2017). Elastomerik zincirlerde çevresel değişikliklere göre kuvvet kaybı oranlarının farklılık gösterdiği bilinmektedir (Rock ve ark 1985, De Genova ve ark 1985, Chau ve ark 1993). Çalışmamızda bu unsur esas alınarak farklı çevresel ortamlarda (kuru ortam, yapay tükürüklü ortam ve termal sikluslu ortam) düzenekler hazırlanmıştır.

Elastomerik zincirler ile yapılan farklı çalışmalarda gözlenen kuvvet kaybı, kuru koşullar ve nemli koşullar göz önünde bulundurularak test edildiğinde nemli ortamlarda önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur (Bishara ve Andreasen 1970, Ash ve Nikolai 1978, De Genova ve ark 1985). Çalışmamızda iki farklı ortamdaki kuvvet kaybı paternini karşılaştırabilmek için iki farklı düzenek hazırlanmıştır.

Elastomerlerin suya ya da tükürüğe maruz kalması, su absorpsiyonundan ötürü moleküller-arası kuvveti zayıflatmakta ve sonuç olarak, su molekülleri ile polimer makromolekülleri arasında hidrojen bağlarının oluşumunu engellemektedir (Almeida ve ark 1991, Matta ve Chevitarese 1997). Çalışmamızda bu durumu esas alarak yapay tükürüklü ortamda elastik zincirlerin kuvvet kaybı özellikleri incelenmiştir. Akrilik bloklar üzerindeki çivilere gerdirilen elastik zincirler önceden hazırlanan yapay tükürüklü solüsyon içine gömülmüş ve belirlenen periyodlarda ölçümleri yapılarak tekrar solüsyonun içerisine yerleştirilmişlerdir. Çalışmadaki amacımız; ağız sıcaklığında bir ortam sağlamak olduğundan yapay tükürüklü solüsyonu etüv içerisinde bekletmenin daha doğru sonuçlar elde etmek açısından

uygun olduğu düşünülmüş ve örnekler çalışma periyodu boyunca etüv içerisinde 37℃' de bekletilmiştir.

İn vitro çalışmaların kısıtlamalarından biri de, farklı yiyecek ve içeceklerin ağıza alınması sonucu meydana gelen ağız içi sıcaklık farklarındaki dalgalanmaların gözlemlenmesinin çok zor oluşudur. Yüksek sıcaklıklar, kuvvet kaybında ağırlaştırıcı bir faktör olarak düşünülmüştür, çünkü elastomerik zincirler gerilme direncini aşan kuvvetler ya da ortam olduğunda orijinal özelliklerini geri kazanma yeteneklerini kaybederler (Kochenborger ve ark 2011). Eliades ve ark (2004) ortamdaki sıcaklık etkisinin elastomerik zincirlerin kuvvet kaybı paterninde oldukça önemli olduğunu vurgulamışlardır. Eliades ve arkadaşlarına (2004) göre sıcaklık arttıkça elastomerik zincirin stres kaynaklı kuvvet azalması daha belirgin hale gelmektedir. Bu durumun akışkanlık spektrumun sonundaki katı kıvamlı sıvılardaki hareketle ilişkilendirilebileceği belirtilmiştir.

Çalışmamızda hem daha önce sıcaklık üzerine yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak hem de yaptığımız çalışma sonucunda klinik kullanıma daha uygun veriler elde etmek açısından sıcaklık değişimlerinin kuvvet kaybı üzerindeki etkisini incelemek amacıyla termal sikluslu düzenek oluşturulmuştur. Oluşturulan bu düzenekte elastik zincirler gerdirildikleri bloklar üzerinde termal siklus cihazına belirli aralıklarla daldırılıp çıkartılmışlardır. Cihazın çalışma döngüsü de gözönüne alınarak akşamları cihazın durdurulması koşuluyla bir aylık sürede total olarak 10.000 tur (Demirtaş ve ark 2015) yaptırılmıştır. Termal siklus cihazının kullanımı standardizayonu sağlamada önemli dezavantajlar oluşturabilir. Bununla birlikte, termal siklus tur sayısı ve sıcaklığı daha önceden ayarlanmış standardize bir ortamda değerlendirildiğinden, tüm zincirlerin aynı zaman periyodunda kuvvet kayıplarının değerlendirilebilmesinden dolayı, stres indüksiyonundaki farklılıklar önemsiz olarak değerlendirilmiştir.

Ön gerdirme işlemi, manipülatif bir faktördür ve zincirlerin başlangıç kuvvet seviyesinde belirleyici bir etkiye sahip olduğu kanıtlanmıştır (Dittmer ve ark 2010). Ortodontik tedavi esnasında elastomerik zincirlerin kuvvet uygulayabilmeleri için gerdilmeleri gerekmektedir. Bir zincirin uzatılması, onun içindeki moleküler polimer yapısının da gerilmesine neden olur. Bu işlem ilk olarak elastik zincirin

dayanıklılığını artırır ve ortodontik tedavi için gerekli gücü üretmesini sağlamış olur (Wong 1976).

Elastomerik zincirin uzatılması dişin hareketi için gerekli kuvvetin üretilmesini sağlar çünkü elastomerik zincir ilk biçim ve boyutuna dönmek ister ve bu sayede dişi hareket ettirecek kuvvet ortaya çıkar. Kalıcı deformasyona ve aşırı genişlemeye neden olabileceği için bu işlem yapılırken elastik ve plastik deformasyon sınırlarının aşılmaması çok önemlidir çünkü gereğinden fazla kuvvet uygulanması materyalin kopmasına sebebiyet verebilmektedir. Bununla birlikte, pratikte, braketler arası mesafenin uzun olmasından dolayı ve elastomerik zincirin yırtılma ihtimalinden ötürü ön gerdirme işlemi pek fazla yapılmamaktadır. Ancak Fattahi ve ark (2011), ön gerdirme işleminin sentetik elastomerik zincirlerin kuvvet kaybı etkisi üzerine yaptıkları çalışmada, ön gerdirme işlem (% 200) grubunun kontrol grubuna göre, daha az kuvvet kaybına uğradığı sonucuna varmıştır. Huget ve ark (1990), ilk uzunluklarının % 50'sine kadar uzatılan elastomerik zincirlerin daha gergin (% 100 ve % 200) olan elastomerik zincirlere göre daha az kuvvet kaybettiğini bildirmiştir. Bu sonuca dayalı olarak çalışmamızın başlangıcında tüm numuneler ön gerdirme (% 50) işlemine tabi tutulmuştur.

Elastik malzemelerdeki pigmentasyon etkisini ortadan kaldırmak için daha önce yapılan bir çalışmada renksiz zincirler seçilmiştir (Lew 1990, Lu ve ark 1993) Baty ve ark (1994) yaptığı bir çalışmada ise malzemenin renkli olmasının kuvvet kaybı üzerindeki olası etkilerini önlemek için yalnızca tek renk (gri) elastik zincir seçilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda standardizasyonu korumak amacıyla tek renk (şeffaf) elastik zincirler kullanılmıştır.

