



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

FARKLI SİSTEM TORK SINIRLAYICI CİHAZLARIN DOĞRULUKLARININ DİJİTAL TORK ÖLÇER İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Mesut KÖKSAL

**Samsun
Ağustos-2020**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

FARKLI SİSTEM TORK SINIRLAYICI CİHAZLARIN DOĞRULUKLARININ DİJİTAL TORK ÖLÇER İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Mesut KÖKSAL

**Danışman
Doç. Dr. Murat KURT**

**Samsun
Ağustos-2020**

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Mesut KÖKSAL tarafından Doç. Dr. Murat Kurt danışmanlığında hazırlanan “Farklı Sistem Tork Sınırlayıcı Cihazların Doğruluklarının Dijital Tork Ölçer ile Değerlendirilmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından /..... /.....tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Bu tez, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /.....

Prof. Dr. Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca klinik bilgilerinin yanı sıra bu çalışmayı yapmamda bana bilgi ve deneyimiyle yardımcı olan, mesleki anlamda gelişimimde büyük katkısı olan danışmanım Sn. Doç. Dr. Murat KURT'a;

Uzmanlık eğitimime Samsun'da devam etme kararı aldığım günden bugüne her zaman bana destek olan, hoşgörüsü ve sevgisini her zaman hissettiren anabilim dalı başkanımız Sn. Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a;

Mesleki anlamda gelişmemde büyük emekleri olan, deneyimlerini her zaman paylaşan OMÜ Protetik Diş Tedavisi AD'deki çok kıymetli hocalarıma;

Uzmanlık eğitimime ilk başladığım yer olan AİBÜ Protetik Diş Tedavisi AD'de başta anabilim dalı başkanımız Sn. Dr. Öğretim Üyesi Hayati ATALA olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma;

Asistanlık sürecim boyunca bana karşı hep anlayışlı olan, hep yanımda olduklarını hissettiğim, beraber çok güzel zaman geçirdiğimiz başta Dt. Şeyda ULAŞLI olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma;

Uzmanlığım süresince her zaman yanımda olan, bu zorlu süreçte desteğini hep hissettiğim Dt. Simay BAYRAK'a;

Tüm hayatım boyunca aldığım kararları hep destekleyen, uzmanlık eğitimime başlamamda ve bitirmemde, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, iyi ve kötü her günümde yanımda olan annem Hanife KÖKSAL, babam Ziya KÖKSAL ve ağabeyim Atakan Burak KÖKSAL'a;

TEŞEKKÜRLERİMLE.

ÖZET

FARKLI SİSTEM TORK SINIRLAYICI CİHAZLARIN DOĞRULUKLARININ DİJİTAL TORK ÖLÇER İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: İmplant destekli protezlerde vida bileşenleri kullanılmaktadır. Vida gevşemesini önlemek için uygulanan ön yükleme kuvveti uzun dönem başarıda önemlidir. Bu çalışmanın amacı, 5 farklı üreticiden temin edilen tork sınırlayıcı cihazların yaşlanma öncesi ve yaşlanma sonrası doğruluklarının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: 5 farklı üreticiden toplam 25 adet (n=5) tork sınırlayıcı cihaz (TSC) alındı. Bunlardan 15 tanesi yaylanım tipinde (Straumann, İsviçre; Nobel Biocare, İsveç; Bilimplant, Türkiye) ve 10 tanesi sürtünmesel tipte (Astra Tech, İsveç; Medentika, Almanya) cihazlardır. Kuvvet uygulama işlemini gerçekleştirmek üzere yürütücü ve araştırmacı tarafından elin hareketlerini taklit edebilen ve ortalama 4 sn.'de hedef tork değerine ulaşabilen cihaz tasarlandı ve Bahadır Tıbbi Aletler AŞ bünyesinde üretildi. Üretilen bu cihazın Al yapısındaki platformuna Mark10 dijital tork ölçer (Cap Torque Tester Series TT01, Mark10; New York, ABD) yerleştirildi. Her üretici firmanın anahtarı üçlü kilitli menteşe sistemine yerleştirildi ve dijital tork ölçerin üzerinde bulunan kilit sistemine bağlandı. Anahtarın üzerine MTSC yerleştirildi ve üretilen cihaz sayesinde hedef tork değere kadar itilmesi sağlandı. Veri aktarımını sağlamak için, dijital tork ölçer, MESURgauge (Mark 10 Software) yazılımı ile bilgisayara bağlandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hedef torka uygun (Straumann 35 Ncm, Nobel 35 Ncm, Astra 25 Ncm, Bilimplant 30 Ncm, Medentika 25 Ncm) olarak yapılan çalışma sırasında elde edilen 2000 pik tork değeri kaydedildi.

Bulgular: Ölçümler %95 güven aralığında yapıldığında, tork sınırlayıcı cihazlardan elde edilen ilk 10 pik tork değerinin, hedef torktan sapma miktarına bakıldığında fark anlamlı değildi. Kullanıma bağlı olarak tüm firmalar hedef tork değerinden sapma (PERDEV) gösterdi ($p < 0.05$). Ancak tüm firmalar hedef torka göre ± 10 aralığının içerisinde kaldı.

