

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

GÖMÜLÜ DİŞLERİN SÜRDÜRÜLMESİ AMACIYLA
TASARLANAN YENİ BİR APAREYİN LABORATUVAR
ORTAMINDA TEST EDİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dt. Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR

ZONGULDAK

2018

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

GÖMÜLÜ DİŞLERİN SÜRDÜRÜLMESİ AMACIYLA
TASARLANAN YENİ BİR APAREYİN LABORATUVAR
ORTAMINDA TEST EDİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dt. Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

ZONGULDAK

2018

KABUL VE ONAY:

‘GÖMÜLÜ DİŞLERİN SÜRDÜRÜLMESİ AMACIYLA TASARLANAN YENİ BİR APAREYİN LABORATUVAR ORTAMINDA TEST EDİLMESİ’ başlıklı bu çalışma 10/12/2018 tarihinde jürimiz tarafından değerlendirilerek, Ortodonti Anabilim Dalı uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Metin ORHAN

Üye: Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

Üye: Dr. Öğretim Üyesi Akif TÜRER

ONAY:

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylıyorum.

TARİH: __/__/__


Prof. Dr. Emre BODRUMLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim süresince yardım ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI' ya,

Klinik bilgi ve tecrübelerini uzmanlık eğitimim boyunca benimle paylaşan ve benden desteklerini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Fethiye ÇAKMAK ÖZLÜ ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Savaş KAYASAN' a,

Tezim için yapılan biyomekanik testlerdeki değerli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Mehmet YETMEZ' e,

Her daim yardımına koşan ve tanıdığım için kendimi çok şanslı hissettiğim dostlarım başta Uzm. Dt. Erdi İÇEN ve Dr. Öğr. Üyesi Hakan YILMAZ' a ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Ege Üniversitesi' nde başlayan güzel dostluğumuzla birlikte iyi, kötü her anımda olan canım arkadaşlarım Dt. Ece Gizem ARKOÇ ÜNSAL ve Dt. Yiğit ÜNSAL' a,

Uzmanlığım sürecinde yardım ve destekleri için başta Selvin ÇALIK KESKİN ve diğer klinik çalışanlarına,

Bugünlere gelmemi sağlayan, hayatım boyunca maddi manevi desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem Ayten ŞAHANOĞLU, babam Şahin ŞAHANOĞLU ve canım kardeşim Harika ŞAHANOĞLU' na,

Ve hayattaki en büyük şansım, 7 yıldır her zaman yanımda olan ve her an varlığına şükrettiğim biricik eşim Caner DEMİR' e

İçten ve sonsuz teşekkürler...

Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR

ÖZET

Hatice Şahanoğlu Demir, Gömülü Dişlerin Sürdürülmesi Amacıyla Tasarlanan Yeni Bir Apareyin Laboratuvar Ortamında Test Edilmesi, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Zonguldak, 2018.

Gömülü dişlerin sürdürülmesi işleminde, diş üzerine yapıştırılan ataşmana doğrudan bağlanan, ataşman ile ankraj ünitesi arasındaki mekanik bağlantıyı sağlayan, dişin sürme yolunda cerrahi sonrası oluşan tamir dokusunun oluşumunu engelleyen ve tasarımı bünyesinde kuvvet oluşturuvcu eleman içeren yeni bir sürdürme aparatının üretilmesi ve etkinliğinin laboratuvar ortamında test edilmesidir.

3 farklı firmaya ait ve firmaların belirlemiş olduğu kuvvet miktarlarına göre hafif, orta, yüksek olarak adlandırılan nikel- titanyum kapalı yaylar, 2 farklı boy olarak üretilen diş sürdürücü apareylere yerleştirilmiştir. Kısa ve uzun aparey olarak adlandırılan 2 farklı tipteki diş sürdürücü aygıtların içerisinde bulunan tüm yaylar ile birlikte her birinin elastikiyet yay sabitleri oluşturulmuş ve test düzeneğinde gerçekleştirilen aygıtların maksimum aktivasyonunun yarısı ve maksimum aktivasyonda uyguladığı kuvvetler belirlenip grupların birbirleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Elde edilen veriler ışığında istatistiksel analiz ile apareyin etkinliği belirlenmiştir.

2 farklı boydaki diş sürdürücü aygıtta yerleştirilen farklı markalara ait farklı kuvvetlerdeki nikel titanyum kapalı yayların yarı ve tam aktivasyonlarında ölçülen kuvvet değerleri değişkenlik göstermiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Bu çalışmanın sonucunda diş sürdürücü aygıtların, etkinliği in vitro olarak kanıtlanmış olup bu alanda daha ileri klinik çalışmaların önü açılmıştır.

Anahtar Kelimeler: gömülü diş, sürdürme, ortodonti, biyomekanik, kuvvet

ABSTRACT

Hatice Şahanoğlu Demir, In Vitro Evaluation of a New Appliance Designed With The Purpose of Management of Impacted Teeth, Bülent Ecevit University, Faculty Of Dentistry, Department of Orthodontics Dentistry, Master's Thesis, Zonguldak, 2018.

The aim of study was to evaluate the effect of the newly designed for management of impacted teeth which has direct connection to the attachment to the tooth, providing the mechanical connection between the attachment and the anchor unit, preventing formation of repair tissue post-surgery, and creating a new management appliance containing the force generating element on it, testing appliances in vitro.

Nickel-titanium closed coil springs, named as light, medium and high according to the amount of force determined by the firms belonging to 3 different companies, are placed in 2 different size tooth management appliance. Determined the elasticity spring constants of each of the springs of 2 different sized which is short and long appliances evaluated half of maximum activation and maximum activation in vitro were determined and the relationship between groups were examined. Based on the data obtained, statistical analysis and the effectiveness of the appliance were determined.

Many of the amounts of force measured in the half and maximum activation of the nickel titanium closed coil springs of different manufacturer and forces placed in 2 length tooth management devices varied. Differences were statistically significant ($p < 0.05$).

As result of this study, the efficacy of tooth management devices has been proven in-vitro and further clinical studies have been made in this area.

Key Words: impacted teeth, management, orthodontics, biomechanics, eruption force

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY:.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİL DİZİNİ	ix
TABLO DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Sürmesi	3
2.1.2. Diş sürmesi bozuklukları	3
2.2. Gömülü Dişlere Tarihsel Bakış	4
2.3. Gömülü Dişin Terminolojisi ve Tanımı	4
2.4. Dişlerin Gömülü Kalma Sebepleri	5
2.4.1. Lokal faktörler	5
2.4.2. Sistemik faktörler.....	5
2.5. Gömülü Dişlerin Sürdürülmesinde Kullanılan Mekanikler	5
2.5.1. Dişe yapıştırılan ataşmanlar ve kullanılan araçlar	5
2.6. Gömülü Diş Sürdürülmesinde Kuvvet Sistemleri	8
2.6.1. Sabit apareyler	8
2.7. Hareketli Apareyler	12
2.8. Yayların Kullanıldığı Sistemler.....	13
2.8.1. Easy way coil sistem.....	13
2.8.2. W spring.....	14
2.9. Gömülü Dişleri Sürdürme Başarısı ve Tedavi Süresini Etkiyen Faktörler	14
2.10. Diş Sürdürme Sırasında Karşılaşılabilecek Problemler	15
2.10.1. Hekim hataları ve komplikasyonlar	15
2.10.2. Cerrahi işlem sonrası tamir dokusuna bağlı oluşabileceği düşünülen problemler.....	16

3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1. Diş Sürdürücü Aygıt.....	19
3.2. Örneklerin Hazırlanması	24
3.3. Test Düzenegi ve Aygıtların Elastikiyet Yay Sabitlerinin (k) Belirlenmesi ...	25
3.4. İstatistiksel Metod	26
4. BULGULAR.....	27
4.1. Prototiplerin Ortalama Kuvvet Değerleri	27
4.2. Ana ve Alt Gruplara Dair İstatistiksel Bulgular	29
5. TARTIŞMA	33
6. SONUÇ	39
7. KAYNAKLAR	40
8. EKLER.....	49
Ek 1: İntihal Beyan Formu	49
Ek 2: İntihal Tespit Programı Çıktısı	50
Ek 3: Tez Yazım Değerlendirme Formu	51
9. ÖZGEÇMİŞ	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

N	: Newton
g	: Gram
mm	: Milimetre
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
F	: Kuvvet
k	: Elastikiyet yay sabiti
x	: Yer değiştirme miktarı
NTCCS	: Nikel titanyum kapalı sarmal yay
N/mm	: Newton/milimetre
TMA	: Titanyum Molibden Alaşım
°	: Derece

ŞEKİL DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1: Diş Sürdürücü Aygıtın montaj öncesi çizimleri ve bölümleri (Orijinal tasarım)	19
Şekil 2: Diş Sürdürücü Aygıtın montaj sonrası çizimleri ve bölümleri (Orijinal Tasarım).....	20
Şekil 3: Diş Sürdürücü Aygıtın Ürettirilen Tasarım Resimleri.....	21
Şekil 4: Diş Sürdürücü Aygıt ve Parçaları (Ürettirilen Tasarım).....	23
Şekil 5: Kısa ve Uzun Diş Sürdürücü Aygıtların Açık ve Kapalı Hali.....	24
Şekil 6: Test Düzeneği ve Kuvvet Ölçer.....	26



TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 1: Kısa Aparey Grubu	24
Tablo 2: Uzun Aparey Grubu	25
Tablo 3: Elastikiyet Yay Sabitleri	25
Tablo 4: Prototiplerin oluşturduğu kuvvet değerlerine ait tanımlayıcı değerler	28
Tablo 5: Ana gruplara ait ortalama değerler	29
Tablo 6: Alt gruplara ait ortalama değerler	29
Tablo 7: Ana gruplara ait tanımlayıcı istatistiksel değerler	30
Tablo 8: Alt gruplara ait tanımlayıcı istatistiksel değerler	31
Tablo 9: Normal dağılımı değerlendirmek için yapılan Shapiro - Wilk Testi sonuçları .	32
Tablo 10: Ana grupları kendi içinde ve alt grupları kendi içinde karşılaştırmak için yapılan testlerin sonuçları	32

1. GİRİŞ

Günümüzde, sürmüş dişlere sahip maloklüzyon tedavilerinin çoğunda öngörülebilir sonuçlar gözlenmektedir. Bununla birlikte, sürmemiş veya sürememiş dişlerin dahil olduğu maloklüzyonlarda belirsizlikler ortaya çıkabilmektedir. Önerilen tedavi planına, gömülü diş veya dişler dahil olduğunda sürdürmenin başarısız olabileceğine dair bir uyarı eşlik etmektedir (1).

Gömülü dişlerin ortodontik tedavisi; komşu dişlerde meydana gelebilecek kök rezorbsiyonları, standart ortodontik tedavi tekniği dışında farklı bazı mekaniklere ihtiyaç duyulması, ankrajda ilave düzenlemelerin gerekliliği, hasta kooperasyon eksikliği, cerrahi operasyon ihtiyacı, artan randevu sayısı ve ataşman kopması nedeniyle ilave bir cerrahi işleme gerek duyulması gibi problemler nedeniyle hem hasta hem de ortodontistler için zorlu tedaviler sınıfına girmektedir (2, 3).

Bireylerin bir kısmında 3.molar dişlerden sonra sıklıkla üst kanin dişleri başta olmak üzere sürmemiş veya sürememiş dişler bulunmaktadır (4). Gömülü dişlerin sürdürülmesi için pek çok mekanik literatürde yer almaktadır (5).

Bu mekaniklerin büyük bir çoğunluğunda gömülü kalan diş üzerine cerrahi işlemler yoluyla yapıştırılan ataşmanlar vasıtasıyla ağız içine teller veya zincirler uzatılmaktadır. Ağız ortamına uzatılan bu teller veya zincirlerin ucuna aktif kuvvet oluşturulacak elemanlar takılmaktadır. Bu elemanlar; elastikler, esneme miktarları yüksek ark telleri ve nispeten sert tellerden bükülen tasarımlardan oluşmaktadır. Esnek bir materyalin kuvvet oluşturabilmesi, başka ifadeyle aktif hale gelebilmesi, için boyutunun uzatılması gerekmektedir. Boyu uzatılan esnek eleman orijinal boyutuna geri dönmeye çalışmakta ve böylelikle ortodontik bir kuvvet meydana getirmektedir. Ancak bu işlemin en büyük dezavantajı destek alınan ünite ile üzerine kuvvet uygulanması planlanan gömülü diş arasındaki mesafenin tümünün kullanılamamasıdır. Mevcut uygulamalarla ilgili bir diğer önemli problem olarak gördüğümüz gömülü dişin sürme yolunun hemen hemen tümünün cerrahi işlem sonrası tamir dokusuyla dolmasıdır. Bu tamir dokusunun diş sürmesinde bir engel teşkil edebileceği düşünülmektedir. Tamir dokusunun istenmeyen bu migrasyonunun önlenmesi amacıyla cerrahi sonrası traksiyon öncesinde yumuşak doku büyümesini engellemek için patlar yerleştirilmektedir (6).

Gömülü dişlerin sürdürülmesinde kullanılan mekaniklerin etkin kuvvet verebilmesi ve sistemdeki sürtünmenin azaltılması amacı ile tasarlanmış bazı apareyler literatürde belirtilmiştir (7, 8). Mukoza veya tamir dokusu, devamlı etkin kuvvet veren nikel titanyum kapalı yay sarmalları içerisine doğru büyüebilmekte ve bu durumun yayın deaktivasyonunu engellemesi nedeniyle, gömülü dişe ne kadar etkin kuvvet uygulandığının tahmin edilmesi imkânsız hale gelebilmektedir (7).

Yeniden cerrahi operasyon gerekliliğinin en yaygın nedenleri arasında aşırı doku büyümesi yer almaktadır (9, 10).

Çalışmada sunulan diş sürdürücü aparey ile yukarıda anlatılan problemlerin giderilmesi ve tedaviyi güçleştiren etkenlerin elimine edilmesi düşünülmüştür.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Sürmesi

Simetrik meydana gelen karmaşık ve fizyolojik bir süreç olan diş sürmesi, bir dişin çene kemiğindeki gelişim bölgesinden, ağız boşluğundaki fonksiyonel konumuna gelinceye kadar özellikle dikey yönde gerçekleşen hareketi olarak tanımlanmaktadır. Bu durum diş, karşıt çenede dişlerle kontakta gelinceye kadar devam etmektedir (11).

Kemik içi sürme fazının, osteoblastlar ve osteoklastlar tarafından yapıldığı ve bunun da, mine organını çevreleyen bir ektomezenşimal bağ dokusu olan dental folikül varlığına bağlı olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, sürme kuvvetinin kaynağı ve aynı zamanda sürme yolunun oluşum mekanizması hala tam olarak bilinmemektedir (12-14).

Diş sürme mekanizmaları ile ilgili birçok teori ortaya atılmıştır. Ancak başlangıç aşamasındaki süreci en iyi açıkladığı kabul edilen polarize folikül teorisidir. Osteoklast / osteoblast aktivasyonuna dayalı olan bu teoriye göre; kök oluşumu başladığında folikülün koronal kısmında rezorbsiyon aktivasyonu gerçekleşirken, folikülün apikal kısmında ise seçici kemik büyümesi koordine edilmektedir (11).

Diş sürmesi; sürme öncesi faz, kemik içi fazı, mukozal penetrasyon fazı, okluzyon öncesi faz, okluzyon fazı ve maturasyon fazı olarak altı aşamaya ayrılabilir. Okluzyona gelmiş dişte yavaş ama sürekli bir sürme yaşam süresi boyunca devam edebilmektedir. Diş sürmesi, fazlar arasındaki herhangi bir aşamada çeşitli nedenlerden dolayı kesintiye uğrayabilmektedir (15).