Kardach ve ark (2017) yaptıkları bir çalışmada ortodontik elastik zincirleri, üretici firmadan teslim aldıktan sonra 2 hafta içinde çalışmaya dahil etmiş ve çalışmadan önce U.V. radyasyonundan ve aşırı nemden kaçınmak için oda sıcaklığında bir dolapta saklamışlardır. Masoud ve ark (2014) çalışmalarında en geç 2 ay önce sipariş edilen elastomerik zincirlerden yaralanmışlardır. Çalışmamızda bu duruma dikkat edilerek üretiminin üzerinden en fazla 2 ay geçmiş elastik zincirler seçilmiş, firmaların siparişleri yollamasını takiben çalışmaya 1 hafta içinde başlanmış ve elastik zincirler çalışmaya başlanılmadığı bir hafta süresince kapalı bir kutuda oda sıcaklığında saklanmıştır.

4.3. Bulguların Tartışılması

Literatürde bildirilen sonuçlara göre, sentetik ortodontik elastik zincirlerin kuvvet kaybı, üretiminde kullanılan elastomerik malzemeden kaynaklanmaktadır (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976, Lu ve ark 1993, Baty ve ark 1994, Kersey ve ark 2003, Kim ve ark 2005).

Yapılan çalışmalar, elastomerik zincirlerin uzun bir süre boyunca sabit bir kuvvet üretemediğini göstermiştir (Wong 1976, De Genova ve ark 1985, Baty ve ark 1994). Çalışmamızda elde edilen bilgiler de daha önce yapılan çalışma bulgularıyla uyumluluk göstermektedir. Ortam, elastomerik zincir markası, tipi ve konfigürasyonunda fark gözetmeksizin tüm zincirler zamana bağlı olarak farklı miktarlarda kuvvet azalması sergilemişlerdir.

de Aguiar ve ark (2014) yapmış oldukları çalışmada elastomerik zincirlerin hızlı bir başlangıç kuvvet kaybına uğradığını ve bu durumun da litaratürdeki diğer çalışmalarla da desteklendiğini rapor etmişlerdir (De Genova ve ark 1985, Taloumis ve ark 1997, Kim ve ark 2005, Halimi ve ark 2012, Halimi ve ark 2013). Yapılan çalışmalarda elastik zincirlerin maksimum kuvvet kaybından bahsedilirken ortam farkı gözetilmediğinden kuvvet kaybı çalışmanın yapıldığı ortam için yorumlanmış ve maksimum kuvvet azalışında farklı bir paterne sahip elastomerik zincir markası ve konfigürasyonu da varsa gözlenememiştir. Ancak yaptığımız çalışmada ortamlardaki farklılıklara ve elastik zincirlerdeki markalara bağlı olarak maksimum kuvvet kaybının farklı zamanlarda ve farklı oranlarda gerçekleştiği görülmüştür.

Elastomerik zincirlerle ilgili yapılan çalışmalarda gerilme süresi boyunca kuvvet kaybı değerlendirilmiş ve en büyük kuvvet kaybının çalışmanın ilk saatinde gerçekleştiği gösterilmiştir (Bishara ve Andreasen 1970, De Genova ve ark 1985, Huget ve ark 1990, Baty ve ark 1994, Taloumis ve ark 1997, Araujo ve Ursi 2006, Martins ve ark 2006). Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular genel anlamda bu bilgiyi destekler nitelikte olmuştur. Birkaç firmaya ait elastik zincir hariç genel olarak kuvvet azalışı ortamdan bağımsız olarak 1. saatte gerçekleşmiştir.

Josell ve ark (1997) yaptıkları çalışma sonuçlarına göre tüm ürünlerde ve tüm firmalar için, kuvvet kaybının en hızlı oranı ilk günde, genellikle ilk saat içinde

gerçekleşmiş ve bu sonuç başka çalışmalarla da desteklenmiştir (Hershey ve Reynolds 1975, Wong 1976, Ash ve Nikolai 1978, Von Fraunhofer ve ark 1992).

Santos ve ark (2007) ilk 24 saat boyunca yüksek bir kuvvet kaybı oluştuğunu ve bu kuvvet kaybının çalışma süresi boyunca devam ettiği görüşünü desteklemişlerdir. Josell ve ark (1997) ve Santos ve ark (2007) yaptıkları çalışmalardan elde edilen bulgular bizim bulgularımızla daha fazla benzerlik göstermektedir. Sonuçlarımıza göre Dentaurum marka kısa aralıklı süper zincirin yapay tükürüklü ortamdaki maksimum kuvvet kaybı 24. saatte, American Orthodontics firmasının kısa aralıklı normal zincirinin kuru ortamdaki maksimum kuvvet azalışı 24. saatte, yine A.O. markanın kısa aralıklı memory zincirinin yapay tükürüklü ortamda maksimum kuvvet azalması 3. günde, aralıksız normal zincirinin maksimum kuvvet azalması 24. saatte, R.M.O. marka aralıksız zincirin kuru ortamdaki maksimum kuvvet kaybı 24. saatte, yine aynı markanın aralıksız zincirinin yapay tükürüklü ortamdaki maksimum kuvvet azalışı 24. saatte gerçekleşmiştir.

Josell ve ark (1997) birkaç farklı üreticinin zincirlerini incelemişler ve tüm zincirlerin fiziksel özelliklerinin büyük kısmını ilk gün veya ilk kullanımda en hızlı şekilde kaybettiğini ve bu paternin 2 - 4 gün boyunca devam ettiğini söylemişlerdir. Çalışmamızda bu durum göz önünde bulundurularak 3. günde de bir ölçüm yapılmış ve tüm markalara ait elastomerik zincirlerin bütün ortamlarda hala kuvvet kaybının devam ettiği görülmüştür.

Literatürde kuvvet kaybının çok büyük bir kısmının ilk 24 saat içinde gerçekleştiği fakat bundan sonraki çalışma periyodunda 3. haftaya kadar elastik zincirler tarafından uygulanan kuvvet değerlerinin sabit bir şekilde devam ettiği rapor edilmiştir (Andreasen ve Bishara 1970, Wong 1976, Billmeyer 1984, De Genova ve ark 1985, Rock ve ark 1985). Ancak çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar bu bulguyu desteklememektedir. Çalışma sonuçlarımıza göre markaların çoğunluğu için maksimum kuvvet azalması ilk 24 saatte gerçekleşmiş ancak bundan sonra da elastomerik zincirlerin uyguladığı kuvvette 3. haftaya kadar azalma meydana gelmeye devam etmiştir.

Weissheimer ve ark (2013) ilk 24 saatten itibaren, elastikler zincirlerin uyguladıkları kuvvetin azalmaya devam ettiğini, ancak bundan sonra 3. haftaya

kadar kuvet kaybının çok yavaş gerçekleştiğini ve çalışma sonuna kadar neredeyse sabit kaldığını belirtmişlerdir. Azalış gösteren markalarda ise en fazla % 2-3' lük önemsenmeyecek küçük bir azalma yaşandığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular yaklaşık olarak 2. ve 3. haftaya kadar elastik zincirlerin uyguladığı kuvvette azalma meydana geldiğini ancak bundan sonraki süreçte kuvvetin çoğu marka için sabit kaldığını göstermektedir.