Sonuç: Yaylanım tipi MTSC'ler sürtünmesel tiplere göre hem kullanım öncesi hem kullanım sonrası daha iyi sonuçlar gösterdi. Tüm cihazlarda kullanıma bağlı olarak pik tork ve hedef tork değerleri arasındaki fark arttı.

Anahtar Kelimeler: Ön yükleme, tork, tork sınırlayıcı cihaz, vida gevşemesi

ABSTRACT

EVALUATION OF THE ACCURACY OF DIFFERENT SYSTEM TORQUE LIMITING DEVICES WITH DIGITAL TORQUE METER

Purpose: Screw components are used in implant supported prostheses. The preload force applied to prevent screw loosening is important in long term success. The aim of this study is to evaluate the accuracy of mechanical torque limiting devices (MTLD) before and after aging, which were provided by 5 different manufacturers.

Material and Method: A total of 25 mechanical torque limiting devices (MTLD) and one driver from each were obtained from 5 different manufacturers (n=5). Ten of them are spring type (Straumann, Switzerland; Nobel Biocare; Sweden, Bilimplant, Turkey) and 15 of them are friction type (Astra Tech, Sweden; Medentika, Germany). Advisor and researcher designed the device which is able to reach the target torque value approximately over 4 seconds and is able to imitate hand movements, and which was produced by Bahadır Tıbbi Aletler AŞ. Digital torque tester (Cap Torque Tester Series TT01, Mark10; New York, USA) was placed at the AI platform of the produced device. The driver of every manufacturer was placed at 3-jaw chuck system and was compressed to digital torque tester. MTLD was placed on the driver and was pushed to the target torque value whereby the produced device. Digital torque tester was connected to computer with MESURgauge (Mark 10 Software) in order to ensure data transfer. 2000 peak torque value that received during the research work favorable for the target torque (Straumann 35 Ncm, Nobel 35 Ncm, Astra 25 Ncm, Bilimplant 30 Ncm, Medentika 25 Ncm) in the direction of the manufacturer's instructions, was saved.

Results: No significant difference was found when examining at the amount of deviation from the target torque of the first 10 peak torque values obtained from the mechanical torque limiting devices ($p > 0.05$). Depending on the usage, all manufacturer deviated (PERDEV) from the target torque value ($p < 0.05$). However, all manufacturer stayed within the $\pm 10\%$ range according to the target torque value.

Conclusion: Spring type MTLDs were more accurate than friction type MTLDs for both before and after aging. The difference between peak torque and target torque values increased due to aging of all devices.

Keywords: Preload, screw loosening, torque, torque limiting devices

SİMGELER VE KISALTMALAR

>	:Büyüktür
%	:Yüzde
=	:Eşittir
°	:Derece
°C	:Santigrat derece
A	:Amper
AAID	:American Academy of Implant Dentistry
Al	:Aleminyum
Ca	:Kalsiyum
CAD-CAM	:Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim
Cr-Co	:Krom-Kobalt
DLC	:Diamond like carbon (elmas benzeri karbon)
ETSC	: Elektronik Tork Sınırlayıcı Cihaz
HA	:Hidroksi apatit
ICOI	:International Congress of Oral Implantologists
Ma	:Miliamper
Mm	:Milimetre
MTLD	:Mechanical torque limiting device
MTSC	:Mekanik tork sınırlayıcı cihaz
Ncm	:Newton santimetre
NIH	:National Institutes of Health
Nm	:Nanometre
OH	:Hidroksil iyonu
PO4	:Fosfat bileşiği
Psi	:Birim alana uygulanan pound cinsinden kuvvet
Rpm	:Dakika başı dönüş hızı
Ti	:Titanyum
TSC	:Tork sınırlayıcı cihaz
V	:Vanadyum
V	:Volt
Y-TZP	:Yitriyumla güçlendirilmiş-tetragonal zirkonya polikristalini

Zr₂O₃ :Zirkonya

α : Alfa

β : Beta



İÇİNDEKİLER

ÖZET	III
ABSTRACT	IV
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VII
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1 İmplant Tanımı.....	3
2.2 İmplantın Tarihçesi	3
2.3 İmplantların sınıflandırılması.....	4
2.3.1. Kullanılan Materyale göre İmplantlar	4
2.3.2.Doku ile olan uyumlarına göre sınıflandırılması.....	6
2.3.3. Kemik ile olan ilişkisine göre sınıflandırılması	7
2.4.Dental İmplantların Endikasyonları	9
2.5.Dental İmplantların Kontrendikasyonları	9
2.6. Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterleri	9
2.7.Kemik Tipleri ve Özellikleri	12
2.8.Dental İmplantlarda Biyomekanik Etkenler	14
2.9.Dental İmplant Geometrisi.....	16
2.10.Dental İmplant Komponentleri	17
2.11.Daimi Dayanakların Sınıflandırılması	18
2.11.1. İmplant-Dayanak Bağlantısına Göre	18
2.11.2. Üretildiği Materyale Göre	21
2.11.3. Üretim şekillerine göre.....	21
2.11.4. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre	23
2.12. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması	24
2.13.İmplant Uygulamalarında Görülen Komplikasyonlar.....	24
2.13.1.Biyolojik Komplikasyonlar	24
2.13.2. Estetik Komplikasyonlar	25
2.13.3. Mekanik Komplikasyonlar	25
2.14.Ön Yükleme Kuvveti	26
2.15.Vida Mekanizması	28
2.15.1.Vida Başı Dizaynı	29