2.1.2. Diş sürmesi bozuklukları

2.1.2.1. Primer (PFE) ve sekonder sürme bozuklukları

Profitt ve Vig, primer sürme bozukluklarını; dişin sürme yolunda bir engel, anormal bir pozisyon veya sistemik bir etken olmaksızın sürmenin kemik içindeki aşamada durması olarak tanımlamıştır (16).

Güncel çalışmalarda olguların yaklaşık dörtte birinde PFE' nin ailesel oluşumunun paratiroid hormon reseptörü 1 (PTHr1) geniyle alakalı olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tedavi yollarını irdeleyen araştırmalar için öncü bir rol oynamıştır (17, 18).

Sekonder sürme bozukluklarında; diş kemik bariyerini geçip ağız ortamına sürmüştür. Ancak infraoklüzyonda kalmıştır. Sekonder sürme bozukluğu gözlenen dişler histolojik olarak incelendiğinde köklerinde ankiloze alanlar gözlenmiştir (19).

2.2. Gömülü Dişlere Tarihsel Bakış

Gömülü dişler binlerce yıldır insanlarda görülebilmektedir. Antropolojik bir çalışma sonucunda; M.Ö. 2700 ile 2724 yılları arasında gömülü kanin dişleri olan bir kafatası bulunmuş ve böylece gömülü dişler için modern uygarlığın getirdiği değişmiş koşullardan kaynaklanmadığı düşünülmüştür (20).

2.3. Gömülü Dişin Terminolojisi ve Tanımı

Latin kökenli '*impactus*' kelimesinden köken alan impaksiyon terimi; anormal koşullardan kaynaklanan normal konumuna gelmesi engellenen bir organ veya yapı için kullanılmaktadır (15). Gömülü dişin tanımlanmasında; gecikmiş sürme, primer retansiyon ve impaksiyon, gibi birçok terim kullanılmaktadır (21).

İmpaksiyon ve retansiyon kavramlarının ayırt edilmesinin gerekliliğini vurgulayan Tetsch ve Wagner, formasyonunu tamamlamış bir dişin okluzal seviyeye ulaşamamasına retansiyon, dişin engel oluşturan faktörler nedeniyle sürememesine impaksiyon demişlerdir (22). Archer ve Lytle ise; başka diş, kemik veya yumuşak doku tarafından tamamen ya da kısmen sürmesi engellenmiş dişleri gömülü diş olarak tanımlamıştır (23, 24). Lindauer' a göre; simetriği sürmüş bir dişin 6 ay boyunca sürmemesi gömülü kalmayı düşündürmelidir (25). Tüm bu çalışmalara rağmen gömülü dişlerin tanımlanma terminolojisi konusunda literatürde tam bir fikir birliği mevcut değildir (26).

2.4. Dişlerin Gömülü Kalma Sebepleri

Gömülü kalmaya sebep olan etiyolojik faktörler lokal ve sistemik olarak iki gruba ayrılmaktadır.

2.4.1. Lokal faktörler

- Yer darlığı,
- Anormal diş pozisyonu,
- Diş çevresinde yoğun kemik mevcudiyeti,
- Kronik iltihaplar veya travma nedeniyle diş üzerinde oluşan sıkı fibröz doku,
- Kök formasyonunun erken tamamlanması (27),
- Kökte dilasasyon,
- Süt dişi retansiyonu ya da erken kaybı,
- Ankiloz,
- Süpernumerer diş,
- Kistik veya neoplastik oluşumlar,
- Primer sürme bozukluklarını içeren idiyopatik nedenler (16),

2.4.2. Sistemik faktörler

- Genetik
- Büyüme ve gelişimi etkileyen faktörler
- Kleidokranial Displazi, Oksisefali, Progeria, Akondroplazi, Dudak Damak Yarıkları gibi diğer nedenler (4, 28).

2.5. Gömülü Dişlerin Sürdürülmesinde Kullanılan Mekanikler

2.5.1. Dişe yapıştırılan ataşmanlar ve kullanılan araçlar

Gömülü bir diş okluzyondaki konumuna getirmek için diş bir bağlantı yerleştirmek gerekmektedir.

Lasso teli: 1960' lı yıllarda ilk kullanılan ataşmanlardan olan Lasso teli diş kronunun etrafından çevreleyen bir teldir. Yerleşeceği ve çıkmayacağı yer kronun en dar olduğu mine sement sınırı olmaktadır. Bu da gingival irritasyona neden olup iyileşen dokuların bağlanmasını önlemektedir. Shapira ve Kuftinec, bu ataşmanın kullanımını ile mine sement bölgesinde eksternal kök rezorbsiyonu, ankiloz, kemik ve keratinize dişeti kaybı oluştuğunu bildirmiştir (29).

Ortodontik Bantlar: İyileşmeyi sağlamada daha avantajlı olduğu klinik deneyimlerle kanıtlanan ortodontik bantlar büyük ölçüde Lasso telinin yerini almıştır. Ancak; bantı yerleştirebilmek için oldukça fazla kemik kaldırılması gerekliliği ve yapıştırma sırasında hemostaz kontrolündeki zorluklar elverişsiz bir ataşman statüsüne sokmaktadır (4).

Pinler: Kron harabiyeti olan dişlerde restorasyon için kullanılan pinler gömülü dişler için de geçmişte kullanılmıştır (30). İnvaziv bir işlem olması, yeniden restorasyon gerektirmesi, derin gömülü dişlerde diş erişimde güçlük ve hatta büyük pulpa odaları olan dişlerde vitalite kaybı bu ataşmanın dezavantajları arasında bulunmaktadır (4).

Alternatif modern uygulama olarak Asit-etch kompozit bağlama tekniğinin kullanılmasının en önemli avantajı, başarılı olması için minenin nispeten az bir yüzeyine ihtiyaç duymasındır ki bu da sürdürülen dişin periodontal sağlığına katkıda bulunabilecek bir özellik olarak karşımıza çıkmaktadır (31).

Standart Ortodontik Braketler: Geniş, yüksek ve keskin olan braket dizaynı diş sürdürme işleminde yumuşak dokulardan özellikle mukozadan geçtikçe irritasyona sebep olmaktadır. Piyasada çeşitli boyutlarda dişin orta yüzeyine uyumlu olacak şekilde braket tabanları bulunmakta ve gömülü bir diş için orta yüzeye uyumlu olan bu braketlerin dişin diğer yüzeylerine adaptasyon zorluğu bulunmaktadır. Brakete bağlanan uzun tel ligatür ya da elastik ip ile uygulanan traksiyonla beraber kaldırılan flep dokusu gerilim göstermekte ve bu da iyileşen dokularla etkileşime girerek enflamasyon ve periodontal dokularda hasar gösterebilmektedir. Yer değiştiren diş, arka yerine doğru ilerledikçe dişeti dokusu braket üzerini kaplamaktadır (4).

Eyelet ve Buton: Ortodontik bant malzemesinden yapılan örgü tabanlı, uyumlu konturlu olan eyeletler yapıştırma yüzeyine daha hassas bir şekilde uyum sağlamaktadır. Butonlar ise yumuşak tabanlı olmayıp belli taban formlarında prefabrik temin edilmektedir. Göreceli olarak küçük boyutlu olmasıyla öne çıkan

eyelet ve buton, derin ulaşması zor olan dişlerde kolaylık sağlamak ve çevreleyen dokular için daha az irrite edicidir (4).

Diş ile teması korumak ve kuvvet uygulama sahası oluşturabilmek için ligatür teli, elastik ip, gold chain gibi bağlayıcılar ya da araçlar diye adlandırılan materyaller kullanılmaktadır.

Ligatür teli: Diş sürdürme sürecinde aracı olarak sıklıkla ligatür teli kullanılmaktadır. Pearson ve arkadaşları etkin traksiyon için ligatür telinin güvenilir olmadığını belirtmiştir (32). Bunun yanı sıra cerrahi sırasında, aktivasyon esnasında ligatür telinin kopması görülebilmektedir (33).

Maymun kancası: Bowman tarafından 2002 yılında tanıtılan, her iki ucunda açık hookları bulunan basit bir yardımcıdır. Butonlarla beraber kullanıldıklarında değişik vektörel yönlere sahip kuvvetlerin oluşturulmasına olanak tanımaktadırlar (34).

Elastik ip: Açık cerrahi tekniğin tercih edildiği vakalarda kullanılan bir alternatif araçtır. Kapalı cerrahi tekniğinde kullanımı sadece bir kez bağlanabilme özelliğinden mütevellit önerilmez.

Gold chain: Biyouyumlu materyalden oluşması, dişe uygun ve yeterli bağlanma sağlamasına rağmen oldukça pahalı elemanlardır. Bu tür araçların cerrahi operasyon sırasında bir forseps ile tutulması gerekmektedir. Aksi halde zincirler dikiş esnasında kaybolabilirler ve/veya kırılabilirler (4).

Elastomerik zincirler: Sentetik elastomerik zincirler 1960' lı yıllardan beri ortodontide yaygın olarak kullanılmaktadır. Sentetik elastikler poliüretan malzemelerden yapılmış amorf polimerlerdir. Polimerler ideal elastik malzemeler değildirler. Mekanik özellikleri zaman ve sıcaklık ile değişmektedir. Ağız ortamında, absorbe ettikleri su ve tükürük, malzemenin iç bağlarının bozulmasına neden olmakta ve sonuçta uygulanan kuvvet azalmaktadır. Kuvvetin azalma derecesi ve oranı; üretici tarafından kullanılan malzeme, ilave edilen renkler, zincir konfigürasyonu, hastanın ağız pH' ı ve sterilizasyon ve depolama tekniklerine göre değişiklik göstermektedir (35).

Birçok çalışma göstermiştir ki elastomerik zincirlerle yük uygulamasının ilk gününde başlangıç kuvvetinin %50-70' ini ve sonraki 3 haftada ise ilaveten %10' unu daha kaybetmektedir; nihayetinde 4 hafta sonunda başlangıç kuvvetinin sadece % 30-40' u kalmaktadır (36-39).

Magnetler: 1989' da Sandler ve arkadaşları gömülü diş sürdürülmesinde magnet kullanımını önermişlerdir (40).

Mıknatıslarda korozyon ve buna bağılı sitotoksik etkileri ile ilgili endişeler bulunmasına rağmen yapılan araştırmalarda bunu destekleyen net bir bilgi bulunmamaktadır. Ortodontide geleneksel kuvvet sistemlerine karşı magnetlerin avantajları;

- Sürtünmesiz mekanik olmaları,
- Birbirini çekecek şekilde konumlandırıldıklarında kuvvet seviyelerinin ön görülebilir olması,
- Oluşturdukları kuvvet miktarının zamanla azalmaması,
- Daha az hasta uyumu gerektirmeleri şeklinde sıralanabilmektedir.

Ancak magnet boyutuna bağılı olarak aparey ağırlığının artması, magnetler birbirlerini itecek şekilde konumlandırıldığında 3 boyutlu düzlemde diş hareketi kontrolünün sınırlı olması, korozyonu engellemek için yüzey kaplama işleminin gerekliliğı dezavantajları olarak belirtilmektedir.

2.6. Gömülü Diş Sürdürülmesinde Kuvvet Sistemleri

Gömülü diş sürdürme mekaniklerinde olması gereken temel özellikler; devamlı ve düşük kuvvet uygulama, komşu dişlerin köklerine yakın olduğı durumlarda özellikle bukkal hareketten önce vertikal hareket sağlanma ve istenmeyen yan etkilerin en aza indirme şeklinde sıralanmıştır (41).

2.6.1. Sabit apareyler

2.6.1.1. Balista spring

Balista spring 1979 yılında Harry Jacoby tarafından geliştirilmiştir. Aparatın ismini balistaya benzettiğini söyleyen bir hastası koymuştur. Balista spring 0.014, 0.016 ya da 0.018 inç yuvarlak telden bükülmektedir. Horizontal kol, vertikal kol ve vertikal kolun sonunda ki bir looptan oluşmaktadır. Molar tüpünden geçirilen horizontal kolda biriken enerjinin aktif eleman rolü olan vertikal kola aktarılması prensibine dayanan çalışma mekanizması mevcuttur. Molar tüpünden geçen kolun yarattığı etki nedeniyle molarlardaki ankraj iyi planlanmalıdır. Bu nedenle transpalatal ark kullanımı sıklıkla tercih edilmektedir.

Gömülü dişlerin çoğu, komşu dişlerin köklerine oldukça yakın konumlanmaktadır. Gömülü dişe ark teli ile uygulanan doğrusal kuvvetlerde komşu diş köklerine yaklaşma ve hatta sıkışma durumu söz konusu olabilmektedir. Balista springin damak ortasına doğru gömülü diş üzerine uyguladığı vertikal kuvvetle bu durum engellenebilmektedir. Seviyeleme veya sıralama aşaması öncesi ve sırasında uygulanabilirliği mümkündür. Yapımı ve uygulaması o dönemin diğer mekanikleri olan lasso teli ve pinlerle karşılaştırıldığında daha kolay ve daha az travmatiktir. Ankraj sisteminde ve/veya springte yapılan ufak modifikasyonlarla gömülü premolar, molar, kesici dişler için de kullanılabilirdiği ifade edilebilmektedir (42).

2.6.1.2. Aktif palatal ark

Her iki tarafında da omega loop taşıyan, 0.020 inç ark telinden bükülen ve gömülü kanin dişlere bukkal yönde verilecek kuvvetin komşu dişlerde önemli rezorbsiyona sebebiyet vermesini önlemek amacıyla Becker tarafından 1978 yılında tanıtılmıştır. Looplar tel ligatür ile bağlanıp palatal ark aşağı doğru aktive edilerek dişe vertikal yönde hareket veren çalışma mekanizması bulunmaktadır (43).

2.6.1.3. Hafif yardımcı labial ark

Kornhouser tarafından 1996 yılında tanıtılan hafif yardımcı labial ark 0.014 veya 0.016 inç yuvarlak çelik telden bükülmektedir. Bu aygıt; ark içinde gömülü kanin için hazırlanmış boşluğun karşısında olacak şekilde aşağıya doğru okluzyon düzleme dik açı ile bükülen loop ve bu loopta bulunan gömülü dişteki ataşmana bağlanması için tasarlanan küçük heliksten oluşmaktadır.

Uygulanan kuvvetin 30-35 g' ı geçmemesi gerekmektedir. Bu tel bazal rijit bir ark teli ile beraber kullanılmalıdır. Aksi halde gömülü diş dışındaki dişlerde yan etki riski bulunmaktadır. Bunun yanında; hasta başında harcanan zamanının azalması, laboratuvar gereksinimi olmaması, kuvvetin istenilen yönlerde uygulanabilmesi gibi avantajları Kornhouser tarafından belirtilmiştir (44).

2.6.1.4. Çift ark teli

Çift ark teli (Piggyback), rijit bir ark telinin ark formunu koruduğu, istenmeyen yan etkileri en aza indirdiği ve Ni-Ti gibi daha esnek bir telin gömülü dişin üzerindeki ataşman veya braketten geçirildiği ikili tel sistemidir (45, 46).