Daha uzun süre yapılan çalışmalar 3 haftalık çalışma süresinden sonra kuvvet seviyelerinde sadece hafif bir düşüş olduğunu göstermiştir (Bishara ve Andreasen 1970, Hershey ve Reynolds 1975, Lu ve Wang 1988, Baty ve ark 1994) ve literatürdeki elastomerik zincirlerle ilgili yapılmış en uzun çalışma süresi 100 gündür (Williams ve ark 1990). Josell ve ark (1997) yaptıkları çalışmada 2. ila 4. günlerden sonra, elastik zincirlerdeki kuvvet kayıp oranının, araştırılan süre boyunca neredeyse sabit kaldığı ancak bazı zincirlerde kuvvet kaybının aynı gün boyunca veya bazı zincirlerde 28 gün boyunca devam ettiği, bununla birlikte, kuvvet kaybı oranının, farklı marka ürünler için önemli derecede farklılık gösterdiği rapor etmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre elastik zincirlerdeki kuvvet kaybı oranının en erken 24. saatten sonra A.O. markasına ait kısa aralıklı memory zincirde kuru ortamda, R.M.O. marka kısa aralıklı zincirde kuru ve yapay tükürüklü ortamda sabit kaldığı tespit edilmiştir. Çalışma sonuçlarımız 3 haftalık süreçten sonra çoğu marka için kuvvet azalış yüzdesinin sabit kaldığını yani elastomerik zincirin uyguladığı kuvvetin 3. ve 4. haftalarda benzer olduğunu göstermiştir. Ancak A.O. marka kısa aralıklı normal zincir, R.M.O. marka aralıksız zincir, 3M Unitek marka aralıksız ve kısa aralıklı zincirler kuru ortamda, A.O marka kısa aralıklı normal zincir, R.M.O. marka aralıksız zincir yapay tükürüklü ortamda, Dentaurum marka aralıksız süper zincir, A.O. marka aralıksız normal zincir ve kısa aralıklı memory zincir, 3M Unitek marka aralıksız zincir de termal sikluslu ortamda 3. haftadan sonra kuvvet kaybetmeye devam etmişlerdir. Bu kuvvet azalışının yüzdesi ortalama olarak % 1 ile % 7 arasında değişmiştir. Sonuçlardan da anlaşılacağı üzere sonuçlar marka ve ortama göre değişkenlik göstermektedir. Genelde, kuvvet kaybı, açık ve kapalı zincirlerde; zincirler aynı şirket tarafından tedarik edildiğinde bile farklı olmaktadır.

Bousquet ve ark (2006), elastomerik zincirlerin en büyük kuvvet kaybının ilk saatte gerçekleştiği görüşünü desteklediklerini ancak bu kuvvet kaybının daha önceki

çalışmalarda meydana gelen yüzdelerden daha az olduğunu ifade etmektedirler. Bousquet ve ark (2006) yaptıkları çalışmada diğer çalışmalara nazaran kuvvet kaybının daha az olması hem 24 saatlik hem de 3 haftalık ölçümler için benzerdir. Diğer çalışmalardan farklı sonuçlar elde edilmesinde pek çok farklı neden olabileceğinden (elastomerik zincirin markası, elastomerik zincirin halka sayısı, kontrol edilen değişkenler, in vitro ve in vivo çalışmalar) bahsedilmiştir. Bousguet ve ark (2006), in vitro deneylere göre in vivo deneylerde daha fazla kuvvet kaybedildiğini söyleyen ve aşırı kuvvet kaybını bu şekilde açıklamaya çalışan yazarlar olsa da (Ash ve Nikolai 1978, Kuster ve ark 1986) kendi çalışmalarında elde edilen kuvvet kaybının çok az olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacıya göre gözlemlenen farklılıkların bir diğer muhtemel açıklaması da, çalışmalarında çoğunlukla 300 gr'dan fazla kuvvetlerin kullanılmamış ve elastomerik zincirin elastik sınırının aşılmamış olmasıdır. Çünkü araştırmacıya göre fazla başlangıç kuvveti uygulanması elastomerin iç yapısında değişikliğe sebebiyet vermektedir. Çalışmamızdaki kuvvet kaybı sonuçlarının da Bousguet ve ark (2006) çalışma sonuçlarından fazla olmasının temel sebebi başlangıç kuvvetlerimizin 300 gramı çoğunlukla aşmış olması olabilir.

Kochenborger ve ark (2011) yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre klinik olarak, dişler arasındaki boşlukların elastik zincir ile kapatılmaya çalışıldığı durumlarda, aktivasyonlar arasındaki aralık genellikle 15 ve 21 gün olarak belirlenmelidir.

Halimi ve ark (2013) zincirlerin uyguladıkları kuvvetin hem havada hem de suni tükrükte hızla ve sürekli olarak kayba uğradığını ve meydana gelen kuvvet kaybının elastik zincirin özelliklerine bağlı olduğunu göstermişlerdir.

Elastomerik zincirler ile yapılan farklı çalışmalarda gözlenen kuvvet kaybının, kuru koşullar ve nemli koşullar göz önünde bulundurularak test edildiğinde nemli ortamlarda önemli ölçüde daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (Bishara ve Andreasen 1970, Ash ve Nikolai 1978, De Genova ve ark 1985). Çalışmamızda elde edilen veriler göz önünde bulundurulduğunda bu konuda daha önce yapılmış çalışma sonuçlarına benzer sonuçlar elde edilmiştir. Her zaman aralığında her ölçümde yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet azalış yüzdesi kuru ortama göre daha fazla bulunmuştur. Kuvvet azalış yüzdeleri elastik zincire bağlı olarak değişen yüzdelere sahiptir. Yapay

tükürüklü ortamda en yüksek kuvvet azalışı Dyna-Link (G&H) marka kısa aralıklı elastik zincirde gözlemlenmiştir. Bu marka elastomerik zincir çalışmanın sonuna kadar başlangıç kuvvetinin % 68'ini kaybetmiştir. Yapay tükürüklü ortamdaki en az kuvvet azalış yüzdesi ise R.M.O. marka kısa aralıklı elastik zincirde gözlemlenmiştir. Dyna-Link ve R.M.O. marka normal elastik zincirlerin kuru ortamdaki kuvvet azalış yüzdeleri sırasıyla % 42 ve % 15' tir. Kuru ortamda en fazla kuvvet azalış yüzdesi yine Dyna-Link (G&H) marka kısa aralıklı zincirde gözlemlenmiştir.