2.15.2. Yiv Dizaynı ve Sayısı.....	29
2.15.3.Metal Kompozisyonu	31
2.15.4.Yüzey Yapısı	31
2.15.5.Vida Çapı ve Uzunluğu	31
2.15.6.İmplant-dayanak bağlantısı	32
2.16.Vida Gevşemesi.....	33
2.17.Tork Sınırlayıcı Cihazlar (Tork Anahtarları)	35
3.MATERYAL VE METOT	38
3.1.Kullanılacak Tork Sınırlayıcı Cihazların Seçimi	38
3.2.Tork Uygulama İşleminin Standardize Edilmesi	39
3.3.Çalışma Düzenine Hazırlanması.....	50
3.4.Verilerin Elde Edilmesi.....	53
4.BULGULAR.....	56
4.1. Cihazların Kullanım Öncesi Doğruluklarının Değerlendirilmesi	56
4.2. Cihazların Kullanım Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Karşılaştırılması	59
4.3. Cihazların Doğruluktan Sapma Zamanlarının Değerlendirilmesi	65
5.TARTIŞMA.....	67
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	87
7.KAYNAKLAR.....	88
ÖZGEÇMİŞ	97

1.GİRİŞ

Tam ve kısmi dişsiz hastalara fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden kazandırılması için çeşitli tedavi seçenekleri mevcuttur. Sabit kron-köprü restorasyonları, hareketli bölümlü protez ve tam protez gibi geleneksel tedavi yöntemlerinin yanında, titanyum implantların kullanımının yaygınlaşması ile geniş tedavi seçenekleri doğmuştur. Uzun süreli klinik araştırmalar (> 5 yıllık takip süresinde), implant destekli sabit tam protezler, implant üzeri hareketli protezler veya tek kuron restorasyonları için protezin yanı sıra implantta da çok uygun sağkalım oranları göstermiştir.¹

Osseointegrasyonunu tamamlamış dental implantlar, implant-dayanak-vida kompleksiyle birbirlerine bağlanarak protetik tedavi tamamlanır. İmplant dayanak sisteminin bir arada tutulması, vidaya yeterli ön yükleme kuvveti uygulanmasıyla sağlanır. Dönme momenti uygulandığında vida bir yay gibi davranarak uzar ve implantın yivleriyle birlikte sıkıştırma kuvveti oluşur.²

İmplant ve implant üzeri protezde biyolojik, mekanik ve estetik olmak üzere çeşitli komplikasyonlar görülmektedir. Vida gevşemesi mekanik komplikasyonlar içerisinde en sık görülen komplikasyonlardandır.³ Vida gevşemesi beraberinde vida kırığı, protetik restorasyonda kırık, dayanak kırığı ve implantta kırık sonucu implantın kaybı gibi ciddi komplikasyonlara neden olmaktadır.^{3,4}

İmplant üreticisi firmalar yeterli ön yükleme kuvvetinin vidaya iletilebilmesi için mekanik tork sınırlayıcı cihazlar geliştirmişlerdir. Bu tork sınırlayıcı cihazlardan (raşet) sıklıkla sürtünmesel tip ve yaylanım tipi olanları kullanılmaktadır. Bu cihazlar, üretici firmaların önerileri doğrultusunda anahtar yardımıyla implant-dayanak ara yüzünde bulunan vidaya yeterli kuvvet iletimini sağlar.^{5,6}

Literatürde implant-dayanak-vida kompleksine uygulanan tork kuvvetinin doğruluğu ile ilgili çalışmalar mevcuttur. Manuel olarak ön yükleme kuvvetinin yapıldığı çalışmalar yetersiz tork uygulanmasına sebep olarak gösterilmiştir.^{7,8}

Yapılan diğer çalışmalarda tork sınırlayıcı cihazlarla ön yükleme kuvveti uygulanmış ve 2 farklı tip tork anahtarının doğrulukları karşılaştırılmıştır.^{5,6,9}

Bazı çalışmalarda tork sınırlayıcı cihazların kullanım öncesi ve sonrası doğrulukları değerlendirilmiştir. Cihazın kullanımına bağlı olarak uygulanan kuvvetlerde 2 farklı tipte de değişimler olduğu gözlenmiştir.^{10,11} Ancak yapılan çalışmalarda tüm tork

kuvvetleri operatör tarafından uygulanmış olup operatör hatalarının sonuçları etkileyebileceği bildirilmiştir.

Bu çalışmada 2 tane sürtünmesel tipte (Astra, İsveç; Mendentika, Almanya), 3 tane yaylanım (Nobel Biocare, İsveç; Straumann, İsviçre; Bilimplant, Türkiye) tipinde olmak üzere her firmadan 5'er tane, toplam 25 tane mekanik tork sınırlayıcı cihaz kullanılmıştır. Her firmadan 1'er adet vida anahtarı alınmıştır. Tüm cihazlar yeni ve kalibre edilmiş halde teslim alınmıştır. Uygulanan tork kuvvetinin tespiti için Mark10 dijital tork ölçer kullanılmıştır. Dijital tork ölçerin üzerine 3'lü menteşe kilit sistemi konmuş, anahtar buraya yerleştirilip ağız kilitlenmiştir. Operatör hatasını elimine edebilmek için üretici firmanın hedef tork önerisi doğrultusunda ilgili kuvvet iletimini otomatik olarak sağlayabilecek cihaz tasarlanmış ve ürettirilmiştir(Bahadır Tıbbi Medikal AŞ).