2.6.1.5. Heliksli arkteli

Gömülü dişlerin sürdürülmesinde kullanılan bir diğer sistemi Hauser tanıtımış olup özel bir tel olan 0.016 inçlik Australian telden bükülmektedir. Gömülü dişin komşu dişlerin braketlerine temas eden helikslerle hem açılan yer korunmakta hem de bu ek helikslerle sistemin esnekliği artmaktadır. Çeşitli ark dizaynları ile verilen kuvvet miktarı değişse de bu sistemde genellikle kuvvet miktarı 200 g' ı geçmemelidir ve aktivasyonu heliksten geçen tel ligatür ile 2 haftada bir yapılmalıdır (47).

2.6.1.6. K-9 spring

Kalra tarafından 2000 yılında gömülü kanin ekstrüzyonu ve distalizasyonunda kullanılması için tanıtılan K- 9 spring, 0.017×0.025 in TMA telden bükülerek hazırlanmaktadır. Horizontal ve vertikal parçaları olan K-9 springin horizontal parçası molar tp ve premolar braketlerden geçmektedir. Akabinde 90° büküm verilerek oluşturulan vertikal parçasına 20° palatal bölgeye doğru büküm verilmektedir. Aktivasyonun yenilenmesinde vertikal parçanın yerinden çıkarılmasına gerek kalmadan molar tüpteki horizontal parçanın distalinden büküm yapılabilir. Bu işlem gömülü dişe distal yönde etki edecek kuvveti de sağlamaktadır.

Basit dizayn, düşük maliyet, hasta kooperasyonu gerektirmemesi, çok düşük ve devamlı kuvvet uygulaması gibi avantajları bildirilmiştir. Ancak kullanımı için arkin seviyelenip sıralanması gerekmekte ve minimum yan etki için tüm sürdürme aygıtlarında olduğu gibi ankraj göz önünde bulundurulmalıdır (41). Sunulan diğer bir çalışmada yan etkilerin önlenmesi için premolar ve molar bölgede bukkal tork verilerek aygıt modifiye edilmiştir (48).

2.6.1.7. Kilroy spring

Palatinalde ve bukkalde konumlanmış dişler için farklı iki tipte üretilen “Kilroy spring” ilk olarak 2003 yılında Bowman ve Carano tarafından tanıtılmış, daha sonra yapılan çalışmalarda da etkinliği ortaya konmuştur.

Kilroy I ve Kilroy II olmak üzere iki farklı tipte üretilen bu prefabrik springlerin birbirlerinden temel farkı uyguladıkları kuvvetin yönüdür. Kilroy II, Kilroy I’den farklı olarak daha çok vertikal kuvvet oluşturmakta ve bu sayede bukkalde konumlanmış gömülü kaninlerin sürdürülmesinde tercih edilmektedir (49).

Kilroy spring, elastometrik zincir ve ligatür telinin dahil edildiği bir çalışmada Kilroy spring’ in düşük yük-defleksiyon oranına sahip olduğu, daha az sayıda aktivasyon ile uzun süreli sürekli kuvvet elde edildiğini ve ankraj alınan dişlerde ise minimum bir etki oluşturduğu belirtilmiştir. Bunun sonucu olarak jiggling etkisinin en aza indirildiği bildirilmiştir (50).

2.6.1.8. Mandibular ankraj

Maksilladaki gömülü dişler için kullanılan mandibular ankrajda; 5-6 mm uzunluğunda dikey hookları bulunan Lingual ark 0.036 inç çelik telden bükülmektedir. Elastiklerle diş traksiyon verilen bu apareyin kullanımında kuvvet 40 - 60 g’ı geçmemelidir. Avantajları; apareyin tasarımında ve uygulamasında basitlik, azalmış tedavi süresi sayılmaktadır (51).

2.6.1.9. Mini implantlar

Mini implantlarla ilgili birçok çalışması olan Park ve arkadaşları gömülü dişlerin sürdürülmesinde ankraj olarak 2 hastada mini implant (1.2 x 6 mm) kullanmışlardır. Süt kanin dişin çekiminden sonra, bu alanda alveolar kemik eksikliği nedeniyle küçük bir implant kullanılmalıdır. Dişin sürmesi için 50 g’ dan az bir kuvvetin yeterli olduğunu ve mini implantların bu kuvveti karşıladıklarını belirtmişlerdir.

Mini implant, bukkal kortikal kemiğe, kemik yüzeyine 10°- 20° açıyla ve mümkün olduğunca diş uzun eksenine paralel olarak yerleştirilmelidir. Tekniğin limitasyonları ise kök hareketini üretmek için tasarlanmamıştır ve bu nedenle yatay

olarak konumlanmış gömülü diş veya kökü kronundan daha palatal konumda olan kanin için kontrendikedir (52).

Park ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan ilham alarak daha fazla hastada uygulayan Koxsis ve arkadaşları 69 hastada Leone marka 1.5 mm çaplı mini implantları kullanmışlardır. 50-80 g kuvvet uygulamışlardır. Gömülü dişin sürme için sabit ortodontik tedavi aygıtlarına ihtiyaç duyulmaması avantajlarından. Ancak net tedavi ve kontrendikasyonların yanı sıra kesin tedavi protokolleri oluşturmak için ek araştırmalar gerekmektedir (53).

2.6.1.10. Kaldıraç mekanizmalar

Ortodontide bölümlü mekanizmalar kullanımı Burstone tarafından tanımlanmış olup hareket ettirilecek dişlere aktif birimler, ankraj sağlayan dişlere pasif birimler denmektedir (54).

Kaldıraç mekanizmaların çalışma prensibi; telin tamamen geçtiği dişte moment ve kuvvet oluşurken, konsolun diğer ucunda tek nokta teması ile sadece tek bir kuvvet oluşmasıdır. Labiale konumlanmış kanin dişler için kaldıraç sistem elemanı genelde 0.017×0.025 inç TMA telden bükülmektedir. Palatinele konumlanmış kanin dişleri için ise 0.016×0.022 inç TMA telden bükülmektedir ve molar bandın lingualine lehimlenen yardımcı tüpten geçen kaldıraç sistemle diş bukkale doğru yönlendirilebilmektedir.

Kaldıraç sistem, geniş aktivasyon aralığı ile birlikte 25-30 g kuvvet yaratabilmektedir. Ficher ve arkadaşları; kaldıraç sistemi kullanan ortodontistlerin sadece aktif kuvvetleri değil, reaktif (pasif elemanlardaki) kuvvetlerle oluşan hareketleri de hesaplaması gerektiği belirtmiştir.

Kaldıraç sistemin avantajları; öngörülebilir diş hareketi sağlaması, düşük kuvvet ve reaktivasyon gereksiniminin az olması iken ankraj alınan diş ya da dişlerde potansiyel yan etkiler olan reaktif kuvvetler oluşması dezavantajı olarak belirtilmiştir (55).

2.7. Hareketli Apareyler

Bazı araştırmacılar, bir dişin ankiloz mi yoksa sürdürülebilir bir diş mi olduğunu belirleyebilmek için başlangıçta hareketli apareylerin kullanımını önermişlerdir. Böylece ankraj alınan ünitelerde yan etkilerin olmayacağını

belirtmişlerdir (56). Hasta uyumu gerektirmeleri diş sürdürmede kullanılan hareketli apareylerin dezavantajlarının başında gelmektedir.

Diş sürdürmede özellikle üst hareketli apareyler vertikal yönde kuvvet uygulamada etkin olmamaktadır. Bu nedenle, Orton ve arkadaşları karşıt çeneden ankraj alınarak diş sürmesini sağlayan apareylerini tanıtmışlardır. Stabilitesinde teknisyen becerisi gerektirmeleri ve uygulanan kuvvetle beraber karşıt arkta mezial hareket meydana getirerek çapraşıklık oluşturabilmeleri hareketli apareylerin olası dezavantajları olarak bildirilmektedir (57).

Hareketli apareyler, çapraz kapanışın düzeltilmesi, dişsiz alanın korunması ve eklenecek springlerle yer açmak için yapılacak modifikasyonlara izin verebilmektedir. Ancak; ankraj desteğinin az ya da hiç olmadığı vakalarda özellikle bazı kök hareketleri veya rotasyon düzeltimi gerektiğinde hareketli apareyler yetersiz kalabilmektedir (58).

2.8. Yayların Kullanıldığı Sistemler

2.8.1. Easy way coil sistem

Gömülü diş sürdürmek için Schubert tarafından 2008 yılında tanıtılan Easy Way Coil sistem çelik traksiyon yayı, tel ligatür ve buna bağlı olan butondan oluşmaktadır. Yay 1.2 mm' lik bir dış çapa, 0.75 mm' lik bir iç çapa sahiptir ve 1 mm' lik aktivasyonda ortalama 0.158 N kuvvet üretmektedir.

Mekanizmanın çelik yay ile kurulmasının sebepleri şu şekilde sıralanmıştır; aktifleştirilen bir Ni-Ti kapalı yayın sarmallarında mukoza veya skar dokusu büyüebilmekte ve yayın büzülmesini önleyebilmektedir. Böylece dişe ne kadar etkili kuvvet uygulandığını tahmin etmek imkânsız hale gelmektedir. Çelik yayların ise aktivasyonunda “tüp şekli” formu korunur ve bu sayede yay çok az sürtünme ile kolayca kayabilmektedir. Ayrıca; deneysel bir çalışma, çelik yay sertliğinin anti-rotasyon etkiye sahip olduğunu ve böylece 75 g tork üretebildiğini belirtmiştir. Diğer bir taraftan, nikel titanyum yaylar, yüksek esneklikleri nedeniyle lateral stabiliteyi sağlayamamaktadır (7).

2.8.2. W spring

2017 yılında Minase ve arkadaşları, Easy Way Coil sisteminde çelik yay kullanılmasının etkin kuvvet uygulamama ve tek yönlü kuvvet sağlama limitasyonlarını elimine etmek amacıyla W springi geliştirmişlerdir. Çelik yay yerine nikel titanyum kapalı yay kullanımının devamlı ve etkin kuvvet uygulaması, istenilen yönde kuvvet yönünün değiştirilebilmesi, buton yerine mesh bir taban kullanımının her diş için uygun adaptasyon sağlanmasına olanak tanınması W springin avantajları arasında belirtilmektedir (59).

Ni-Ti kapalı yay ile gömülü diş sürdürülmesini Ross da önermiştir. Ross uygulanması gereken kuvvet miktarını 80 g olarak belirtmiştir (60).

2.9. Gömülü Dişleri Sürdürme Başarısı ve Tedavi Süresini Etkileyen Faktörler

Gömülü dişlerin sürdürülmesinde komplikasyon ve/veya başarısızlık olasılığını öngörmek için çeşitli değişkenleri değerlendirmek gerekmektedir. Hastanın yaşı, mekanik tıkanıklık, sıkı fibröz bariyer, dişin okluzal düzlemden uzaklığı, kronun meziodistal pozisyonu, dişin açısı, diş kronun orta hatta yakınlığı, gömülü diş eğer kanin ise tüberkül ucunun yeri ve komşu lateral kesici diş ile ilişkisi, apeks pozisyonu ve lateral kesici veya 1. premolar ile transpozisyonu başarı ve süreyi etkilemektedir (4, 25, 61).

Gömülü kanin dişlerin tedavi süresinin ne kadar olabileceği ile ilgili panoramik radyografilerden elde edilecek verilerin belirlenmesi üzerine çalışmalar yapılmıştır (25, 62, 63). α -açısı (gömülü kanin dişin uzun aksı ve orta hat düzleminde geçen doğru arasında ölçülen açı), d-mesafesi (kanin dişin tüberkül ucu ile okluzal düzlem arasındaki mesafe), ve s-sektörü (gömülü kanin tüberkül tepesinin konumlandığı sektör) önemli parametreler olarak tanımlanmaktadır.

S sektörü tespitinde; santral keser dişin uzun aksıyla orta hattı geçen çizgi arasında ise sektör 1, santral keser dişin uzun aksıyla lateral keser dişin uzun aksı arasında ise sektör 2, lateral keser dişin uzun aksıyla 1. premolar dişin uzun aksı arasında ise sektör 3 tanımlaması kullanılmaktadır (64).

Şahinoğlu ve arkadaşlarına göre α - açısındaki her 5° ve d-mesafesindeki her 1 mm' lik artış tedavi süresini 1 hafta uzatmaktadır. Sektör 1'de ise sektör 3'e göre 6 hafta daha uzun traksiyon fazı olduğunu belirtmişlerdir (65).

d- mesafesi için yapılan başka bir çalışmada kanin tüberkül tepesi ile okluzal düzlem arası mesafe 14 mm den daha az olduğunda tedavinin ortalama 24 ay, 14 mm den daha fazla mesafe olduğunda ise tedavi süresinin 31 aya kadar çıktığı belirtilmiştir (61).

Gömülü dişlerin tedavi başarısızlık nedenlerini 3 grup altında toplanabilmektedir;

Başarısızlığa sebep olan hastaya bağlı faktörler; gömülü dişin anormal morfolojisi, yaş, gömülü dişte var olan patoloji, olması gerekenden daha fazla ektopik konumda bulunan diş, komşu dişlerde rezorbsiyon ve hasta kooperasyon eksikliği şeklinde sıralanabilmektedir.

Başarısızlığa sebep olan ortodontik faktörler; diş konumunun doğru belirlenememesi, uygun olmayan miktarda ve yönde kuvvet verilmesi, yanlış tanı ve teşhise bağlı komşu diş köklerinde rezorbsiyon, ankraj yetersizliği ve uygun olmayan aparey seçimi şeklinde sıralanabilmektedir.

Başarısızlığa sebep olan cerrahi faktörler; yanlış bölgeye cerrahi uygulanması, cerrahi işlem sırasında gereksiz doku çıkarılmasına bağlı komşu dişlerde, destekleyen yumuşak dokularda yaralanmaların oluşması ve ortodontik tedavi planı yapılmadan cerrahi operasyonun yapılması olarak belirtilebilmektedir (1).

2.10. Diş Sürdürme Sırasında Karşılaşılabilecek Problemler

2.10.1. Hekim hataları ve komplikasyonlar

Dişlerin sürdürülmesi sırasında karşılaşılabilen problemler; hekim hatası nedeniyle oluşanlar ve komplikasyonlar şeklinde gruplandırabilir. Hekim hataları cerrah hataları ve ortodontist hataları şeklinde alt başlıklarda incelenebilmektedir. Gömülü kanin dişlerin sürdürülmesindeki başarısızlıkların araştırıldığı bir çalışmaya 35 kanin diş dahil edilmiştir. Bazı dişlerde tek neden belirtilirken bazılarında birden çok nedenin başarısızlığa neden olduğu bildirilmiştir. 16 dişte ankraj planlamasındaki hatalar, 11 dişte ankiloz, 7 adet dişte traksiyon yönünde değişiklik yapılması gerekliliği, 6 dişte komşu dişlerde rezorpsiyon, 4 diş bölgesinde yumuşak dokuda meydana gelen problemler, 3 dişteki ataşmanın kopması, 3 diş için yeterli yerin sağlanamaması, 1 dişte hasta uyumsuzluğu, 1 dişte apareyin çalışmaması ve 1 dişte yanlış cerrahi operasyon yapılması tedavide başarısızlık nedenleri olarak ortaya

konmuştur. Aynı çalışmada dişlerin 22' sinde yeniden cerrahiye ihtiyaç duyulduğu, 18' inde ankrajın güçlendirildiği, 15'inde dişlerin pozisyonunun ve sürdürme yönünün yeniden değerlendirildiği belirtilmiştir. Cerrahi işlemlerin tekrarının nedenleri ayrıntılı irdelendiğinde; 7 dişte ankilozun eliminasyonu için lüksasyon yapılmış, 7 dişte ligatür telinin yeniden yönlendirmesi için cerrahi operasyon yapılmış, 4 dişte yumuşak doku problemlerinin giderilmesi için cerrahi operasyon yapılmış, 3 dişte kopan ataşmanın yeniden yapıştırılması amacıyla cerrahi operasyon yapılmış ve 2 dişte ise dişin farklı yüzeyinin açığa çıkartılması için cerrahi operasyon yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarından cerrahi hataların, ortodontik hataların ve hastaya bağlı olabilecek komplikasyonların bazen birinin bazen ise birkaçının başarısızlık etkeni olabileceği anlaşılmaktadır. Her başarısızlık durumunun vaka özelinde değerlendirilmesinin elzem olduğu anlaşılmaktadır (1).