Halimi ve ark (2013) yaptıkları bir çalışmada kullanılan elastik zincirlerden aralıksız olanların, aralıklı olanlara göre daha az kuvvet kaybına uğradığını gözlemlemişlerdir. Ancak çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre ortama ve markaya bağlı olarak bu durum değişkenlik göstermektedir. Dentaurum marka hem süper hem de normal aralıksız elastomerik zincirin kuru ortamdaki ve yapay tükürüklü ortamdaki kuvvet kaybı kısa aralıklı zincirlere göre daha fazla olmuştur. A.O. marka memory ve normal elastik zincirlerde de kuru ortamdaki kuvvet kaybı aralıksız zincirlerde kısa aralıklılara göre daha fazla olmuştur. Termal sikluslu ortam değerlendirildiğinde ise Dentaurum marka tüm zincirlerde aralıksız zincirlerin kuvvet kayıpları kısa aralıklı olan zincirlere göre daha fazla olmuştur. A.O. marka aralıksız memory zincirin kuvvet kaybı kısa aralıklı memory zincire göre daha fazla olmuştur. R.M.O. marka elastik zincir yapay tükürüklü ortamda değerlendirildiğinde aralıksız zincirin kuvvet kaybının kısa aralıklı zincire göre daha fazla olduğu, termal sikluslu ortamda ise hem aralıklı hem aralıksız elastik zincir için kuvvet kaybı yüzdelerinin neredeyse eşit olduğu gözlemlenmiştir. Diğer markalar için sonuçlar Halimi ve ark (2013) çalışmasıyla benzerlik göstermektedir.

Halimi ve ark (2013) yaptıkları aynı çalışmada elastomerik zincirlerin tükürükte farklı şekilde bozunduğu ifade etmişlerdir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar Halimi ve ark (2013) sonuçlarıyla benzerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre yapay tükürüklü ortamda dört haftalık sürenin sonunda en fazla bozunma Dyna - Link (G&H) marka kısa aralıklı normal elastik zincirde görülmüştür. En az bozunma ise kısa aralıklı R.M.O. zincirde gözlemlenmiştir.

Kuster ve ark (1986), kuvvet kaybının in vivo ortamda kuru ortama göre daha fazla olduğunu göstermiştir. Ash ve Nicolai (1978) in vivo ortamda in vitro ortamdan daha fazla kuvvet kaybı rapor etmişlerdir. Çalışmamızda in vivo ortamı

taklit etmesi amacıyla termal sikluslu ortam kullanılmış ve diğer çalışmalardaki in vivo ortama ait sonuçlar çalışmamızdaki termal sikluslu ortamın sonuçlarıyla karşılaştırılarak yorumlanmıştır. Çalışma sonuçlarımız diğer çalışmalardaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Her zincir markasında ve konfigürasyonunda en fazla kuvvet kaybı her zaman termal sikluslu ortamda gözlemlenmiştir.

Ash ve Nicolai (1978) elastik zincire ve çalışma ortamına bağlı olarak 4 hafta sonra ilk kuvvetin % 50 ile % 85 oranında azaldığını bildiren diğer araştırmacılara katılmışlardır (Andreasen ve Bishara 1970, Teixeira ve ark 2008).

Halimi ve ark (2003) yaptıkları çalışmada kuvvet kaybı miktarının elastik zincirin özelliklerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları da bu çalışmayla uyum göstermektedir. Her markanın ve her elastik zincir tipinin kuvvet kaybı farklı oranlarda gerçekleşmiştir. Kuvvet kaybı yüzdesi dört haftalık çalışma süresinin sonunda kuru ortamda ortalama % 8 ile %42 arasında, yapay tükürüklü ortamda %19 ile % 65 arasında, termal sikluslu ortamda ise % 42 ile % 76 arasında değişmektedir.

Mirhashemi ve ark (2012) yaptığı çalışmaya göre çalışmaya dahil edilen elastomerik zincirlerin tümü aynı mesafedeki uzunluğa gerilmesine rağmen, başlangıç kuvvetinin büyüklüğü önemli derecede farklılık göstermektedir. Josell ve ark (1997) yaptığı çalışmada bazı ürünlerin daha yüksek bir başlangıç kuvvete sahip olduğu belirlenmiştir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar da bu bulguyu destekler niteliktedir. Çalışmadaki tüm zincirler aynı mesafedeki uzunluğa gerdirilmesine rağmen her markanın ve bunların farklı aralıklara sahip elastik zincirlerinin başlangıç kuvvetleri farklıdır. En yüksek başlangıç kuvveti Dentaurum marka aralıksız normal zincirde gözlemlenmektedir (500 gram).

Josell ve ark (1997) yaptıkları çalışmada başlangıçta en büyük kuvvete sahip elastik zincirlerin tümü, 28 günlük çalışma süresinin sonunda en büyük rezidüel kuvvete sahip elastik zincirler değillerdi. Bu bulgular, De Genova ve ark (1985) yaptıkları ve daha yüksek başlangıç kuvveti üreten tüm zincirlerin kalan kuvvetinin daha yüksek olacağını gösteren çalışmayı desteklememektedir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular bu durumun ortamdan ortama farklılık gösterdiğini ancak Josell ve ark (1997) çalışmasının daha kabul edilebilir olduğunu gösterir niteliktedir. En

yüksek başlangıç kuvvetine sahip Dentaurum marka aralıksız normal zincir kuru ortam ve yapay tükürüklü ortamda en yüksek rezidüel kuvvete sahip zincir olurken, termal sikluslu ortamda bu başarıyı gösterememiştir. İkinci en yüksek kuvveti uygulayan Dentaurum marka aralıksız süper zincir yalnızca kuru ortamda ikinci en yüksek rezidüel kuvvete sahip zincir olurken diğer ortamlarda çalışma süresinin sonunda daha düşük başlangıç kuvveti uygulayan diğer marka zincirlere nazaran daha az rezidüel kuvvete sahip olmuştur.

Herhangi bir dişin ortodontik tedavi sırasında gövdesel olarak hareket etmesi için uygulanması gereken kuvvet 100 gr ile 350 gr (Boester ve Johnstone 1979, Baty ve ark 1994) arasında değişmektedir, ancak dişlerin hareketi sırasında sürtünme kaçınılmaz olduğu için, ortodontik tedavi sırasında dişler arasındaki boşlukların kapatılabilmesi için 150 ile 200 gr arasında bir kuvvet uygulanması önerilmiştir (Samuels ve ark 1998, Santos ve ark 2007). Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular farklı markalara ait çeşitli elastik zincirlerin 28 günlük periyodun sonunda ortam farkına bağlı olarak dişi gövdesel olarak hareket ettirecek yeterli kuvvete sahip olmadığını göstermektedir. Özellikle termal sikluslu ortamda çalışma süresinin sonunda kalan kuvvet miktarları değerlendirildiğinde R.M.O. marka aralıksız ve kısa aralıklı zincir hariç hiçbir markanın dişi gövdesel hareket ettirmek için yeterli kuvvete sahip olmadığı sonucuna varılmıştır. Ağız ortamını taklit etmesi için oluşturulan termal sikluslu düzenekte böyle bir sonucun elde edilmesi çalışma süresinin sonunda daha fazla rezidüel kuvvet elde edebilmek için zincirlerin daha fazla gerdirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Ancak elastik zincirlerin çok fazla uzatıldıklarında elastik limitin aşılabileceğini ve bu durumun da elastik zincirin aşırı gevşemesi veya yırtılması gibi sonuçlar doğurabileceği de gözönünde bulundurulmalıdır.