Bu çalışmanın amacı 5 farklı marka tork sınırlayıcı cihazın kullanım öncesi ve sonrası üretici firmaya göre ve çalışma mekanizmasına göre (yaylanım, sürtünmesel) doğruluklarının operatör hatası olmaksızın değerlendirilmesidir. Ayrıca cihazların güvenilirlikleri ve kaçınıcı kullanımdan sonra kalibrasyon gerektirdiğinin tespit edilmesiyle, vida gevşemesi ve buna bağlı görülen ciddi komplikasyonların önüne geçilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmadaki birinci hipotezimiz, başlangıçta hedef tork ve elde edilen tork değerleri arasındaki sapmanın tork sınırlayıcı cihazların üretici ve tipine göre farklılık göstermeyeceği şeklindedir.

İkinci hipotezimiz farklı üretici tarafından üretilen ve farklı tipte olan tork sınırlayıcı cihazların, kullanıma bağlı doğruluklarında farklı oranlarda değişiklikler görülmeyeceği şeklindedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 İmplant Tanımı

İmplant, Latince “in=içerisine, içerisinde” ve “planto= ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamlarına gelen bu iki sözcüğün birleşiminden oluşmuştur ve “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim” anlamına gelmektedir. Fransızcadan diğer dillere geçmiştir. Sözlükte kısaca “doku ekimi” anlamına gelmektedir. Tıp terimleri sözlüğünde vücuda yerleştirilen doku parçası, ilaç veya radyoaktif madde olarak tanımlanmıştır.¹²

Protez terimleri sözlüğünde dental implantlar; sabit veya hareketli bir protez için retansiyon ve stabilite sağlamak üzere, mukozal ve/veya periosteal tabakanın altına ve kemik içine veya üstüne oral dokulara implante edilmiş alloplastik malzemeden yapılmış bir protetik cihaz; sabit veya hareketli protezi desteklemek için çene kemiğinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen bir madde olarak tanımlanmıştır.¹³

2.2 İmplantın Tarihçesi

Dental implantlara dair ilk kanıt, milattan sonra 600’lü yıllarda kabuk parçalarını mandibular bir dişin yerine koymak için mükemmel hale getiren Maya’lara dayandırılmaktadır. 1970 yılında Maya iskeleti mandibulalarından çekilen radyografilerde, yaptıkları implantlarla kemik arasında blade (bıçak) tipi implantların çevresinde görülen kompakt kemik formasyonuna çok benzer kemik yapı izlenmiştir. Honduras kültüründe M.S. 800 yıllarında mandibulada taş implant gözlenmiştir.¹⁴

Maggalio 1809 yılında altın ile implant yaparak diş kökü formunu oluşturmaya çalışmış ancak başarısız olmuştur. 1913’te Greenfiel, platin ve altın yapılı bir implant formunu kök olarak kemiğe uygulamıştır.¹⁵

Branemark 1952 yılında tavşan femurunda yaptığı çalışmada kemik iliğinin mikroskobik dolaşımsal iyileşmesi üzerine inceleme yaparken (Şekil 2.1) titanyum kemik arası bağlantıyı gözlemlemiş ve yapılan çalışmalar ile birlikte dental implantlar 1960’lı yıllarda uygulanmaya başlanmıştır.¹⁶

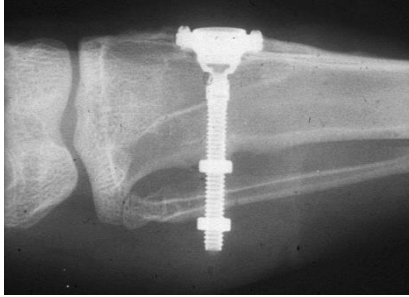
Branemark kemik titanyum yüzeyinin sıkı bağlanma gösterdiğini ve kırılma olursa kemik-kemik ara yüzeyinde olduğunu göstermiştir. Diş hekimliği alanında uygulamaya geçilmesiyle, Branemark tarafından osseointegrasyon terimi ortaya konulmuştur.¹⁶

Osseointegrasyon ışık mikroskobu ile yapılan büyütmede gözlenen implant yüzeyinde canlı kemik dokusu varlığını tanımlamaktadır.^{14,16,17} Kemik doku ile implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantıyı ifade eder. Ayrıca hem mikroskopik hem klinik durumu ifade eder.¹⁷

1968 yılında Linkow tarafından blade tip implantlar geliştirilmiş (Şekil 2.2) ve bu implantlar uzun bir süre kabul görerek kullanılmıştır.¹⁸

Daha sonraki zamanlarda implantların yüzey yapısında ve protetik yapılarında değişimler görülmüştür ve blade tip implant yapımı terk edilmiştir.¹⁴