Yeniden cerrahi operasyon gerekliliğinin en yaygın nedenleri arasında yumuşak dokunun aşırı büyümesi veya ataşman kopması yer aldığını bildiren yayınlar mevcuttur (9, 10).

2.10.2. Cerrahi işlem sonrası tamir dokusuna bağlı oluşabileceği düşünülen problemler

Kapalı cerrahi tekniği ile gold chain yerleştirilip ortodontik traksiyona cevap vermeyen bir gömülü diş olgusunda doku ile kaplı ataşman ikinci bir operasyonla çıkarılmıştır. Sonrasında fibröz dokuya yapılan histolojik incelemede kronik inflamasyon, düzensiz kalsifiye depozitler, ödemli fibröz bağ dokusu, fibroblastlar, ve lenfositler bulunmuştur (66).

Bir çalışmada cerrahi sonrası ataşman bağlanan mandibular kanin dişlerin, postoperatif yumuşak dokudan geçmesi için gereken süre 12. 2 ay (± 10. 2) olarak belirtilmiştir (67). Bir diğer çalışmada 5 aydan uzun süre hareket görülmeyen gömülü kanin dişlerinde KIBT görüntüleri ile sürdürme başarısızlıkları araştırılmış bunun sonucunda bazı hastalarda defekti dolduran ve dişin ortodontik hareketini engelleyen granülasyon dokusu bulunmuştur (68).

Herhangi bir yaralanma durumunda olduğu gibi doku bütünlüğünün yeniden sağlanması için gömülü dişlere ataşman yapıştırılması amacıyla yapılan cerrahi işlem sonrasında yara iyileşmesi süreci meydana gelmektedir (69). Bu süreç enflamasyon, migrasyon, fibroblastların proliferasyonuna, yeni kılcal damar oluşumu ve yara

konstraksiyonunu içermektedir. Çeşitli çalışmalardan elde edilen verilerde, yara konstraksiyonun granülasyon dokusunda miyofibroblastlar olarak adlandırılan gerilim fibroblastlarının varlığı ile mümkün olduğu görülmektedir. Gerilim, granülasyon dokusunun kalınlığı ile korelasyona sahiptir (70-72). Sadece birkaç deneysel çalışma, olgunlaşmakta olan bir periodontal yaranın fonksiyonel bütünlüğünü değerlendirmektedir. Hiatt ve arkadaşları kaninlerde üst çene kanin dişlerde oluşturulan nispeten küçük cerrahi dehisens defektlerinin rekonstrüktif cerrahisini takiben diş ve dişeti flebi arasındaki gerilim kuvvetini incelemişlerdir. Yara bölgesindeki gerilim kuvveti cerrahi sonrası 3.günde yaklaşık 200 gramdan, 5-7 günde 340 grama ve 2 hafta sonunda 1700 gram üzerine çıkmıştır (73). Bu veriler gömülü dişleri sürdürürken hareket eden dişin bu dokuyla teması süresince ihtiyaç duyulan kuvvet miktarında bir artışın olabileceğini düşündürmektedir. Traksiyon yolunda tamir dokusu kaynaklı bir direncin ortaya çıkması muhtemeldir. Açık cerrahi tekniklerde diş sürmesinin daha hızlı olmasının (74) nedenlerinden birisi de bu olabilir. Histolojik çalışmalar, travma veya cerrahi öyküsü olan dokular ve normal dokular arasındaki submukozada farklılıklar göstermiştir (75). Gömülü diş için yapılan cerrahi müdahale sonrası gerçekleşen yara iyileşmesi sürecinin oluşturduğu dokuların yapısal olarak önceki hallerinden farklı olabileceği savı ortaya atılabilir.

İstenen diş hareketini sağlamak için yön kontrolü ve mekanikler konusunda dikkatli olunması önemlidir (76). Easy Way Coil sürdürme apareyinde kullanılan çelik yayın doku içerisinde kalan kısmında spiraller arasında aralanmanın olmadığı bununda spiraller arasına doku büyümesine engel olduğu belirtilmiştir. Easy Way Coil sistemde kullanılan çelik yayın ağız içindeki kısmında sarmallar arasında oluşturulan aralanmanın kuvvet kaynağı olarak kullanıldığı bildirilmiştir (7). Bir diğer çalışmada doku içerisine yerleştirilecek yayın çevresinin plastik tüple kapatma ile sürtünmenin azaltılabileceği belirtilmiştir (8). Ni-Ti yayların doku içerisine yerleştirilmesi durumunda yay aktif hale getirildiğinde yayın spiralleri arasının mukoza veya skar dokusu ile dolabileceği ve bu durumun yayın kuvvet oluşturmaya engel teşkil edebileceği belirtilmiştir. Bir başka ifadeyle dişe ne kadar etkin kuvvet uygulandığının tahmin edilmesinin imkânsız hale geldiği bildirilmiştir (7). Tez çalışmasında sunulan sürdürücü apareyde devamlı ve etkin kuvvet oluşturduğu üretici firmalar tarafından beyan edilen Ni-Ti yaylar kullanılmıştır. Doku içerisinde yer alacak Ni-Ti yayların spiralleri arasına tamir dokusunun dolmasının minimuma indirilmesi amacıyla diş sürdürücü aygıt tasarlanmıştır.

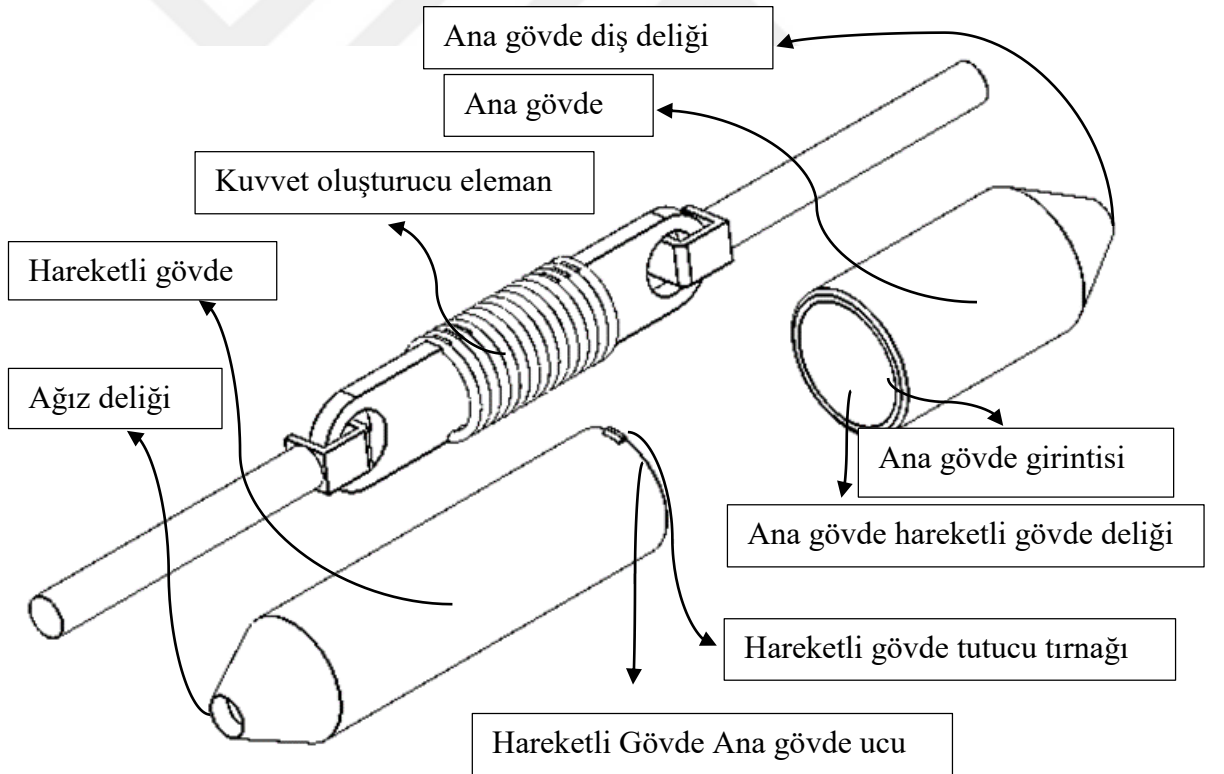
Aygıtın tp Őeklindeki tasarımıının dişin sürme yolunda oluşan tamir dokusunun direncinin azaltılması hedeflenmiŐtir.



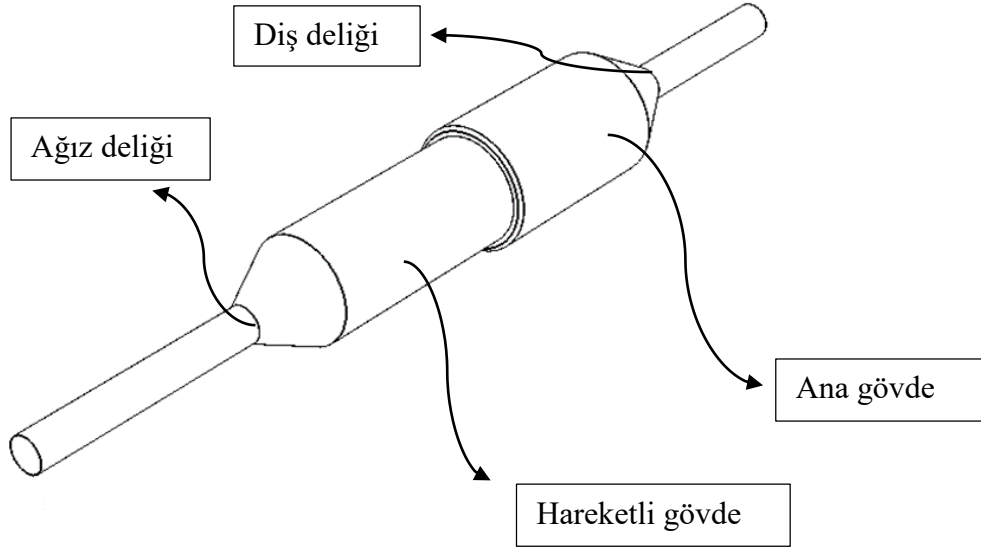
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Diş Sürdürücü Aygıt

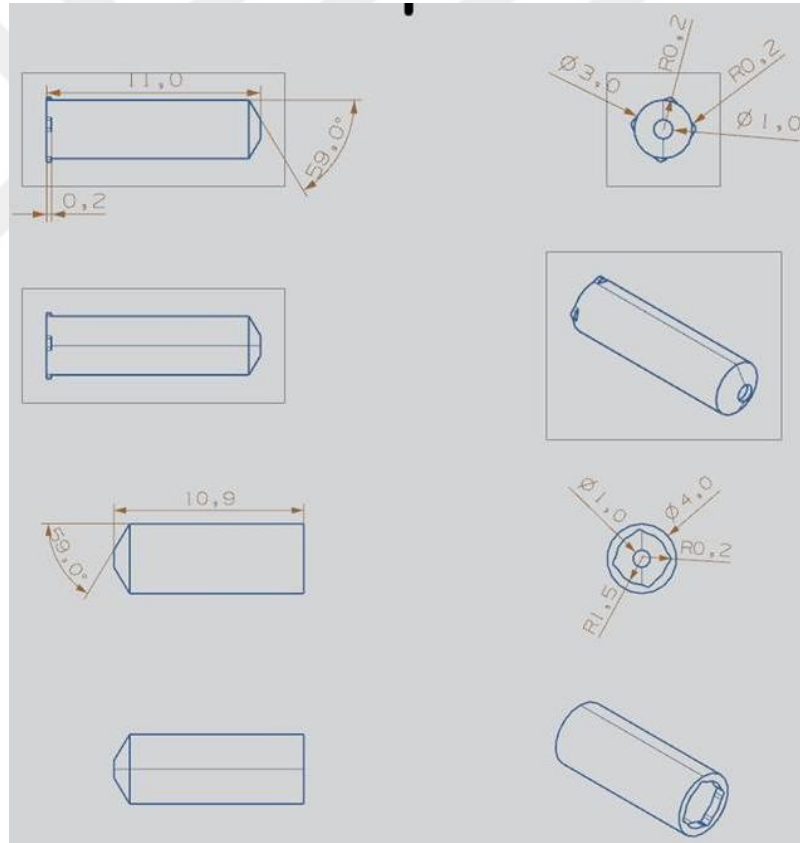
Diş sürdürücünün ilk tasarım ve çizimleri sunulan tezin danışmanı (N.Ö.) tarafından yapılmış ve 2017/23190 başvuru numarası ile Türk Patent Enstitüsüne patent başvurusu yapılmıştır. Tasarım üzerinde sunulan tezin yazarı (H.Ş.D.) tarafından üretim amacıyla değişiklikler yapılmış ve 2018-92060550-01 nolu Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi desteği ile Sakıp Sabancı Üniversitesi Üretim ve Araştırma Laboratuvarı bünyesinde paslanmaz çelik materyalinden ürettirilmiştir. Aygıt ana gövde ve hareketli gövde olmak üzere 2 parçadan oluşmaktadır.