Eliades ve ark (2004) yaptıkları bir çalışmada başlangıç kuvvetinin büyüklüğünün klinisyenlerin kontrolü altında olduğu ve bu durumun elastomerik zincirin tedavi sırasındaki karakterini değiştirebileceği ve genellikle yüksek bir başlangıç kuvveti oluşturulduğunda polimerik zincirlerin birbiri üzerinden kayması için yeterli zaman kalmadığı ve bu nedenle elastomerik zincirlerin katı bir malzeme gibi davrandığı sonucuna ulaşılmıştır. Aksine, düşük bir başlangıç kuvveti uygulandığında elastomerik zincirlerin segmentlerinin harekete gçmesi sebebiyle

ürünün daha uyumlu ve kullanılabilir hale geldiği bulunmuştur. Çalışmanın sonuçları göz önüne alındığında, elastik bir türe ait başlangıç kuvveti ne kadar büyük olursa, kuvvet kaybı artmaktadır. Bu bulgu, Nightingale ve Jones (2003)' un bulguları ile tutarlıdır.

Weissheimer ve ark (2013) düşük başlangıç kuvvetlerinin daha az kuvvet kaybına uğrayacağını ancak bununla birlikte, düşük başlangıç kuvveti oluşturan elastomerlerin, daha az kuvvet kaybına uğramasına rağmen, daha düşük nihai kuvvet üretme eğiliminde olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde daha yüksek başlangıç kuvveti uygulayan elastomerik zincirlerin genel olarak daha yüksek kuvvet kaybı yüzdesine sahip olduğu ve düşük başlangıç kuvvetine sahip zincirlerin daha az kuvvet kaybı göstermekle birlikte rezidüel kuvvetlerinin de az olduğu gözlemlenmiştir. Elde ettiğimiz bu sonuç yapılan çalışmalarda ulaşılan sonuçlarla benzerlik göstermektedir.

Mirhashemi ve ark (2012) yaptıkları çalışmada geleneksel elastomerik zincirlerle memory özellikli elastomerler kıyaslandığında, memory zincirlerin % 100 uzatıldıklarında daha düşük başlangıç kuvveti sergilediği; bununla birlikte, 4 hafta boyunca kuvvet kaybı hızının memory zincirlerde daha yavaş gerçekleştiği bulunmuştur. Her iki grup elastik zincir karşılaştırıldığında ise aynı miktar başlangıç kuvveti oluşturmak için memory zincirlerin daha fazla uzatılması gerektiği gözlemlenmiştir. Sonuçlarımız bu bulgularla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda Dentaurum ve A.O. marka memory zincirler konvansiyonel zincirlerle kıyaslanmış ve aynı miktar uzatılan zincirlerden konvansiyonel olanların daha yüksek başlangıç kuvveti uyguladığı gözlemlenmiştir.

Kardach ve ark (2017) yaptıkları çalışmada memory zincirlerin fiziksel özelliklerinde daha az kayıp gözlemlediklerini ve hem mekanik hem de elastik özelliklerin memory zincirlerde normal zincirlere kıyasla daha iyi olduğu için memory zincirlerin ortodontik tedavide kullanımının daha etkili olacağını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda Dentaurum ve A.O. markanın memory özellikli zinciri incelenmiş ve Kardach ve ark (2017) çalışmalarıyla benzer sonuçlar elde edilmiştir. A.O. marka aralıksız memory zincir kuru ortamda normal zincire kıyasla daha fazla

kuvvet azalışı sergilemiştir. Bundan başka hem aralıksız hem de kısa aralıklı memory zincirlerin çalışma süresi sonundaki kuvvet kaybı yüzdeleri; normal zincirlere kıyasla bütün ortamlarda iki marka için de daha az olmuştur.

Bu tez çalışmasının bazı limitasyonları mevcuttur. İn vivo ortam standardizasyonu sağlamak açısından daha başarılı bir ortamdır. Ancak, ağıza alınan gıdalara, tükürükte bulunan enzimlere, ağız içindeki sıcaklığın sürekli değişmesi gibi durumlara bağlı olarak in vivo ortamda elastomerik zincirlerin kuvvet kayıplarını değerlendirmemiz çalışmanın doğruluğu açısından önem taşımaktadır. Bu nedenle ileride aynı markalarla in vivo ve in vitro ortamda eş zamanlı bir çalışma hekimlerin elastomerik zincirlerin davranışlarını daha iyi anlamaları konusunda yardımcı olacaktır.

Çalışmamızın başlangıcında kullandığımız farklı markalara ait elastomerik zincirlere % 50 oranında ön gerdirme işlemi yapılmıştır. Ancak elde edilen başlangıç kuvvetleri gövdesel diş hareketi için gereken miktarın üzerindedir. Bu nedenle, aynı markalarla farklı oranlarda ön gerdirme işlemi uygulanarak klinik kullanıma faydalı çalışmalar ileri dönemlerde yapılabilir.

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde; farklı başlangıç kuvveti sergileyen elastik zincir markalarının kuvvet kayıpları da farklı şekilde gözlemlenmiştir. Çalışmadan edilen bilgiler klinikte sıkça kullandığımız elastomerik zincirler hakkında hangi zincirin hangi ortamda başlangıç kuvvetinin ne kadarını muhafaza ettiğini göstermesi bakımından önem taşımaktadır. Her markanın üç ayrı ortamdaki kuvvet kaybı incelendiğinde elde edilen sonuçlar aşağıdadır.

En yüksek başlangıç kuvveti Dentaurum marka aralıksız normal zincirde (500 gram) bulunmuştur. Kuru ortamda en yüksek rezidüel kuvvet Dentaurum marka aralıksız normal zincirde (320 gram), en düşük rezidüel kuvvet 3M Unitek marka aralıklı alastik zincirde (200 gram), yapay tükürüklü ortamda en yüksek rezidüel kuvvet Dentaurum marka aralıksız normal zincirde (220 gram), en düşük rezidüel kuvvet Dyna-Link (G&H) marka kısa aralıklı normal zincirde (120 gram), termal sikluslu ortamda ise en yüksek rezidüel kuvvet R.M.O. marka aralıksız zincirde (160 gram), en düşük rezidüel kuvvet; Dentaurum marka aralıklı super zincirde (100 gram), A.O. marka kısa aralıklı normal zincirde (100 gram) ve Dyna-Link (G&H) marka kısa aralıklı alastik zincirde (100 gram) tespit edilmiştir.