1981 yılında Adell ve ark., Branemark'ın keşfinden 16 yıl sonra dişsiz hastalara uygulanan implantların 15 yıllık takip sonuçlarını açıkladıkları çalışma ile modern implantolojinin doğmasını ve yaygınlaşmasını sağlamışlardır.^{19,20}



Şekil 2.1.Titanyum kemik arasında bağlantı



Şekil 2.2. Blade tip implantlar

2.3 İmplantların sınıflandırılması

2.3.1. Kullanılan Materyale göre İmplantlar

İmplantlarda geçmişten günümüze kadar çeşitli malzemeler kullanılmış olsa da günümüzde 3 ana başlık altında toplanır; Metal, seramik ve polimer.^{21,22}

Metaller

Metaller iyi mekanik özellikleri, sterilize edilebilmesi ve işlenebilirlikleri gibi özellikleri sebebiyle en çok kullanılan materyallerdir. Özellikle titanyum ve alaşımları kemiğe benzer elastisite modülü nedeniyle implant yüzeyinde kullanılmaktadır.^{21,23}

Titanyum, havaya maruz kaldıktan hemen sonra (saniyede 2-10 nm arasında bir kalınlığa ulaşabilen) bir yüzey oksit tabakası oluşturur. Oluşan bu yüzey oksit tabakası hem stabil hem de oldukça biyouyumludur.^{22,23} Yüksek pasiflik, kontrollü kalınlık,

kimyasal ataklara karşı direnç, bazı kimyasal reaksiyon için katalitik aktivite nedeniyle intraosseöz uygulamalar için tercih edilen malzemedir.^{21,23,24}

Saf titanyum oksijen içeriğine göre 4 gruba ayrılır. Sınıf 1 %0.18 den az, sınıf 4 %4 den fazlayı ifade eder.²³ Sınıf 1 titanyumun dayanımı düşükken sınıf 4 titanyumun daha yüksektir. Sınıf 5 titanyum olarak sınıflandırılan titanyum alaşımı da dental implant yapımında kullanılır.²²⁻²⁴

Sınıf 5 titanyum %6 alüminyum %4 vanadyum(Ti-6Al-4V) içeriklerinden oluşmaktadır.^{23,24} Tip 5 alaşımda alüminyum eklenmesi dayanıklılığı arttırmak, vanadyum eklenmesi alüminyum kalıntılarını ortadan kaldırarak korozyonu engellemek içindir.²⁴ Ayrıca eser miktarda azot, karbon, hidrojen ve demir gibi elementler eklenmektedir.²⁵

Sınıf 5 titanyum üstün korozyon direnci, yüksek yorulma dayanımı, düşük elastisite modülü ve gelen stresleri azalttığı için özellikle kuvvetin yoğun olarak geleceği yerlerde tercih edilmelidir.^{24,25}

Seramikler

Seramikler dental implantlarda bioaktif ve bioinert olarak kullanılabilir.^{21,26} Hidroksiapatit($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) (HA), trikalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), ve biyoglass sıklıkla kullanılan bioaktif seramiklerdir. Alüminyumoksit ve zirkonyum oksit ise biyoinert seramiklerdir.^{22,23,26,27}

Seramikler biyouyumu, osteokondüktif etki, renk ve iyi mekanik özellikler nedeniyle implant cerrahisinde kullanılabilir. Hidroksiapatit (HA) en uygun implant materyallerindendir. Ancak seramiklerin kemik ile oluşturdukları bağın, fonksiyonel yüklere dayanımının düşük olduğu, düşük bükülme katsayısı ve yüksek derecede çözünürlük gösterdiği yapılan araştırmalarda gösterilmiştir.^{28,29} Bununla beraber günümüzde HA kemik ile direkt bağlanması nedeniyle yüzey kaplaması olarak kullanılır.^{23,28,29}

Hidroksiapatit kristaliyle yüzeyi işlenmiş titanyumun primer stabilitesinin arttığı, kemik ve implant arasında gerçekleşen bağlantının daha kuvvetli olduğu gözlenmiştir.^{25,27}

Zirkonya (Zr_2O_3), biyolojik olarak oldukça uyumlu ve osseointegrasyon kapasitesine sahip bir “seramik” bileşiktir.^{22,25,30} Metal alerjisi olan hastalarda, oral

hijyeni iyi hastalarda, üye sayısı az olan restorasyonlarda ve estetik beklentisi yüksek olan hastalarda zirkonyum oksit bileşikleri tercih edilebilmektedir.³⁰

Zirkonya ve Y-TZP (yitriumla güçlendirilmiş-tetragonal zirkonya polikristalini) diş hekimliğinde ve ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır. Kırılma dayanımı titanyum ve Cr-Co alaşıma benzer HA(hidroksiapatit) seramiğinden düşüktür.^{22,30}

Son yıllarda birçok firma tarafından zirkonyum implantlar geliştirilmiştir. Özellikle ince gingival yapıya sahip hastalarda titanyumun renk dezavantajını elimine etmek için kullanılmaktadır.^{25,30}

Polimerler

Polimerler biyotolere sınıfında yer alırlar ve birçok çeşidi implant tedavisinde denenmiştir. Polietilen, poliamid, polimetilmetakrilat, politetrafloroetilen, poliüretan materyalleri kullanılmıştır.^{22,23} Polimer yapıları kalça protezi, maksillofasiyal protezlerde ve greft materyali olarak uzun süredir kullanılmaktadır.^{23,29}