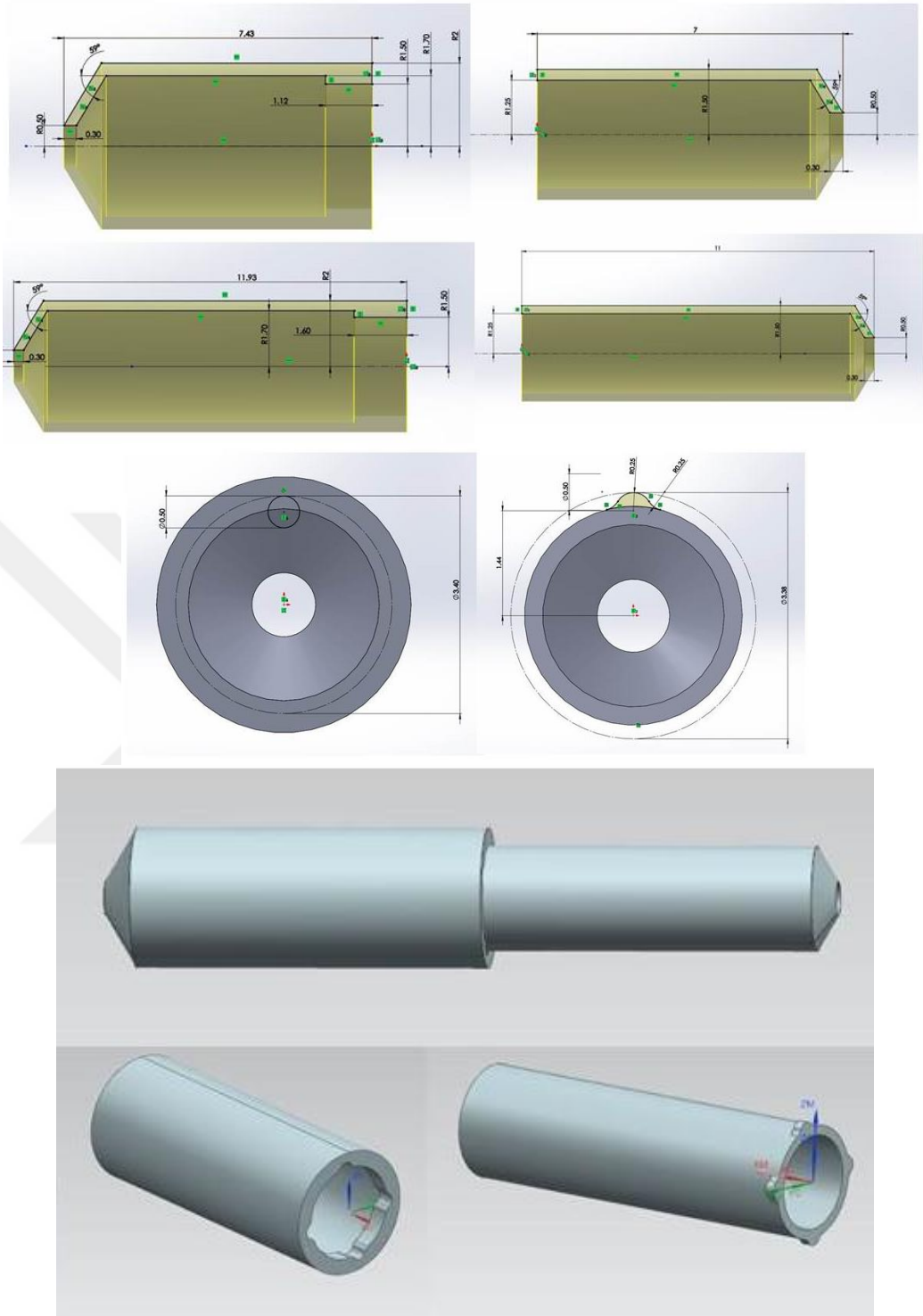


Şekil 1: Diş Sürdürücü Aygıtın montaj öncesi çizimleri ve bölümleri (Orijinal tasarım)



Şekil 2: Diş Sürdürücü Aygıtın montaj sonrası çizimleri ve bölümleri (Orijinal Tasarım)





Şekil 3: Diş Sürdürücü Aygıtın Ürettirilen Tasarım Resimleri

Firmaların yay sınıflandırılmalarının farklılık arz etmesinden mütevellit sunulan tez çalışmasında firmaların 25 g kuvvet uyguladığını belirttiği Ni-Ti yaylar hafif, 50 g kuvvet uyguladığını belirttiği yaylar orta, 100 g kuvvet uyguladığını belirttiği yaylar yüksek olarak adlandırılmıştır. Çalışmada aynı marka ancak farklı

miktarda kuvvet oluşturan yayların kıyaslanabilmesi için GAC (Dentsply Sirona) marka hafif, orta, yüksek sınıftaki yaylar kullanılmıştır. Farklı marka orta sınıfta yayların kıyaslanabilmesi için çalışmaya G4 (G&H Orthodontics) marka orta sınıftaki yay dahil edilmiştir. İlaveten Truflex (Ortho Technology) marka yüksek sınıftaki yay ise yüksek sınıfta farklı marka yayların kıyaslanabilmesi için dahil edilmiştir. Diş sürdürücü apareyde yaylar kuvvet oluşturuca eleman olarak kullanılmıştır.

Kuvvet oluşturuca eleman olan yaylar diş sürdürücü apareyin içerisine yerleştirildikten sonra ana gövdenin içerisinde bulunan 4 adet girintiler ile hareketli gövdede bulunan yine 4 adet tırnak yardımı ile iki gövde birbirine bağlanmıştır (Şekil 3).

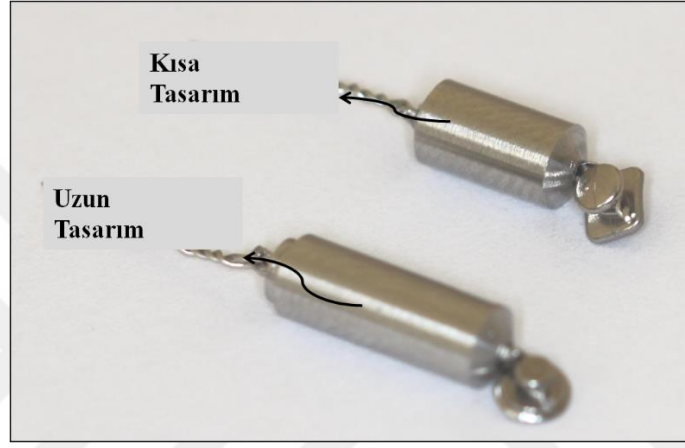
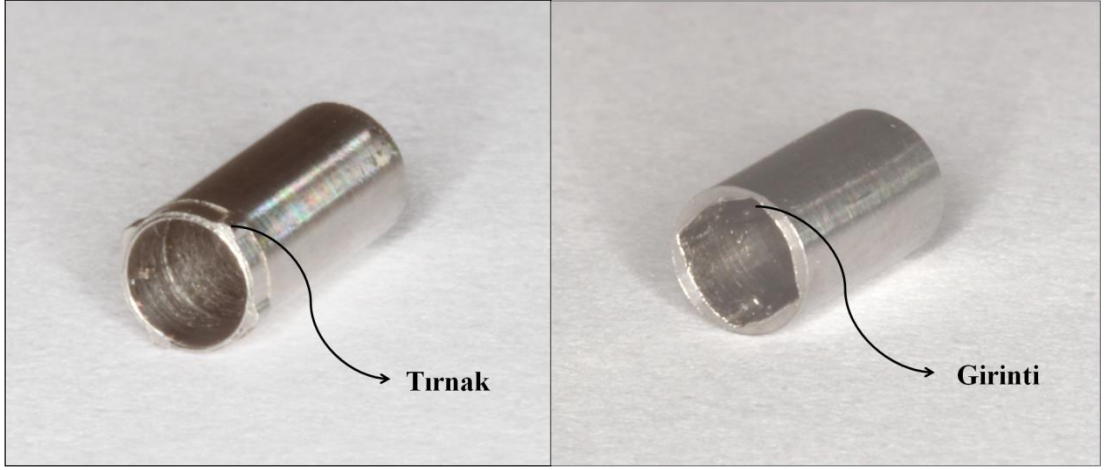
Diş sürdürücünün hareketli gövdesi ana gövdenin içinde hareket ederek aygıtın boyunun ayarlanmasına olanak tanımaktadır.

Ana gövde hareketli gövde deliği hareketli gövdenin sabit durmasını sağlamaktadır. Ana gövde diş deliği ve hareketli gövde ağız deliği kuvvet oluşturma elemanının oluşturduğu etkinin diş ucu ve ağız ucu vasıtasıyla gömülü diş ve destek ünitesine ulaştırılmasına imkân vermektedir. Hareketli gövde ana gövde ucunun ana gövdeye girmesiyle ana gövdede bulunan 4 adet düzensiz yerleştirilen girintiler ve yine 4 adet düzensiz yerleştirilen hareketli gövdede bulunan tırnaklar yardımıyla aygıtın bütünlüğünün korumaktadır. Düzensiz girinti ve çıkıntıların yerleştirilmesindeki amaç; ana ve hareketli gövdenin birbirlerinden ayrılma olasılığını minimuma indirmektir.

Diş sürdürücü aygıtın çalışma mekanizması; sistem içerisinde bulunan esnek materyalin orijinal haline dönme isteği ile ana gövde içerisinde bulunan hareketli gövdenin aktivasyon sonrası diş hareketi oldukça içeri doğru kapanması ve de kapanma devam ederken bile kuvvet vermeye devam edecek olması aktivasyon gerekliliğini ortadan kaldıracaktır. Bunun yanı sıra diş sürdürücü aygıtın tüp şekli formu gömülü diş için sürme yolunu sağlayıp rehber olabilecektir.

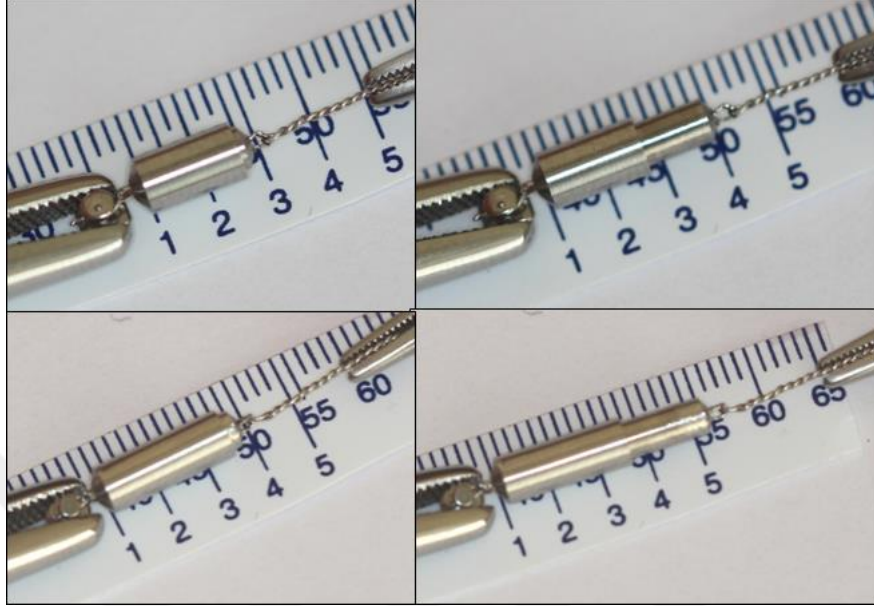
Çalışmada iki farklı boyda diş sürdürücü aparey kullanılmıştır. Bu iki farklı boyutun oluşturulmasındaki amaç sürdürme yolu mesafesindeki farklılıkların simule edilebilmesidir.

Diş sürdürücü apareyin ana gövde iç çapı 3mm, hareketli gövde iç çapı 2,5 mm, ana gövde çeper kalınlığı 0,5 mm, hareketli gövde çeper kalınlığı 0,25 mm' dir. Apareyin montajı sonrası kesişim miktarı 1,12 mm' dir.



Şekil 4: Diş Sürdürücü Aygıt ve Parçaları (Ürettirilen Tasarım)

Diş sürdürücü aygıt kısa ve uzun olarak adlandırılan 2 boyutta üretilmiştir. Kısa aygıt; kapalı halinde 8 mm maksimum açık halinde 13 mm olarak, uzun aygıt ise kapalı iken 12 mm maksimum açılımda yaklaşık 20 mm' dir (Şekil 4).



Şekil 5: Kısa ve Uzun Diş Sürdürücü Aygıtların Açık ve Kapalı Hali

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Tez çalışmasında 10 kısa ve 10 uzun olmak üzere 20 prototip kullanıldı. Her bir prototipten tekrarlanan 15 ölçüm alındı. Kısa aparey grubu ve uzun aparey grubu olmak üzere iki ana grup oluşturuldu. Kısa aparey yarı aktivasyon, kısa aparey uzun aktivasyon, uzun aparey yarı aktivasyon ve uzun aparey tam aktivasyon olmak üzere dört alt grup oluşturuldu.

Tablo 1: Kısa Aparey Grubu

Kısa Aparey Grubu						
Aktivasyon Miktarı	Yarı Aktivasyon Alt Grubu			Tam Aktivasyon Alt Grubu		
Marka	GAC	G4	Truflex	GAC	G4	Truflex
Prototipler	Hafif			Hafif		
	Orta	Orta	Yüksek	Orta	Orta	Yüksek
	Yüksek			Yüksek		

Tablo 2: Uzun Aparey Grubu

Uzun Aparey Grubu						
Aktivasyon Miktarı	Yarı Aktivasyon Alt Grubu			Tam Aktivasyon Alt Grubu		
	Marka	GAC	G4	Truflex	GAC	G4
Prototipler	Hafif			Hafif		
	Orta	Orta	Yüksek	Orta	Orta	Yüksek
	Yüksek			Yüksek		

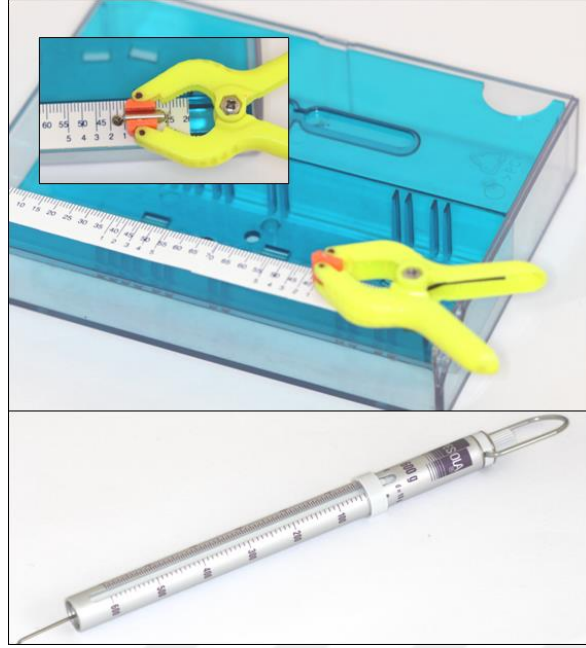
3.3. Test Düzeneği ve Aygıtların Elastikiyet Yay Sabitlerinin (k) Belirlenmesi

Test düzeneğinde prototiplerin uyguladığı kuvvetler belirlenmeden önce elastikiyet davranışını gösteren Hooke kanunu olan $F=kx$ formülünden yola çıkılarak aygıtların elastikiyet yay sabitleri belirlendi (Tablo 3).

Tablo 3: Elastikiyet Yay Sabitleri

Prototip	Elastikiyet yay sabiti (k)
GAC hafif sınıf kısa aparey	k=0.20 N/mm
GAC hafif sınıf uzun aparey	k=0.11 N/mm
GAC orta sınıf kısa aparey	k=0.21 N/mm
GAC orta sınıf uzun aparey	k=0.11 N/mm
GAC yüksek sınıf kısa aparey	k=0.30 N/mm
GAC yüksek sınıf uzun aparey	k=0.26 N/mm
G4 orta sınıf kısa aparey	k=0.23 N/mm
G4 orta sınıf uzun aparey	k=0.11 N/mm
Truflex yüksek sınıf kısa aparey	k=0.53 N/mm
Truflex yüksek sınıf uzun aparey	k=0.61 N/mm

k değerleri belirlenen aygıtların daha sonra test düzeneğine yerleştirilerek sadece $\% \pm 0.3$ sapma ile ölçüm yaptığı üretici firma tarafından belirtilen ölçüm yapan dinamometre (Pesola, Medio-Line; İsviçre) kullanılarak oluşturduğu kuvvet miktarları kaydedilmiştir (Şekil 6).



Şekil 6: Test Düzenneği ve Kuvvet Ölçer

3.4. İstatistiksel Metod

Yapılan çalışmanın istatistiksel değerlendirmesi SPSS programı (IBM Co., Armonk, New York, USA) kullanılarak yapıldı. Ana gruplardan elde edilen kuvvet değerleri bilgisayar ortamına aktarıldı. Gerekli hata kontrolleri yapıldı. Tanımlayıcı istatistiklerin gösteriminde ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri kullanıldı. Ölçümle elde edilen kuvvet değerlerinin normal dağılıma uymadıkları görüldü. Ana gruplara ait değerler Mann-Whitney U testi ile incelendi.