Kuvvet kaybı yüzdeleri de elastomerik zincirlerin bulunduğu ortama ve markalarına göre değişkenlik göstermektedir. Kuru ortamda kuvvet kaybının % 8 ile % 42 arasında, yapay tükürüklü ortamda % 19 ile % 68 arasında, termal sikluslu ortamda ise % 42 ile %76 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Elastomerik zincirlerin markaya bağlı olarak kuvvet kaybı yüzdeleri incelendiğinde ise; kuru ortamdaki en düşük kuvvet kaybı yüzdesi A.O. marka kısa aralıklı memory zincirde, yapay tükürüklü ortamda R.M.O. marka kısa aralıklı zincirde, termal sikluslu ortamda da R.M.O. marka kısa aralıklı zincirde gözlemlenmiştir. En yüksek kuvvet kaybı yüzdeleri ise; kuru ortamda ve yapay tükürüklü ortamda Dyna - Link (G&H) marka kısa aralıklı zincirde, termal sikluslu ortamda Dentaurum marka aralıksız normal zincirde gözlemlenmiştir. Ancak elastik zincirlerin başlangıç kuvvetlerinin aynı olmadığı ve kuvvet kaybı yüzdeleri gözönünde bulundurulduğunda çalışmanın en başarılı elastomerik zinciri R.M.O. marka olmuştur. Mekanik ve fiziksel özellikler bakımından en zayıf elastomerik zincir ise Dyna-Link (G&H) markasına aittir.

Bu bilgiler ışığında farklı klinik işlemler ve farklı kuvvet miktarları uygulanması gerektiğinde hangi zincirin kullanılması gerektiği gözlemlenebilmiştir.

Tüm çalışma sonuçları gözönünde bulundurulduğunda ise kuvvet kaybının ortamdan ortama, markadan markaya ve elastik zincirin konfigürasyonuna göre farklılık gösterdiği gözlemlenmiştir. Çalışma sonunda her elastomerik zincirden farklı kuvvet yüzdeleri elde edilmesinin en büyük nedenlerinden biri de çalışmalarda kullanılan elastik zincir markalarının farklı olmasından kaynaklanmış olabilir. Kuvvet kaybı, başlangıç kuvvetine göre kaybedilen kuvvetin büyüklüğü olarak ölçülmüştür.

Bu çalışma klinik olarak faydalı bilgiler sunmaktadır. Bir ürünün, 28 günden sonra başlangıç kuvvetinin ne kadarını koruduğunun bilinmesi, elastomerik zincirin ağız içine yerleştirilmesi sırasında ne kadar kuvvet uygulamamız gerektiği konusunda bize daha fazla yardımcı olacaktır. Herhangi bir elastomerik zincirin başlangıç kuvvetini büyük oranda yitirmesi, hastanın klinink ziyaretleri arasındaki süreçte diş harekektinin devam edebilmesi için daha fazla kuvvet uygulanmasını gerektirir ki elastomerik zncire fazla kuvvet uygulanması elastik sınırın aşılmasına ve istenen kuvvet düzeyinin elde edilememesine neden olabilir. Klinisyen, belirli bir şirketin elastomerik zincirinin ortodontik ziyaretler arasında ne kadar kuvvet kaybı olacağını ve başlangıç kuvvetinin azalma oranını (zincir yerleştirme anındaki kuvvet) bilerek, bir sonraki hasta kontrolünde daha ideal bir kuvvet sağlayan uygun bir zincirle tedaviye başlayabilir.

Farklı markaların elastik zincirlerinin mekanik özellikleri, davranışları ve kuvvet bozunma özellikleri önemli ölçüde farklıdır. Klinik uygulamada bu durum dikkate alınmalıdır. Genel olarak, memory özellikli elastomerik zincirlerin klinik kullanımı daha verimli olmaktadır. Bu nedenle ortodontik uygulamada daha yaygın olarak kullanılmalarını önermekteyiz. Çünkü memory zincirlerde hem kuvvet kaybı daha az olmaktadır hem de mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğu gözlemlenmiştir.

Elastomerlerin üretiminde kullanılan ham madde ve elastomerin üretim süreci tam olarak bilinemediğinden, literatürde yayınlanan materyali bilmek ve uygulanan kuvveti rutin olarak ölçmek önemlidir.

Bulduğumuz sonuçlara göre klinik olarak en kontrollü kuvveti uygulamak ve hem 24 saat sonundaki hem de daha sonraki kuvvet seviyelerini tahmin etmek için yapılacak ortodontik tedaviye uygun ürünler seçilmeli ve ürünlerin başlangıç kuvvetleri mutlaka ölçülmelidir.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi reddedilmiştir.

6. KAYNAKLAR

Alexandre LP, de Oliveira JG, Dressano D, Paranhos LR, Scanavini MA, 2008. Avaliação das propriedades mecânicas dos elásticos e cadeias elastoméricas em Ortodontia. Rev Odonto, 16(32), 53-63.

Almeida RR, Petry H, Itziar S, Fernandez J, 1991. Degradaçãoda forçadascadeias de elastômeros. Rev Odonto, 24(3), 11-3.

Andreasen GF, Bishara SE, 1970. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. Angle Orthod, 40, 151-158.

Andreasen GF, Bishara SE, 1970. Relaxation of orthodontic elastic chains and midules in vitro and in vivo. Angle Orthod , 40, 252–8.

Andreasen GF, Bishara SE, 1970. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and invivo. Angle Orthod, 40, 319-28.

Anello JC, 1993. Force degradation characterics of orthodontic coloured elastomeric chains- a comparative study. Am-J-Orthod-Dentofacial-Orthop, 105-423

Araújo FBC, Ursi W, 2006. Study of force decay generated by synthetic orthodontic elastics. Dental Press OrtopFacial, 11, 52-61.

Ash JL, Nikolai J, 1978. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in-vitro and in vivo. J DentRes, 57, 685-690.

Baker H 1904. Treatment of protruding and receding jaws by the use of intermaxillary elastics. Int Dent J, 25, 344-56.

Balhoff DA, Shuldberg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC, 2011. Force decay of elastomeric chains - a mechanical design and product comparison study. J Orthod, 38(1), 40-7.

Baratieri C, Mattos CT, Alves MJ, Lau TC, Nojima LI, de Souza MM, et al, 2012. In situ evaluation of orthodontic elastomeric chains. Braz Dent J, 23(4), 394–8.

Baty DL, David JS, Von Fraunhafer JA,1994. Syntetic elastomeric chains: A literaturerewiev. Am-J-Orthod-Dentofacial-Orthop, 105, 536-42(a)

Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA, 1994. Synthetic elastomeric chains: a literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 105(6), 536-42(b)

Billmeyer FW, 1984. Textbook of polymerscience. 3rd ed. New York: John Wiley.

Bishara SE, Andreasen GF, 1970. A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. Angle Orthod, 40, 319–328

Boester CH, Johnson LE, 1974. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. AmJOrthod, 44, 114-119.

Boester CH, Johnstone L, 1974. A clinical investigation of concepts of differentialand optimal force in canin retraction. Am J Orthod, 44(2), 37-43

Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza- Filho O, Rosa EA, 2008. Sliding resistance with esthetic ligatures: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 133(3), 340e1-e7.