Polimerlerin kullanılmasında hedef periodontal ligamentin mikro hareketlerinin taklit edilmesi sayesinde iyi bir bağlantının sağlanabileceğinin düşünülmesiydi.²³ Ancak polimerik yapının çözünmesi sonucu, çözünmeye yakın bölgelerde kronik inflamasyona ve kemik rezorbsiyonuna neden olduğu görülmüştür.²²

Düşük mekanik özellikleri, plastisitilerinin yüksek olması ve canlı dokulara bağlanmada tersine reaksiyonlar göstermesi nedeniyle kullanılması terk edilmiştir. Günümüzde implant üzeri yapılarda kullanılmaktadır.^{23,29,31}

2.3.2.Doku ile olan uyumlarına göre sınıflandırılması

Biyotolere

Canlı dokuya implante edildiğinde kapsül şeklinde fibröz bir tabaka ile kaplanan materyallerdir. Materyal yerleştirilen bölge tarafından reddedilmez. Bazı metal alaşımları ve polimerler bu gruba örnek olarak verilebilir.^{23,32}

Biyoinert

Kemiğin oluşumuna, yüzeylerine yakın bölgelerde izin vererek kontak osteogenezi sağlayan materyallerdir. Alüminyum oksit seramikler örnek olarak gösterilebilir.^{22,23,32}

Biyoaktif

Yüzey yapısı kemik oluşumuna izin verir ve birleştiği dokuyla yaptığı iyon alışverişi sayesinde kimyasal bir bağlanma sağlar.^{22,23} Bu duruma bağlanma osteogenezisi denir. Biyoaktif materyallerde materyal kemik arayüzünde kırık hattı görülmez. Bu gruba kalsiyum fosfat ve hidroksiapatit örnek verilebilir.²²

Biyoaktif ve biyoinert materyallere osteokondüktif maddeler denir. Bunun sebebi yüzeylerinde kemik oluşumuna izin vererek iskelet görevi görmeleridir.²³

Tablo 2.1. Biyotolere, biyoinert ve biyoaktif materyaller²³

	Kimyasal içerik		
	Metal	Seramik	Polimer
Biyotolere	Altın Krom-Kobalt Zirkonyum Tantalyum Paslanmaz çelik		Polietilen Poliamid Polimetilmetakrilat Politetraforetilen Poliüretan
Biyoinert	Saf titanyum Titanyum alaşımları	Aleminyum oksit Zirkonyum oksit	
Biyoaktif		Hidroksiapatit Trikalsiyumfosfat Tetrakalsiyumfosfat Kalsiyumpirofosfat Florapatit Karbon Karbon-silikon Biyocam	

2.3.3. Kemik ile olan ilişkisine göre sınıflandırılması

Endosteal(kemik içi)

Sadece dişsiz mandibulada kullanılan transoseöz implant sistemlerinin gelişiminden önce, kısmi veya tam dişsiz mandibula veya maksillada bir veya daha fazla diş için kullanılan endosteal implant sistemleri gelişmiştir.^{23,33}

Endosteal veya endosseöz dental implant, mandibula veya maksilladaki alveolar ve/veya bazal kemiğe yerleştirilen ve sadece bir kortikal plakayı geçen dental implanttır. Şekillerinden dolayı osseointegrasyon ve retansiyon sağlarlar.³³

Tüm bileşenlerin tek ünite oluşturduğu transosseöz sistemlerin aksine, endosseöz implantlar, tekli implantların ayarlanması veya değiştirilebilmesi için tek bileşen olarak kabul edilebilir. Bu durum, komplikasyon yaşandığında tüm sistemin tamamen gözden geçirilmesinin gerekli olduğu transosseöz sistemlere kıyasla büyük bir avantajdır.³³

Silindirik, konik, bıçak(blade), sepet(basket),vida tipleri (Şekil 2.3) kullanılmış olmakla birlikte en çok kök formunda olan kullanılmıştır.^{13,33}

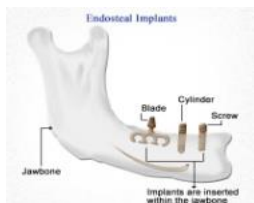
Eposteal(kemik üzeri)

Eposteal implantlar, rezidüel kemikle mukoza arasına yerleşerek (Şekil 2.4) primer kemik desteklerini alan dental implantlardır. Subperiosteal frame olarak da bilinen subperiosteal dental implant, bu kategoride en çok kullanılan sistemdir.^{13,33}

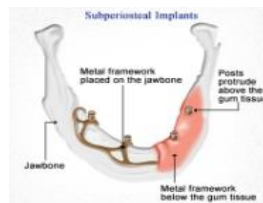
Aşırı rezorbe kretlerde ve anatomik yapılarla yakın komşuluk söz konusuysa tercih edilebilir. Ancak bu tip implantlar klinisyenler tarafından az yapıldığı için yeterli uzun dönem çalışması yoktur. Yapılan bazı çalışmalarda uzun vadede başarısız olduğu, enfeksiyon ve morbidite oranlarının yüksek olduğu gösterilmiştir.³³

Transosteal(kemik boyunca)