Alt gruplardan elde edilen ölçüm değerleri bilgisayar ortamına aktarıldı. Gerekli hata kontrolleri yapıldı. Tanımlayıcı istatistiklerin gösteriminde ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri kullanıldı. Kuvvet değerlerinin normal dağılıma uymadıkları görüldü. Alt grupların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis-H Testi kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Prototiplerin Ortalama Kuvvet Değerleri

GAC marka hafif sınıftaki yay yerleştirilen kısa aparey yarı aktivasyon ortalama değeri 31 g, kısa aparey tam aktivasyon ortalama değeri 57,3 g'dı. Aynı yayın uzun apareydeki yarı ve tam aktivasyonu ile sırasıyla ortalama 45 g ve 86,5 g'dı (Tablo 4).

GAC marka orta sınıftaki yay yerleştirilen kısa aparey yarı aktivasyon ortalama değeri 59,6 g, kısa aparey tam aktivasyon ortalama değeri 84,3 g'dı. Aynı yayın uzun apareydeki yarı ve tam aktivasyonu ile sırasıyla ortalama 67,8 g ve 101,1 g'dı (Tablo 4).

G4 marka orta sınıftaki yay yerleştirilen kısa aparey yarı aktivasyon ortalama değeri 34,6 g, kısa aparey tam aktivasyon ortalama değeri 57,5 g'dı. Aynı yayın uzun apareydeki yarı ve tam aktivasyonu ile sırasıyla ortalama 43 g ve 74,5 g'dı (Tablo 4).

GAC marka yüksek sınıftaki yay yerleştirilen kısa aparey yarı aktivasyonun ortalama değeri 102,3 g, kısa aparey tam aktivasyon ortalama değeri 143,6 g'dı. Aynı yayın uzun apareydeki yarı ve tam aktivasyonu ile sırasıyla ortalama 121,1 g ve 156,8 g'dı (Tablo 4).

Truflex marka yüksek sınıftaki yay yerleştirilen kısa aparey yarı aktivasyon ortalama değeri 110,1 g, kısa aparey tam aktivasyon ortalama değeri 159,6 g'dı. Aynı yayın uzun apareydeki yarı ve tam aktivasyonu ile sırasıyla ortalama 159,1 g ve 202,5 g'dı (Tablo 4).

Tablo 4: Prototiplerin oluşturduğu kuvvet değerlerine ait tanımlayıcı değerler

	Ortalama	Standart Sapma	Minimum kuvvet değeri	Maksimum kuvvet değeri
GAC hafif sınıf kısa aparey yarı aktivasyon	31,00	,53	30,00	35,00
GAC hafif sınıf kısa aparey tam aktivasyon	57,33	,66	55,00	60,00
GAC hafif sınıf uzun aparey yarı aktivasyon	45,00	,80	40,00	50,00
GAC hafif sınıf uzun aparey tam aktivasyon	86,50	,58	85,00	90,00
GAC orta sınıf kısa aparey yarı aktivasyon	59,66	,59	55,00	65,00
GAC orta sınıf kısa aparey tam aktivasyon	84,33	,82	80,00	90,00
GAC orta sınıf uzun aparey yarı aktivasyon	67,83	,76	62,50	72,50
GAC orta sınıf uzun aparey tam aktivasyon	101,16	,72	97,50	105,00
GAC yüksek sınıf kısa aparey yarı aktivasyon	102,33	,66	100,00	105,00
GAC yüksek sınıf kısa aparey tam aktivasyon	143,66	,59	140,00	145,00
GAC yüksek sınıf uzun aparey yarı aktivasyon	121,16	,41	120,00	125,00
GAC yüksek sınıf uzun aparey tam aktivasyon	156,83	1,30	150,00	165,00
G4 orta sınıf kısa aparey yarı aktivasyon	34,66	,33	32,50	37,50
G4 orta sınıf kısa aparey tam aktivasyon	57,50	,77	50,00	60,00
G4 orta sınıf uzun aparey yarı aktivasyon	43,00	,55	40,00	45,00
G4 orta sınıf uzun aparey tam aktivasyon	74,50	1,04	70,00	80,00
Truflex yüksek sınıf kısa aparey yarı aktivasyon	110,16	,62	105,00	112,50
Truflex yüksek sınıf kısa aparey tam aktivasyon	159,66	1,24	150,00	165,00
Truflex yüksek sınıf uzun aparey yarı aktivasyon	159,16	1,10	150,00	165,00
Truflex yüksek sınıf uzun aparey tam aktivasyon	202,50	,77	197,50	207,50

4.2. Ana ve Alt Gruplara Dair İstatistiksel Bulgular

Kısa aparey grubunun oluşturduğu ortama kuvvet değeri 84,03 g ve uzun aparey grubunun oluşturduğu ortalama kuvvet değeri 105,76 g'dı (Tablo 5).

Tablo 5: Ana gruplara ait ortalama değerler

Grup	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata
Kısa Aparey	84,03	42,12	3,43
Uzun Aparey	105,76	50,76	4,14

Kısa aparey yarı aktivasyon grubunun oluşturduğu kuvvet değerinin ortalaması 67,56 g, kısa aparey tam aktivasyon grubunun oluşturduğu kuvvet değerinin ortalaması 100,50 g, uzun aparey yarı aktivasyon grubunun oluşturduğu kuvvet değerinin ortalaması 87,23 g ve uzun aparey tam aktivasyon grubunun oluşturduğu kuvvet değerinin ortalaması 124,30 g' dı (Tablo 6).

Tablo 6: Alt gruplara ait ortalama değerler

	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maksimum
Kısa aparey yarı aktivasyon	67,56	33,47	30,00	112,50
Kısa aparey tam aktivasyon	100,50	43,62	50,00	165,00
Uzun aparey yarı aktivasyon	87,23	46,09	40,00	165,00
Uzun aparey tam aktivasyon	124,30	48,65	70,00	207,50

Uzun aparey grubu ortanca değeri 85 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 40 g ve 125 g' dı. Kısa aparey grubu ortanca değeri 60 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 30 g ve 105 g'dı (Tablo 7).

Tablo 7: Ana gruplara ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

		İstatistik	Std. Hata	
Uzun aparey grubu	Ortalama	84,33	3,07	
	Ortanca	85,00		
	Varyans	708,67		
	Std. Sapma	26,62		
	Minimum	40,00		
	Maksimum	125,00		
	Skewness	-,12	,27	
	Kurtosis	-1,14	,54	
	Kısa aparey grubu	Ortalama	66,93	2,85
		Ortanca	60,00	
Varyans		612,76		
Std. Sapma		24,75		
Minimum		30,00		
Maksimum		105,00		
Skewness		,033	,27	
Kurtosis		-1,11	,54	

Kısa aparey yarı aktivasyon grubu ortanca değeri 60 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 30 g ve 112,5 g' dı (Tablo 8).

Kısa aparey tam aktivasyon grubu ortanca değeri 85 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 50 g ve 165 g'dı (Tablo 8).

Uzun aparey yarı aktivasyon grubu ortanca değeri 70 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 40 g ve 165 g' dı (Tablo 8).

Uzun aparey tam aktivasyon grubu ortanca değeri 100 g, minimum ve maksimum değerleri sırasıyla 70 g ve 207,50 g'dı (Tablo 8).

Tablo 8: Alt gruplara ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

		İstatistik	Std. Hata
Kısa aparey yarı aktivasyon grubu	Ortalama	67,56	3,86
	Ortanca	60,00	
	Varyans	1120,43	
	Std. Sapma	33,47	
	Minimum	30,00	
	Maksimum	112,50	
	Skewness	,194	,27
	Kurtosis	-1,74	,54
	Kısa aparey tam aktivasyon grubu	Ortalama	100,50
Ortanca		85,00	
Varyans		1903,04	
Std. Sapma		43,62	
Minimum		50,00	
Maksimum		165,00	
Skewness		,315	,277
Kurtosis		-1,70	,548
Uzun aparey yarı aktivasyon grubu		Ortalama	87,23
	Ortanca	70,00	
	Varyans	2125,09	
	Std. Sapma	46,09	
	Minimum	40,00	
	Maksimum	165,00	
	Skewness	,518	,277
	Kurtosis	-1,376	,548
	Uzun aparey tam aktivasyon grubu	Ortalama	124,30
Ortanca		100,00	
Varyans		2366,98	
Std. Sapma		48,65	
Minimum		70,00	
Maksimum		207,50	
Skewness		,585	,27
Kurtosis		-1,252	,54

Ana gruplardan ve alt gruplardan elde edilen kuvvet değerlerinin normalite testleri sonucu değerlerin normal bir dağılım göstermediği tespit edildi (Tablo 9).

Tablo 9: Normal dağılımı değerlendirmek için yapılan Shapiro - Wilk Testi sonuçları

	İstatistik	p
Uzun aparey grubu	,929	,000*
Kısa aparey grubu	,903	,000*
Kısa aparey yarı aktivasyon grubu	,803	,000*
Kısa aparey tam aktivasyon grubu	,803	,000*
Uzun aparey yarı aktivasyon grubu	,818	,000*
Uzun aparey tam aktivasyon grubu	,835	,000*

p< 0,05*

Normal dağılım göstermeyen ana grupları karşılaştırmak için Mann Whitney U testi yapıldı. Normal dağılım göstermeyen alt grupları karşılaştırmak için Kruskal Wallis-H Testi yapıldı (Tablo 10).

Tablo 10: Ana grupları kendi içinde ve alt grupları kendi içinde karşılaştırmak için yapılan testlerin sonuçları

Grup	Test	p
Ana grup	Mann Whitney U testi	,000*
Alt grup	Kruskal Wallis-H Testi	,000*

p<0,05*

5. TARTIŞMA

Aparey testlerinde en net sonucu veren çalışma türü klinik araştırmalar olarak kabul edilebilmektedir. Ancak, kompleks intraoral yapılar, etik hususlar, hasta takip zorluğu ve zaman gibi nedenler ile kemik içi yapıların biyomekanik tepkilerini klinik olarak değerlendirilmek neredeyse imkansız olduğu için deneysel çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (77, 78). Ortodontik tedavi sırasında gömülü dişlerin hareketleri ve yönleri, dişlerin başlangıçtaki dikey ve yatay pozisyonları ile belirlenmektedir. Diş hareketi sırasında, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne, yönüne ve süresine bağlı olarak periodonsiyumda değişiklikler meydana gelmektedir. Ortodontik tedavide destekleyici yapıların reaksiyonlarının bilgisi hala eksiktir, çünkü günümüzde kullanılan histolojik teknikler sadece sınırlı bilgi sağlayabilmektedir (63). Tez çalışmasında sunulan apareyin etkinliğini belirleyebilmek için klinik çalışmalardan önce laboratuvarında test edilmesi elzem bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır.

Ortodontik mekanoterapide paslanmaz çelik (SS) ve nikel – titanyum (Ni-Ti) yaylar kullanılmaktadır. Ni-Ti' nin keşfinden önce paslanmaz çelik kullanılan ana alaşım olarak karşımıza çıkmaktadır. Üst düzeydeki orijinal haline geri dönüş ve süperelastik özellikleri ile Ni-Ti tanıtılmasından bu yana, sarmal yaylar için tercih edilir ana materyal haline gelmiştir (79). Bununla birlikte, hem Ni-Ti hem de SS yayları güncel uygulamalarda açık ve/veya kapalı yaylar olarak kullanılmaktadır. Bu yaylar, boşluğu kapatmak, boşluk açmak, dişleri protüze etmek, posterior dişleri distale almak ve gömülü dişleri sürdürmek için kullanılmaktadır.

Ni-Ti alaşımların kullanımı, süperelastikiyet ve şekil hafızası gibi olumlu mekanik özellikleri getirmiştir. Bu fiziksel özellikler hastada daha hızlı diş hareketi meydana getiren sabit düşük kuvvetler sunmaktadır (80, 81). Testlerden elde edilen verilerde açık ve kapalı Ni-Ti yaylarının düşük ve sürekli kuvvetler verdiği iddia edilmiştir (82). Çelik yayların hızla azalan kuvvet miktarı ve fazla aktivasyon gerekliliği gömülü diş devamlı etkin fizyolojik sınırlar içerisinde sürdürme kuvveti verilmesini engelleyebilir. Bu nedenle sunulan tez çalışmasında kullanılan diş sürdürücü apareyinde kuvvet oluşturma elemanı olarak nikel titanyum kapalı yaylar kullanılması tercih edilmiştir. Bu diş sürdürücü aygıtın klinik kullanımında başarısının mümkün olabileceği öngörüsünün düzeyini artırmaktadır.

Sunulan tez çalışmasında öncelikle prototiplere ait k değerleri hesaplanarak her bir prototip diş sürdürücü apareyin minimumda olsa davranış farklılıkları olup olmadığı aktif elemanların ayrıntılı değerlendirilmesine ihtiyaç olup olmadığı incelenmiştir. Bulgularımızda da tüm GAC ve G4 yayların bulunduğu kısa ve uzun apareylerin k değerleri karşılaştırıldığında uzun apareylerin k değeri daha az çıkmış olup bu durumu 16 mm' lik uzun apareyin yarım aktivasyonlarında 13 mm' lik kısa aparey tam aktivasyonlarına kıyasla kuvvet değerlerinin daha az çıkması ile desteklenmiştir. Truflex marka yayın bulunduğu apareylerde k değerinin uzun apareyde daha büyük çıkması kuvvet değerlerindeki aktivasyona bağlı diğer gruplara oranla daha yüksek değerler vermesine bağlanabilir.

Literatürde gömülü dişlerin sürdürülmesi için kullanılan tekniklerde uygulanan kuvvetler ve gerekli olan tedavi süreleri değişiklik göstermektedir. Karşılaştırmalı analizler klinik bulguların ve tekniklerin farklılıkları nedeniyle zor olmaktadır. Literatürde bildirilen kuvvetler büyük ölçüde değişmektedir. Jacoby' nin 1979 yılında tasarımı olan balista springin bükümü yapılan telin kalınlığına bağlı olarak 60 g - 100 g' lık ve 120 g-150 g' lık kuvvetler oluşturduğu belirtilmiştir (42). McDonald ve Yap 1986 yılında günlük olarak kullanılan 5/16 heavy elastiklerini önermişlerdir. Ancak çalışmada kuvvet miktarı belirtilmemiştir (83).

1992 yılında Bishara 60 g' ı geçmeyen kuvvetler önermektedir (84). Crescini ve arkadaşlarının olan 1994 yılında tünel traksiyon sisteminde yaklaşık 100 g kuvvet miktarı belirtmiştir (85).

1995 yılında Terry ve Thomson parmak basıncına eşit bir aktivasyon derecesini önermektedir (86). Yine aynı yıl Roberts-Harry ve Harradine geliştirdikleri bölümlü arkta 75 g kuvvet uygulamışlardır (87).

Ross nikel-titanyum kapalı yay ile 80 g kuvvet uygulamıştır (60). Patel ve arkadaşları üst sınır kuvvet miktarını 70 g olarak ayarlamıştır (88). Sinha ve Nanda (51), mandibulaya yerleştirdiği lingual arkta uyguladığı elastiklerle 40 g – 60 g' lık kuvvetler uygulamışlardır. Bu çalışmalar 1999 yılında gerçekleştirilmiştir.

2000 yılında Kalra, geliştirdiği K-9 spring ile düşük kuvvetler uygulanması gerektiğini belirtmiştir (41). Yine aynı yıl tanıtılan Heliksli ark telinde ise kuvvet 200 gr geçmemektedir (47).