Bousquet JA Jr , Tuesta O, Flores-Mir C, 2006. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. Am J OrthodDentofacialOrthop, 129(3), 384-9.

Brantley W A, Salander S, Meyers L, Winders R, 1979. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. AngleOrthod, 49, 37–43.

Brantley W A, Eliades T, Litksy A S, 2001. Mechanics and mechanical testing of orthodontic materials. In: Brantley W A, Eliades T (eds) Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Thieme, Stuttgart, pp. 27–49

Brooks DG, Hershey HG, 1976. Effects of heatand time on stretched plastic orthodontic modules.JdentRes, 55 (abstr): Special Issue B.

Buchmann N, Senn C, Ball J, Brauchli L, 2012. Influence of initial strain on the force decay of currently avaiable elastic chains over time. Angle Orthod, 82(3), 529–535.

Casaus D, 2009. DSC, FTIR and SEM characterization of as-received colored elastomeric chains [thesis]. Columbus, Ohio, Ohio State University.

Chau L T, Wang W M, Tarng T H, Chen J W, 1993. Force decay of elastomeric chains. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 104, 373–377

Chung PC, Wei SH, Reynolds IR, 1989. In vitro testing of elastomeric modules. Br J Orthod, 16 , 265–269

da Silva DL, Kochenborger C, Marchioro EM, 2009. Force degradation in orthodontic elastic chains. Rev Odonto Ciênc, 24, 274-8.

de Aguiar AM, de AraújoGurgel J, Vercelino CRMP, Filho EMM, Bandeca MC, de JesusTavarez RR, 2014. The Prestretching Effect on the Force Decay of Orthodontic Elastic Chain. J Contemp Dent Pract, 15(4), 456-460.

De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, et al, 1985. Force degradation of orthodontic elastomeric chains: A product comparison study. Am J Orthod, 87, 377- 384.

Demirtas HK, Akin M, Ileri Z, Basciftci FA, 2015. Shear-bond-strength of orthodontic brackets to aged nano-hybrid compositeresin surfaces using different surface preparation. Dental Materials Journal, 34(1), 86–90

Dittmer MP, Demling AP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P, Schwestka-Polly R, 2010. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. J Orofac Orthop, 71(5), 330-8.

Eliades T, Eliades G, Watts DC, 1999. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. Eur J Orthod, 21(6), 649-58.

Eliades T, Gioka C, Zinelis S, Makou M, 2003. Study of stressrelaxation of orthodontic elastomers: pilot method report with continuous data collection in real time. Hell Orthodon Rev, 6(1), 13-26.

Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC, 2004. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. Eur J Orthod, 26(2), 157-62.

Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P, 2007. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. Angle Orthod, 77(4), 681-7.

Fattahi HR, Poursayah A, 2011. The effect of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. J Dent Shiraz Univ Med Sci, 12(1), 26-33.

Ferreira JJ, Caetano MTO, 2004. A degradação de força de segmentos de elásticos em cadeia de diferentes tamanhos: estudo comparativo in vitro. J Bras Orthodon Ortop Facial, 9(51), 225-33.

Ferriter JP, Meyers CE Jr, Lorton L, 1990. The effect of hydrogen ion concentration on the forcedegradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 98(5), 404-10.

Halimi A, Benyahia H, Doukkali A, Azeroual MF, Zaoui F, 2012. A systematic review of force decay in orthodontic elastomeric power chains. IntOrthod, 10(3), 223-240.

Halimi A, Azeroual MF, Doukkalı A, Mabrouk KE, Zaouı F, 2013. Elastomeric chain force decay in artificial saliva: An in vitro study. International Orthodontics, 11, 60-70.

Haper CA 1975. Handbook of plastics and elastomers. New York: McGraw-Hill.

Hershey G, Reynolds W, 1975. Theplastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. Am J Orthod, 67(5), 554–62.

Hershey H, Brooks D, 1976. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. J DentRes, 55B, 363.

Hixon EH, Atikiam, Callow GE, et al, 1969. Optimal force, differential force and anchorage, Am J Orthod, 55, 437-457.

Holmes J, Barker MK, Walley EK, Tuncay OC, 1993. Cytotoxicity of orthodontics elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 188-91

Huget E, Patrick K, Nunez L, 1990. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. J Dent Res, 69, 496-501.

Hwang CJ, Cha JY, 2003. Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. Am J Orthod Dent Orthop, 124(4), 379-86.

Jeffries CL, Von Fraunhofer JA, 1991. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. AngleOrthod, 61(1), 25-30.

Josell SD, Leiss JB, Rekow ED, 1997. Force degradation in elastomeric chains. Semin Orthod, 3, 189-197.

Kardach H, Biedziak B, Olszewska A, Golusińska-Kardach E, Sokalski J, 2017. The mechanical strength of orthodontic elastomeric memory chains and plastic chains: An in vitro study. Adv Clin Exp Med, 26(3), 373–378.

Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW, 2003. A comparison of dynamic and static testing of latex and non latex orthodontic elastics. Angle Orthod, 73, 181–186.

Killiany D, Duplessis J, 1985. Relaxation of elastomeric chains. J Clin Orthod, 19, 592-3.

Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL, 2005. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. Am J Orthod Dentofac Orthop, 128, 477-482.

Kochenborger C, Silva DL, Marchioro EM, Vargas DA, Hahn L, 2011. Assessment of force decay in orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. Dental Press J Orthod, 16(6), 93-9.

Kovatch JS, Lautenschlager El, Apfel DA, et al, 1976. Load extension- time behavior of orthodontic alastiks. J Dent Res, 55, 783-786.

Kuster R, Ingervall B, Burgin W, 1986. Laboratory and intra-oral test of the degradation of elastic chains. Eur J Orthod, 8(3), 202–8.

Leiss JB, 1990. The degradation of force in orthodontic chain elastics over time. Research Project, Department of Orthodontics, University of Maryland at Baltimore.

Lew K, 1990. Staining of clear elastomeric modules from certain foods. J Clin Orthod, 1990, 472 –4.

Lu TC, Wang WN, 1988. Force decay of elastomeric chain. China Dent J, 7, 74–79.

Lu TC, Wang WN, Tarng THE, et al, 1993. Force decay of elastomeric chain-a serial study--part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 104, 373-377.

Martins MM, Mendes AM, Almeida MAO, Goldner MTA, Ramos VF, Guimarães SS, 2006. Estudo comparativo entre as diferente scores de ligaduras elástic as. Rev Dental Press Ortod Ortop Facial, 11(4), 81-90.

Martins MM, Mendes IM, Côrte Real MLNP, Goldner MTA, 2006. Elástic os ortodôntic os em cadeia: revisão da literatura e aplicaçõ e sclínicas. Rev Clín Ortod Dental Press, 5(5), 718.

Masoud Ahmed I, Peter T, BeGole E, Bedran-Russo AK, 2014. Force decay evaluation of thermoplastic and thermoset elastomeric chains: A mechanical design comparison. The Angle Orthodontist, Vol. 84, No. 6, 1026-1033.