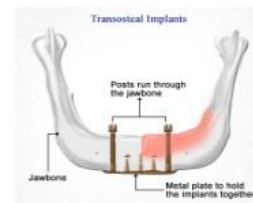
Hem kortikal plaklara nüfuz eden hem de alveoler ve bazal kemiğin tam kalınlığından geçen dental implantlardır.¹³ Transosteal implantlar (Şekil 2.5), alt çenenin parasimfiz bölgesinden girip, alt çeneyi vertikal olarak geçip oral mukozadan çıkan implantlardır. Tutucu pinleri ve metal plakaları vardır. Staple kemik implantı ve transmandibular dental implant bu sisteme örnek olarak verilebilir.³³



Şekil 2.3. Endosteal



Şekil 2.4.Eposteal



Şekil 2.5.Transosteal

2.4.Dental İmplantların Endikasyonları

- Serbest sonlu posterior dişsiz bölgelerin varlığında
- Dayanak diş sayısının yetersiz olması ve dağılımında düzensizlik bulunması
- Hareketli protezde stabilitenin yetersiz olduğu durumlarda
- Hareketli protezde tutuculuğun yetersiz olduğu durumlarda
- Sabit protez için gerekli dayanağın bulunmadığı durumlar
- Diş agenezisi durumunda
- Mine dokusu bütünlüğünün korunmak istendiği sabit protezlerde
- Hareketli protezi kullanamayan veya kullanmak istemeyen hastalarda
- Komşu dişlerin dokularının sağlam olduğu tek diş eksikliklerinde.³⁴

2.5.Dental İmplantların Kontrendikasyonları

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Majör psikolojik bozukluklar,
- Risk oluşturan kalp patolojileri,
- Kontrol edilemeyen sistemik hastalıklar,
- Alkol ve ilaç bağımlılığı,
- Hastanın yaşı,
- Radyoterapi gören hastalar,
- Uzun süreli immunsupresan ilaç kullanımı

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi,
- Yetersiz interoklüzal mesafe,
- Alerji sorunları
- Endokrin rahatsızlıklar,
- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi, kemoterapi görmüş hastalar, brüksist hastalar, kontrol edilemeyen periodontitis hikayesi olan hastalar, sigara kullanıcıları vb.).³⁴

2.6. Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon Latince'den köken alan "os" kemik ve "integrate" birleşmek kelimelerinin birleşimiyle ortaya çıkmıştır. Osseointegrasyonun bir kavram olarak ortaya

çıkışı, Branemark (1969) tarafından sağlandı ve “Canlı kemik ile implantın dış yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı” olarak nitelendirdi.³⁵

1986’da AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu "implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yüklerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı" şeklinde tanımlamıştır.^{35,36}

Günümüzde yeni ortaya çıkan tanımda ise “kemik içinde bulunan alloplastik materyalin fonksiyonel yükler altında, asemptomatik olarak rijit fiksasyonu” şeklinde bahsedilmiştir.³⁶

Osseointegrasyon biyolojik bir olaydır ve periodontal ligamentten yoksun bağlantısıyla diş kemik bağlantısından ayrılır. İmplantın başarısının sağlanmasında gereklidir. Osseointegrasyon gerçekleşmezse veya sonradan kaybedilirse implant etrafında fibröz bağ dokusu tabakası meydana gelir. İmplant materyaline karşı bağlanma süreci devam eder ve bu durum kronik iltihap ve granülasyon dokusu oluşumuna neden olur. Böyle bir durumda osseointegrasyon hiçbir zaman gerçekleşmeyecektir. Fibröz bağ dokusu belli bir dereceye kadar organize olmaya devam edebilir ama destek doku olmak için yeterli değildir. Mekanik ve biyolojik kapasitesinin düşük olması sebebiyle direnci de düşüktür.³⁵

İmplant sistemindeki iyileşme süreci, primer kemik iyileşmesine benzer. Başlangıçta operasyon sahası ve kemik arasında kan pıhtısı oluşur. Kan pıhtısı, polimorfonükleer lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücreler tarafından transforme edilir. Başlangıç enflamatuvar cevap ile mezenkimal kök hücreler ve osteoblastik perküsörler kemik-implant yüzeyine kemotaktik olarak gelir ve osteoid depolamaya başlar. Osteoid yapımı sürerken aynı anda osteoidin lameller kemiğe remodelasyonu olur.³⁷

Osseointegrasyon oluştuğunda ve iyi bir stres dağılımı sağlandığında implant yüzeyinde birkaç milimetre kalınlığında kortikal kemik meydana gelir. Protetik tedavinin de tamamlanması ile oklüzal stresler kemiği uyarır. Bununla birlikte kemikte remodeling gerçekleşir ve Haversian kemik daha yoğun ve homojen olmaya başlar.^{35,37}

Başarı Kriterleri

Başarı kriterleri birçok farklı değerlendirme kriterlerini içermektedir. İlk olarak 1978 yılında Boston’da Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü (National Institutes of Health

[NIH]) dental implantlar ile alakalı yaptıkları toplantıda konsensus raporu hazırlamışlardır.³⁸

Bu rapora göre dental implantların başarı kriterleri subjektif ve objektif olmak üzere ayrılmıştır.