Caprioglio 2004 yılında kanin dişi hareket ettirmek için geliştirdiği sistemde 90 -120 g kuvvet önermiştir (89). Park ve arkadaşları da 2004 yılında (52) çenelere yerleştirdiği vidalardan 50 g kuvvet oluşturacak şekilde elastikler uygulamıştır.

Bu literatür bilgilerinden yola çıkarak sunulan tez çalışmasında kuvvet oluşturuıcı eleman olarak nikel titanyum kapalı yayların sınıfları belirlenmiştir. Firmaların beyan etmiş oldukları kuvvet miktarları 25 g, 50 g veya 100 g olarak belirtilmiştir. Farklı markalara ait aynı miktarda kuvvet uyguladıkları firmalarca iddia edilen kapalı yaylarda karşılaştırmayı olanaklı kılmak için kullanılmıştır.

Tez çalışması bulgularına göre diş sürdürücü aygıtın farklı boy ve aktivasyon miktarında ortalama kuvvet değerleri firmaların iddia etmiş olduğu kuvvetlerden farklılık göstermiştir. Güncel bir çalışmada üretici firmalar iddia ettiği kuvvet miktarının doğruluğu konusunda şüphe oluşmuş ve her bir aktivasyon miktarı için daha spesifik kuvvet değerleri belirtilmesi gerektiği vurgulanmıştır (90). Tosun; günümüzde yüksek teknolojinin kullanıldığı yapım işlemleri olsa bile elde edilen nikel titanyum ürünlerin ideal homojeniteye ulaşması için yeterli olmadığını belirtmiştir (91). Sunulan tez çalışmasındaki elde edilen bulgular bu durumu desteklemektedir.

Ni-Ti kapalı yayların ilk çekme sırasında oluşturduğu kuvvet ile deaktivasyon sırasında oluşturduğu kuvvet değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada ölçülen değerler arasında önemli ölçüde farklar bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda Ni-Ti kapalı yayların firmalar tarafından yapılan mevcut etiketlemesinin kafa karıştırıcı ve yanıltıcı olabileceğinin düşünüldüğü belirtilmiştir (92). Sunulan tez çalışmasının bulgularına göre hafif, orta, yüksek sınıftaki yayların kullanıldığı prototiplerin oluşturduğu ortalama kuvvetlerin firmaların beyan ettiği kuvvetlerden farklı çıkmasıyla bu makaleyi destekler niteliktedir.

GAC nikel-titanyum yaylarının kullanıldığı çalışmalarda, üreticinin iddia ettiği gibi 12 mm' lik aktivasyon aralığının tamamında 150 g' lık sabit bir kuvvet sergilememesi ortaya koyulmuştur (92-94). Cox ve arkadaşlarına göre; superelastik kuvvet plato bölgesi, ilan edilene göre çok daha sınırlı bir aralıkta gerçekleştiği sonucuna ulaşmışlardır (95). Bu çalışmalar sunulan tez çalışmasının bulgularında prototiplerin sabit kuvvet değerleri vermemesini desteklemektedir.

Yine Cox ve arkadaşları GAC 150 g Ni-Ti kapalı yayın başlangıç kuvvetini ölçümlemişler ve ilk kuvvet 300 g olarak belirtilmiştir (95). Bu durum sunulan tez çalışmasının bulgularının firmalar tarafından beyan edilen kuvvet değerlerinden farklı çıkmasını desteklemektedir.

Tez çalışmasında prototiplere dair elde edilen ortalama kuvvet değerleri değişiklik göstermekle birlikte en az oluşturulan kuvvet 31 g iken en üst düzeyde görülen ortalama kuvvet değeri 202,5 g idi. Literatür önerileri ile tez çalışması sonuçları kıyaslandığında teze konu olan diş sürdürücü aygıtın oluşturduğu kuvvet miktarı literatür önerileriyle deney sınırları içerisinde örtüşmüştür. Ancak teze konu olan diş sürdürücü aygıtın klinik çalışmalarda kullanılması ve elde edilen bulguların ayrıntılı değerlendirilmesi elzemdir.

Teze konu olan aygıtın değişik şiddetlerde kuvvet uygulayabilmesi ve bunun kontrol edilebilir olması başarılı klinik sonuçların elde edilebileceği hususunda umut vericidir. Değişik diş gruplarına ait dişler değişik sıklıklarda gömülü kalabilmektedir. Değişik diş gruplarının kök yüzey alanları farklılık göstermektedir. Dolayısıyla diş hareketi için ihtiyaç duyulan kuvvet miktarı da değişiklik göstermektedir.

Yayların uyguladığı kuvvetler; alaşım tipi, boyutu, lümen boyutu ve sarmal sayısı gibi birçok değişkenden etkilenmektedir (79). Kuvvet oluşturucu elemanı belirlerken bu kriterlere bakılmaması çalışmanın bir limitasyonu olarak düşünülebilir. Ancak; tüm bu bilgileri firmalardan elde etmek zor olmaktadır. Örneğin; bir üretici firma lümen boyutunu verebilirken bir diğeri vermeyebilmektedir (92). Bu nedenle sunulan tez çalışmasında göz önünde bulundurulmuş kriter; gömülü diş sürdürme için gerekli uygun kuvveti verebilecek nikel- titanyum kapalı yayları üreten firmalar olmasıydı.

Sunulan tez çalışmasında farklı markaya ait aynı kuvvet miktarını ürettiği belirtilen orta sınıftaki yaylarda kısa aparey diş sürdürücü aygıttaki GAC yay yarı aktivasyonda diğeri ise G4 yay tam aktivasyonda benzer ortalama değerlerde kuvvetler vermiştir. Bu sonuç G4 yayın alaşım tipi ve aktif yay uzunluğunun GAC yaydan farklı olmasından kaynaklanabilir.

GAC hafif sınıf yay içeren kısa aparey prototip tam aktivasyon ile G4 marka orta sınıf yay içeren kısa aparey prototip tam aktivasyonu kendi aralarında benzer ortalama değerler vermiştir. Bu farklı kuvvetlere rağmen benzer özellik göstermesi yine G4 yayın aktif yay uzunluğunun biraz daha fazla olması veya içerdiği alaşım oranı olabilir.

Sunulan tez çalışmasında GAC marka yüksek sınıf yay içeren uzun aparey tam aktivasyonu ile Truflex marka yüksek sınıf yay içeren kısa aparey tam aktivasyonunun kuvvet değerleri benzer çıkmıştır. Bu yayların aynı kuvvet miktarlarında aktif yay uzunlukları aynı olmasına rağmen kısa ve uzun apareyin tam

aktivasyonlarında benzer kuvvetleri vermesi firmaların belirlemiş olduğu kuvvet miktarlarının güvenilir olmadığını destekler nitelikte olduğunu düşündürmüştür.

Ortodontide, elastik modülün düşük olduğu ve kuvvetin çoğunlukla sabit olduğu bir nikel-titanyum kapalı sarmal yayın (NTCCS) süperelastikiyet özelliği olması istenmektedir. Yeterli gerilimi üretmek için aktivasyona ihtiyaç duyulmakta olup bu durum her zaman süperelastik özellikte olmayabilmektedir (90). Vieira ve arkadaşları literatürde süperelastikiyet özelliği indüklemek için ne kadar aktivasyon gerektiğine dair bilgi eksikliği bulunduğu belirtmiştir. Bu bilgi eksikliğini gidermek amaçlı yaptıkları çalışmada NTCCS' lerin aktif sarmal yay uzunluğunun 5 veya 6 katı uzunluğunda süperelastikiyet özelliği gösterdiği sonucuna varmışlardır (90). Bu çalışmaya göre; sunulan tez çalışmasında kullanılan ve boyu tam aktivasyonda 20 mm olan uzun apareyin maksimum açılımında kuvvet oluşturma elemanı aktif yay uzunluğu 3.2 mm olan GAC ve Truflex yay grupları ve de 3.34 mm G4 yayın aktif yay uzunluğu süperelastikiyet davranışını gösterebilmesine de olanak sağlayabileceği düşünülmüştür. Ancak sunulan tez çalışmasında öncelikli amaç apareyin etkinliğini belirleyebilmektir. Bunun yanısıra bir kanin dişin sürmek için orbitadan oral kaviteye kadar ortalama katettiği yol 22 mm olarak belirtilmiştir (96). Bu da tez yazarına en derinde gömülü kanin diş için bile uygulanacak sürdürme kuvvetinin direkt diştten başlatılmasına olanak verecek ve sürme yolunu belirleyip koruyacağını düşündürmüştür. Bu kıyaslama tez çalışmasına konu olan diş sürdürücü apareyin klinik kullanımı durumundaki sınırlamalarının azlığı konusunda umut vericidir.

GAC hafif sınıf yaylar içeren kısa aparey tam aktivasyon grubu ile GAC orta sınıf yaylar içeren kısa aparey yarı aktivasyon grubu verdiği ortalama kuvvetler sırasıyla 57,3- 59,6 g olarak çıkmış olup tez yazarına klinikte dişin konumuna göre farklı uzunluklarda ancak aynı uygulanmak istenen kuvveti yansıtan rehber olan 2 alternatif aygıt sunmaktadır. Bu durum gibi Truflex grubu yüksek sınıf yaylar kısa tam ve uzun aparey yarı aktivasyon grupları sırasıyla 159,6 g – 159,1 g kuvvet vermiştir. GAC yüksek sınıf kısa aparey yarı aktivasyon GAC orta sınıf uzun aparey tam aktivasyon grubu sırasıyla 101,1 g- 102,3 g kuvvetler vermiştir. Bu gruplar da dişin konumlarına göre alternatif aygıt aktivasyonları olabilir.

Diş sürdürücü aygıtın tasarımı; özellikle derin gömülü dişleri sürdürme sırasında verilecek kuvvetin araçlara gerek kalmadan direkt dişe yansıtılması böylece dişe ne kadar kuvvet yansıtılabileceğinin öngörülebilir hale gelmesini sağlayabilir. Bunun yanında tüp şekli formunu koruyarak dişin ağız ortamına kadar

diş sürme yolu rehberi olup tamir dokusunu dişin sürme yolu bölgesinden uzak tutabilecektir. Ayrıca diğer mekaniklerde olduğu gibi aktivasyon yenilenmesine gerek kalmadan orijinal haline geri dönen kuvvet oluşturuç eleman içeren diş sürdürücü aygıt aktivasyon seanslarını elimine edebilecektir.

Elde edilen sonuçlar, tez çalışmasına konu olan diş sürdürücü aygıtın sunulan çalışma sınırları içerisinde çalışabilir olduğunu göstermektedir. Ayrıca yumuşak ve sert doku biyolojik tepkileri ve aygıtın klinik olarak uygulanabilirliğinin değerlendirilebilmesi açısından bu çalışmanın, klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Klinik çalışmalar sonrasında aygıtın etkinliği ve özellikle de verimliliği hususunda çok daha net verilere ulaşabilme imkânı doğacaktır.



6. SONUÇ

Yapılan çalışmanın sonucunda elde edilen veriler ışığında aşağıda belirtilen şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Diş sürdürücü aygıtta kuvvet oluşturuıcı eleman olarak kullanılan yaylar aktivasyon miktarlarına paralel olarak firmalar tarafından belirtilen değerlerin üzerinde kuvvet oluşturmuştur. Diş sürdürücü aygıtın tüm prototip tiplerinin oluşturduğu kuvvet değerlerinin homojen dağılım gösterebilmesine olanak sağlayacak kapalı yayların gerekliliği ortaya çıkmıştır.
2. Bu çalışma aygıtın prototip çalışması olup iyileştirmelerin önünün açılması için bir yol gösterici olabilme potansiyeli mevcuttur.
3. Çalışmanın in vitro olmasından kaynaklanan limitasyonlar göz önünde bulundurulduğunda, diş sürdürücü aygıtın etkinliğinin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Becker A, Chaushu G, Chaushu S. Analysis of failure in the treatment of impacted maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(6):743-54.
2. Becker A, Chaushu S. Success rate and duration of orthodontic treatment for adult patients with palatally impacted maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(5):509-14.
3. Pavoni C, Franchi L, Laganà G, Baccetti T, Cozza P. Management of impacted incisors following surgery to remove obstacles to eruption: a prospective clinical trial. *Pediatric dentistry*. 2013;35(4):364-8.
4. Becker A. *The orthodontic treatment of impacted teeth*: Martin Dunitz London, England; 1998.
5. Am Ds, Romana Diu, Aboobacker Dm. Management of impacted canine using different attachments and auxiliaries-A review. *Global Journal For Research Analysis*. 2018;6(6).
6. Frank CA, Long M. Periodontal concerns associated with the orthodontic treatment of impacted teeth. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(6):639-49.
7. Schubert M. The alignment of impacted and ectopic teeth using the Easy-Way-Coil (EWC®) System. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2008;69(3):213-26.
8. Erbay E, Öztürk Y. Gömük Kaninlerîn Sürdürülmesinde Kullanılan Değişik Bir Yöntem (Bir Olgu Bildirisi)-A Method Of Orthodontic Traction To Impacted Canines (A Case Report). *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 1993;27(3):203-8.
9. Chambers C, Walker C, Marrant D, Pilley J, Currie W. An audit to assess the re-exposure rate of impacted maxillary canines treated with a closed exposure technique. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;49:S39.

10. Hindocha A, Patel N, Turner J. Documentation Of The Basic Periodontal Examination Scores As Part Of The Orthodontic Examination For New Patients: A Two-Cycle Audit. *Director's Remarks*. 2014:21.
11. Koch G, Poulsen S, Espelid I, Haubek D. *Pediatric dentistry: a clinical approach*: John Wiley & Sons; 2017.
12. Larson EK, Cahill DR, Gorski JP, Marks Jr SC. The effect of removing the true dental follicle on premolar eruption in the dog. *Archives of oral biology*. 1994;39(4):271-5.
13. Marks Jr SC, Schroeder HE. Tooth eruption: theories and facts. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*. 1996;245(2):374-93.
14. Cahill DR, Marks Jr SC. Tooth eruption: evidence for the central role of the dental follicle. *Journal of Oral Pathology & Medicine*. 1980;9(4):189-200.
15. Varghese KG. *A Practical guide to the management of impacted teeth*: Jaypee Bros. Medical Publishers; 2010.
16. Proffit WR, Vig KW. Primary failure of eruption: a possible cause of posterior open-bite. *American journal of orthodontics*. 1981;80(2):173-90.
17. Decker E, Stellzig-Eisenhauer A, Fiebig BS, Rau C, Kress W, Saar K, et al. PTHR1 loss-of-function mutations in familial, nonsyndromic primary failure of tooth eruption. *The American Journal of Human Genetics*. 2008;83(6):781-6.
18. Proffit W, Frazier-Bowers S. Mechanism and control of tooth eruption: overview and clinical implications. *Orthodontics & craniofacial research*. 2009;12(2):59-66.
19. Raghoobar G, Boering G, Jansen H, Vissink A. Secondary retention of permanent molars: a histologic study. *Journal of Oral Pathology & Medicine*. 1989;18(8):427-31.
20. Rajic S, Muretic Z, Percac S. Impacted canine in a prehistoric skull. *The Angle Orthodontist*. 1996;66(6):477-80.