Matta ENR, Chevitarese O, 1997. Avaliação laboratorial da força liberadap or elástico splásticos. Rev Soc Bras Ortod, 3(4), 131-6.

Matta ENR, Chevitarese O, 1998. Deformaçã o plástica de elásticos ortodôntic o semcadeia: estudo in vitro. Rev SOB, 3(5), 188-92.

Mayberry D, Allen R, Close J, Kinney DA, 1996. Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. J Clin Orthod, 30(1), 49-51.

Mirhashemi A, Saffarshahroudi A, Sodagar A, Atai M, 2012. Force degradation pattern of six different orthodontic elastomeric chains. J Dent (Tehran), 9(4), 204–15.

Morton M, 1995. Rubber technology. 3rd ed. Londres: Chapman&Hall.

Naghdi J, 1994. The degradation of force over time in colored open and closed elastic chains. Masters Thesis, University of Maryland at Baltimore, Baltimore, MD.

Nanda R. Second Edition. Esthetics and Biomechanics In Orthodontics.

Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M, 1998. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. Eur J Orthod, 20(2), 169-76.

Nightingale C, Jones SP, 2003. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. J Orthod, 30(3), 229-36.

Parrie WJ, Spence JA, 1973. Elastics their properties and clinical applications in orthodontic fixed appliance therapy. Br J Orthod, 1, 167-71.

Peterson EA, 2nd, Phillips RW, Swartz ML, 1966. A comparison of the physical properties of four restorative resins. J Am Dent Assoc, 73, 1324–36.

Profitt WR, Fields HW, 2000. Contemporary Orthodontics. 3rd ed. St Louis, Mo: Mosby Inc.

Rembowski Casaccia G, Gomes JC, Alviano DS, de OliveiraRuellas AC, Sant'AnnaEF, 2007. Microbiological evaluation of elastomeric chains. AngleOrthod, 77(5), 890–3.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM, 2003. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod, 73, 86–92.

Rock W, Wilson H, Fisher S, 1985. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. Br J Orthod, 12, 202-7.

Russel KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM, 2001. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 120, 36–44.

Salzmann, JA, 1966. Practice of orthodontics. J.B. Lippincott Company, U.S.A

Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW, 2007. An in vitrocomparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. Braz Oral Res, 21(1), 51-7.

Schwarz A. M. 1932. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod, 18, 331-352.

Stevenson JS, Kusy RP, 1994. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. Angle Orthod, 6, 455-467.

Storie D, Von Fraunhofer J, Regennitter F, 1992. Degradation and therapeutic potential of fluoride releasing orthodontic elastics. Master'sthesis. Louisville, Kentucky: University of Louisville.

Storie D, Von Fraunhofer J, Regennitter E, 1994. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. Angle Orthod, 64, 199-210.

Josell D, Jeffrey B, Leiss E, Dianne R, 1993. Force degradation in elastomeric chains. SeminOrthod Part II. Am J Orthod Dentofac Orthop, 373-7.

Josell D, Jeffrey B, Leiss E, Dianne R, 1997. Force degradation in elastomeric chains.Semin Orthod, 3, 189-197.

Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L, 1997. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111, 1-11.

Teixeira L, Pereira B do R, Bortoly TG, Brancher JA, Tanaka OM, Guariza-Filho O, 2008. The environmental influence of Light Coke, phosphoricacid and citric acid on elastomeric chains. J Contemp Dent Pract, 9(7), 17-24.

Von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM, 1992. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on thedegradation of the elastic properties of orthodontic chains. Angle Orthod, 62, 265-74.

Ward G, 1964. Fauchard' s influence on orthodontic technics. J Am Dent Assoc, 69, 695-6.

Ware AL, 1971. Some properties of plastic modules used for tooth movement. Aust Orthod J, 2, 2002.

Warych B, Komorowska A, 2009. Akcesoria, Materiały i techniki ortodontyczne, , Polskie Towarzystwo Ortodontyczne. Lublin, 141–154.

Weissheimer A, Locks A, Menezes LM, Borgatto AF, Derech CA, 2013. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. Dental Press J Orthod, 18(1), 55-62.

Williams J, VonFraunhofer JA, 1990. Degradation of the elastic properties of orthodontic chains. Master's thesis. Louisville, Kentucky: University of Louisville.

Wong A, 1976. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod, 46, 196-205.

Young J, Sandrik J, 1979. Influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. Angle Orthod, 49, 104-9.

7. EKLER

EK-A. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı.

EK-A. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 02 23.02.2018

Konu: 2018/02sayılı komisyon kararları

Sayın, Doç.Dr.Zehra İLERİ

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 15.02.2018 tarihinde yapılan 2018/02 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Ortodontik Tedavide Kullanılan Elastik Chainlerin Ortamdaki Isı Değişimi, Su Emilimi ve Zamana Bağlı Olarak Kuvvet Azalmasının Değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin 16.06.2016 tarihli ve 2016/05 sayılı karar ile kabul edilmiş olan araştırma projesinde yürütücü olan Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFÇİ'nin görevinden ayrılması nedeniyle Akademik Kurulunun 30.07.2017 tarihli, karar no:2017/005 sayılı kararıyla Esra YILMAZ'ın tez proje yürütücülüğü Doç.Dr.Zehra İLERİ'ye verilmesinin

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Komisyon Başkanı

Doküman No: KU.FR.88 -Yürürlüğe Gir. Tar: Haziran 2015 – Revizyon Tarihi: - Revizyon No: 00 - Sayfa No: 1/1

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı Sayısı : 02	Toplantı Tarihi : 15.02.2018

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalından Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ ve aynı Anabilim Dalından Dt.Esra YILMAZ tarafından sunulan **"Ortodontik Tedavide Kullanılan Elastik Chainlerin Ortamdaki Isı Değişimi, Su Emilimi ve Zamana Bağlı Olarak Kuvvet Azalmasının Değerlendirilmesi "** 16.06.2016 tarihli ve 2016/05 sayılı karar ile kabul edilmiş olan araştırma projesinde yürütücü olan Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFÇİ'nin görevinden ayrılması nedeniyle Akademik Kurulunun 30.07.2017 tarihli, karar no:2017/005 sayılı kararıyla Esra YILMAZ'ın tez proje yürütücülüğü Doç.Dr.Zehra İLERİ'ye verilmiştir.

Değerlendirme sonucunda, Proje Yürütücülüğünün Doç.Dr.Zehra İLERİ'ye verilmesinin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.İsa YÖNDEM
Üye

Doç.Dr.Nevin ŞOBANOĞLU
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Selma S.HAKKI
Üye

Prof.Dr.Duygu ÜNDİK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Prof.Dr.Hale AKPAYDINBELGE
Üye

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM
Üye

Doç.Dr.Mehmet AKIN
Katılmadı

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Prof.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Gaziantep' te doğmuştur. İlk, orta ve lise öğrenimini Gaziantep' te tamamladı. 2008 yılında başladığı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2013 yılında birincilikle mezun oldu. 2014 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.