21. Aslan BI, Üçüncü N. Clinical Consideration and Management of Impacted Maxillary Canine Teeth. *Emerging Trends in Oral Health Sciences and Dentistry: InTech*; 2015.
22. Tetsch P, Wagner W. Operative extraction of wisdom teeth: PSG; 1985.
23. Archer WH. Oral and maxillofacial surgery. WB Saunders. 1975:1045-87.
24. Lytle J. Indications and contraindications for removal of the impacted tooth. *Dental Clinics of North America*. 1979;23(3):333.
25. Lindauer SJ, Rubenstein LK, Hang WM, Andersen WC, Isaacson RJ. Canine impaction identified early with panoramic radiographs. *The Journal of the American Dental Association*. 1992;123(3):91-7.
26. Naoumova J, Kurol J, Kjellberg H. A systematic review of the interceptive treatment of palatally displaced maxillary canines. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;33(2):143-9.
27. Acquavella F. Delayed eruption. Why? *The New York state dental journal*. 1965;31(10):448-9.
28. Miloro M, Ghali G, Larsen P, Peterson LJ, Waite P. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery: PMPH-USA*; 2004.
29. Shapira Y, KUFTINEC MM. Treatment of impacted cuspids: the hazard lasso. *The Angle Orthodontist*. 1981;51(3):203-7.
30. Kettle M. Treatment of the unerupted maxillary canine. *Trans Br Soc Orthod*. 1957;32:74-84.
31. Nielsen IL, Prydsø U, Winkler T. Direct bonding on impacted teeth. *American journal of orthodontics*. 1975;68(6):666-70.
32. Pearson MH, Robinson SN, Reed R, Birnie DJ, Zaki GA. Management of palatally impacted canines: the findings of a collaborative study. *European journal of orthodontics*. 1997;19(5):511-5.
33. Sajnani AK, King NM. Complications associated with the occurrence and treatment of impacted maxillary canines. *Singapore dental journal*. 2014;35:53-7.
34. Bowman SJ, Carano A. The monkey hook: an auxiliary for impacted, rotated, and displaced teeth. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2002;36(7):375-8.

35. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED, editors. Force degradation in elastomeric chains. Seminars in orthodontics; 1997: Elsevier.
36. Kim K-H, Chung C-H, Choy K, Lee J-S, Vanarsdall RL. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2005;128(4):477-82.
37. Wong AK. Orthodontic elastic materials. The Angle Orthodontist. 1976;46(2):196-205.
38. De DG, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. American journal of orthodontics. 1985;87(5):377-84.
39. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. The Angle Orthodontist. 1970;40(3):151-8.
40. Sandler JP. An attractive solution to unerupted teeth. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1991;100(6):489-93.
41. Kalra V. The K-9 spring for alignment of impacted canines. Journal of clinical orthodontics: JCO. 2000;34(10):606.
42. Jacoby H. The "ballista spring" system for impacted teeth. American journal of orthodontics. 1979;75(2):143-51.
43. Becker A, Zilberman Y. The palatally impacted canine: a new approach to treatment. American journal of orthodontics. 1978;74(4):422-9.
44. Kornhauser S, Abed Y, Harari D, Becker A. The resolution of palatally impacted canines using palatal-occlusal force from a buccal auxiliary. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1996;110(5):528-34.
45. Samuels R, Rudge S. Two-archwire technique for alignment of impacted teeth. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1997;31(3):183.
46. Sandler P, Murray A, Biase DD. Piggyback archwires. Clinical orthodontics and research. 1999;2(2):99-104.
47. Hauser C, Lai YH, Karamaliki E. Eruption of impacted canines with an Australian helical archwire. Journal of clinical orthodontics: JCO. 2000;34(9):538-41.

48. Shastri D, Nagar A, Tandon P. Alignment of palatally impacted canine with open window technique and modified K-9 spring. *Contemporary clinical dentistry*. 2014;5(2):272.
49. Bowman S, Carano A. The Kilroy spring for impacted teeth. *Journal of Clinical Orthodontics*. 2003;37(12):683-8.
50. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Jiang F, Roberts WE. Comparison of the force systems of 3 appliances on palatally impacted canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(2):206-13.
51. Sinha PK, Nanda RS. Management of impacted maxillary canines using mandibular anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;115(3):254-7.
52. Park H-S, Kwon O-W, Sung J-H. Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *Journal of Clinical Orthodontics*. 2004;38:297-302.
53. Kocsis A, Seres L. Orthodontic screws to extrude impacted maxillary canines. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2012;73(1):19-27.
54. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *American journal of orthodontics*. 1962;48(11):805-22.
55. Fischer TJ, Ziegler F, Lundberg C. Cantilever mechanics for treatment of impacted canines. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2000;34(11):647-50.
56. Gibson E. Clinical success in surgical and orthodontic treatment of impacted teeth. *British Dental Journal*. 2008;204(8):468.
57. Orton HS, Garvey MT, Pearson MH. Extrusion of the ectopic maxillary canine using a lower removable appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;107(4):349-59.
58. Fournier A, Turcotte J-Y, Bernard C. Orthodontic considerations in the treatment of maxillary impacted canines. *American journal of orthodontics*. 1982;81(3):236-9.
59. Minase R, Bhad W, Doshi U. W spring for management of impacted teeth. *APOS Trends in Orthodontics*. 2017;7(5):248-.

60. Ross LL. Technique Clinic-Nickel Titanium Closed-Coil Spring for Extrusion of Impacted Canines-A Jones Jig spring is used for de-impaction. *Journal of Clinical Orthodontics*. 1999;33(2):99-100.
61. Stewart JA, Heo G, Glover KE, Williamson PC, Lam EW, Major PW. Factors that relate to treatment duration for patients with palatally impacted maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(3):216-25.
62. Ericson S, Kurol J. Early treatment of palatally erupting maxillary canines by extraction of the primary canines. *European Journal of Orthodontics*. 1988;10(4):283-95.
63. Zasciurinskiene E, Bjerklin K, Smailiene D, Sidlauskas A, Puisys A. Initial vertical and horizontal position of palatally impacted maxillary canine and effect on periodontal status following surgical-orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(2):275-80.
64. Ericson S, Kurol J. Radiographic examination of ectopically erupting maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987;91(6):483-92.
65. Şahinoğlu Z, Arman Özçirpici A. Gömülü Dişlerin Tedavi Yaklaşımları. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi*. 2014;20(3).
66. Koutzoglou SI, Kostaki A. Effect of surgical exposure technique, age, and grade of impaction on ankylosis of an impacted canine, and the effect of rapid palatal expansion on eruption: A prospective clinical study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;143(3):342-52.
67. Sajnani AK, King NM. Success rates of different management techniques for impacted mandibular canines and associated complications in children and adolescents. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2015;6(3):228-33.
68. Černochová P, Krupa P. Analysis of the causes of failure of the surgical-orthodontic treatment of impacted permanent upper canines-CT study. *Scripta Medica (BRNO)*. 2005;78:161-70.
69. Lang NP, Lindhe J. *Clinical periodontology and implant dentistry*, 2 Volume Set: John Wiley & Sons; 2015.

70. Majno G, Gabbiani G, Hirschel B, Ryan G, Statkov P. Contraction of granulation tissue in vitro: similarity to smooth muscle. *Science*. 1971;173(3996):548-50.
71. Ryan GB, Cliff WJ, Gabbiani G, Irle C, Montandon D, Statkov PR, et al. Myofibroblasts in human granulation tissue. *Human pathology*. 1974;5(1):55-67.
72. Baur P, Barratt G, Linares H, Dobrkovsky M, De La Houssaye A, Larson D. Wound contractions, scar contractures and myofibroblasts: a classical case study. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 1978;18(1):8-22.
73. Hiatt WH, Stallard RE, Butler E, Badgett B. Repair following mucoperiosteal flap surgery with full gingival retention. *Journal of Periodontology*. 1968;39(1):11-6.
74. Vanarsdall RL, Corn H. Soft-tissue management of labially positioned unerupted teeth. *American journal of orthodontics*. 1977;72(1):53-64.
75. Di DB. Mucous membrane and delayed eruption. *The Dental practitioner and dental record*. 1971;21(7):241-50.
76. Fleming PS, Sharma PK, DiBiase AT. How to... mechanically erupt a palatal canine. *Journal of orthodontics*. 2010;37(4):262-71.
77. Glantz POJ, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*. 1998;17(1):119-24.
78. Goiato MC, do Prado Ribeiro P, Pellizzer EP, Idelmo Rangel Garcia J, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(3):757-61.
79. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1992;102(2):127-33.
80. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;94(2):89-96.
81. Von Fraunhofer J, Bonds P, Johnson B. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist*. 1993;63(2):145-8.

82. Sifakakis I, Bourauel C. Nickel–titanium products in daily orthodontic practice. *Orthodontic Applications of Biomaterials*: Elsevier; 2017. p. 107-27.
83. McDonald F, Yap WL. The surgical exposure and application of direct traction of unerupted teeth. *American journal of orthodontics*. 1986;89(4):331-40.
84. Bishara SE, Ortho D. Impacted maxillary canines: a review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;101(2):159-71.
85. Crescini A, Clauser C, Giorgetti R, Cortellini P, Prato GP. Tunnel traction of infraosseous impacted maxillary canines. A three-year periodontal follow-up. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(1):61-72.
86. Terry SJ, Thomson ME. Treatment of palatally impacted cuspids with the extrusion spring arm. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1995;29(11):709-12.
87. Roberts-Harry D, Harradine N. A sectional approach to the alignment of ectopic maxillary canines. *British journal of orthodontics*. 1995;22(1):67-70.
88. Patel S, Cacciafesta V, Bosch C. Alignment of impacted canines with cantilevers and box loops. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1999;33(2):82.
89. Caprioglio A. A new device for forced eruption of palatally impacted canines. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2004;38(6):342-7; quiz 34.
90. Vieira CIV, Caldas SGFR, Martins LP, Martins RP. Superelasticity and force plateau of nickel-titanium springs: an in vitro study. *Dental press journal of orthodontics*. 2016;21(3):46-55.
91. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999:6-7.
92. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *The Angle Orthodontist*. 2010;80(1):182-7.
93. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;109(1):8-21.
94. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;115(5):498-507.

95. Cox C, Nguyen T, Koroluk L, Ko C-C. In-vivo force decay of nickel-titanium closed-coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014;145(4):505-13.
96. Broadbent BH. Ontogenic development of occlusion. *The Angle Orthodontist*. 1941;11(4):223-41.



8. EKLER

Ek 1: İntihal Beyan Formu

	<p>TÜRKİYE CUMHURİYETİ ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ İNTİHAL RAPORU BEYAN FORMU</p>	
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA		
<p>Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen “Gömülü Dişlerin Sürdürülmesi Amacıyla Tasarlanan Yeni Bir Apareyin Laboratuvar Ortamında Test Edilmesi” başlıklı tez için akademik intihal engelleme programında yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdadır.</p> <p>Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz. 07 /11/ 2018</p>		
Öğrenci Adı-Soyadı Dt. Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR İmza		Danışman Adı-Soyadı Doç.Dr. Nurhat ÖZKALAYCI İmza
<u>BENZERLİK ORANLARI: % 3</u>		
Ek: İntihal tespit programı çıktısı		
<p>ZONGULDAK BEÜ Diş Hekimliği Fakültesi 67600 Kozlu / ZONGULDAK Tel : 0372 261 36 00 Fax : 0372 2613603 Web : http://dis.beun.edu.tr/ e-mail : dishekimligi@beun.edu.tr</p>		
		

Ek 2: İntihal Tespit Programı Çıktısı

Hatice Şahanoğlu Tez

ORJINALLIK RAPORU

%**3**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**2**

İNTERNET
KAYNAKLARI

%**1**

YAYINLAR

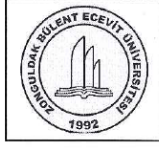
%**1**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.tod.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
2	angora.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
4	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<% 1
6	GÖKÇEK, Dt Mihriban, BODRURLU, Ebru Hazar and ÖZKALAYCI, Nurhat. "Diş sürmesi", Yeditepe Üniversitesi Rektörlüğü, 2016. Yayın	<% 1
7	KÜÇÜKKİREMITÇİ, Oktay. "Türkiye sanayi stratejisi belgesi temelinde imalat sanayinin yapısal analizi", Yerel Yönetim Araştırma Yardım ve Eğitim Derneği, 2011. Yayın	<% 1

Ek 3: Tez Yazım Değerlendirme Formu



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



TEZ YAZIM DEĞERLENDİRME FORMU

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen “Gömülü Dişlerin Sürdürülmesi Amacıyla Tasarlanan Yeni Bir Apareyin Laboratuvar Ortamında Test Edilmesi” başlıklı ve uzmanlık öğrencisi Dt. Hatice ŞAHANOĞLU DEMİR tarafından hazırlanan uzmanlık tezinde;

- DIŞ KAPAK SAYFASI
- İÇ KAPAK SAYFASI
- TEZ KABUL VE ONAY SAYFASI
- ÖNSÖZ SAYFASI
- TÜRKÇE ÖZET
- İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)
- İÇİNDEKİLER
- SİMGELER ve KISALTMALAR
- ŞEKİL DİZİNİ (Gerekli ise)
- TABLO DİZİNİ (Gerekli ise)
- GİRİŞ
- GENEL BİLGİLER
- GEREÇ ve YÖNTEM
- BULGULAR
- TARTIŞMA
- SONUÇLAR
- KAYNAKLAR
- EKLER (Etik kurul onayı vb.)
- ÖZGEÇMİŞ
- İNTİHAL RAPORU
- FORMATLA İLGİLİ DİĞER HUSUSLAR (Alt bölümler, Latince isimler, Ondalık ayrıçlar, Metin içerisindeki göndermeler ve kaynak göstermeler, Alıntılar, Dipnotlar, Simgeler ve kısaltmalar vb.)

Tez yazım kılavuzunda belirtildiği gibi hazırlanmıştır.

Yukarıda belirtilen hususlar tarafımdan kontrol edilmiştir.

Danışmanın Adı-Soyadı: Doç. Dr. Nurhat ÖZKALAYCI

Tarih: 07/11/2018

İmza:

Kontrol Eden

Adı-Soyadı: Doç.Dr. Umut BALLI

Tarih: 07/11/2018

İmza:

ZONGULDAK BEÜ Diş Hekimliği Fakültesi 67600

Kozlu / ZONGULDAK

Tel : 0372 261 36 00 Fax : 0372 2613603

Web : <http://dis.beun.edu.tr/> e-mail : dishekimligi@beun.edu.tr

Form 16

9. ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel Bilgiler

Adı: Hatice

Soyadı: ŞAHANOĞLU DEMİR

Doğum Yeri: Akhisar/ MANİSA

Doğum Tarihi: 15.02.1989

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

Medeni Hali: Evli

Adresi: Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

Kozlu/Zonguldak

Tel: 0 (545) 335 30 01

E – posta: haticesahanoglu@gmail.com

II. Eğitimi

2015 - BEÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

2008- 2013Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2003 - 2007 Akhisar Anadolu Lisesi

2000-2003 Misak-1 Milli Ali Şefik Ortaokulu

1996 - 2000Altıeylül İlköğretim Okulu

Yabancı Dil: İngilizce

III- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Ortodonti Derneği

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Bilimsel Tebliğ

Çakmak F, Yılmaz H, **Sahanoglu DH**. Evaluation of Smile Aestheticsand Dental View on Digital Platform. 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, P152. Antalya, Türkiye(Ekim 1-5 2016). Poster Tebliği.

Katıldığı Bilimsel Kongre, Sempozyum ve Toplantılar

1. 91st EuropeanOrthodonticSocietyCongress. Venice, İtaly (Haziran 13-18 2015)
2. 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi. Antalya, Türkiye (Ekim 1-5 2016).
3. Dr. AndreyTikhonov – Damon Sistemini Anlamak. Ankara, Türkiye (Ekim 20-21, 2015).