Subjektif kriterler :

- Fonksiyonun yeterli olması
- Hastada konforsuzluk durumu olmaması
- Estetiğin iyileştirilmesi
- Duygusal ve psikolojik durumun iyileştirilmesi

Objektif başarı kriterleri :

- İmplant boyunun 1/3'ünü aşmayacak kemik kaybı
- Oklüzal dengenin ve dikey boyutun doğruluğu
- Tedavisi mümkün olan gingival inflamasyon
- Her doğrultuda 1 mm'den az mobilite
- Semptom ve enfeksiyon olmaması
- Komşu dişlerin zarar görmemesi
- Parestezi veya anestezi durumunun görülmemesi, mandibular kanal, maksiller sinüs veyaburun tabanına penetrasyonolmaması
- Polimorfonükleer lökosit infiltrasyonu olmayan sağlıklı kollajen dokunun varlığı.³⁸

1986'da Albrektsson ve ark.³⁹ implant başarı kriterlerini farklı ifade etmişlerdir:

1. İmplantta mobilite görülmemesi

2. Radyografik değerlendirmede implant çevresi dokularda radyolusensi görülmemesi

3. İmplantın yerleştirildiği 1. yıldan sonra takip eden her yıl 0,2 mm'den fazla olmayacak şekilde vertikal kemik kaybı

4. Sürekli ve/veya geri dönüşümsüz ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal hasarı olmaması

5. Güvenilir bir implant yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyot sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

Bu kriterler uzun yıllar rehber olmuştur. Ancak implantolojinin gelişimiyle klinisyenler tarafından yetersiz görülmeye başlanmıştır. 2007 yılında İtalya, Pisa'da toplanan Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi'nde (International Congress of Oral

Implantologists [ICOI]) hazırlanan konsensus kararlarında "Dental implantlar için Sağlık Skalası" yayınlanmıştır.⁴⁰

Tablo 2.2. ICOI tarafından 2007’de hazırlanan implant sağlık skalası

İmplant Grupları	Sağlık Skalası	Klinik Şartlar
I. Başarı (Optimal sağlıklı)		a) Fonksiyon sırasında ağrı veya sızı yok b) 0 mobilite c) İlk cerrahiden sonra radyografik kemik kaybı 2mm’den daha az d) Eksüda hikayesi yok
II. Kabul edilebilir sağ kalım		a) Fonksiyon sırasında ağrı b) 0 mobilite c) 2–4 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüda hikayesi yok
III. Sağ kalımda tehlike		a) Fonksiyonda hassasiyet olabilir. b) Mobilite yok c) Radyografik kemik kaybı 4mm’den fazla, implant gövdesinin yarısından az d) Sondlamada derinlik 7mm’den fazla e) Eksüda hikayesi olabilir
Başarısızlık (klinik veya kesin)		Maddelerin herhangi biri; a) Foksiyon esnasında ağrı b) Mobilite varlığı c) İmplant uzunluğunun yarısından fazla kemik kaybı d) Kontrol altına alınamayan eksüda varlığı e) Artık ağızda değilse

2.7.Kemik Tipleri ve Özellikleri

Kemik dokusu yapısına göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kompakt kemik sekonder kemik yapısındadır ve osteon yada havers olarak isimlendirilen sistemlerin birbiri içine geçmiş birimlerinden oluşur. Bu birimlerin etrafında 3-7 µm kalınlıktaki lameller, hücreler ve sert yapıda matriks vardır. Spongiyöz kemik birbiriyle bağlantılı olan düzensiz yapıli kemik trabeküllerinden oluşur. Trabeküller yapıların aralarında bulunan düzensiz boşluklar, kemik iliği ile doldurulmuştur.^{41,42}

Kemiğin dış tarafında sıkı ve yoğun bir katman (kortikal kemik) bulunurken, iç tarafında trabeküllerden oluşan süngerimsi katman(trabeküler kemik) bulunur ve bu katman kemiğin esas iç yapısını oluşturur. Kompakt kemik spongioz kemiğe göre daha az gözenekli, daha yoğun ve serttir. İmplantlar yerleştirilken maksila ve mandibulanın farklı bölgelerinde farklı kemiksel yapılarla karşılaşılır.⁴²

Lekholm ve Zarb'ın yaptığı kemik yoğunluğu skalası (Şekil 2.6) en çok karşımıza çıkan sınıflandırmadır.⁴³ Bu sınıflamaya göre:

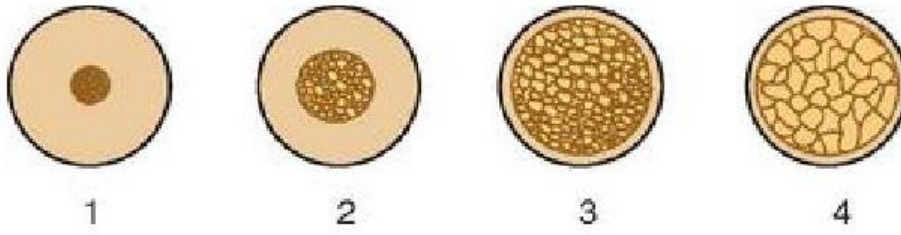
Tip1 Kemik: Yoğun, homojen kompakt kemik

Tip2 Kemik: Kalın kompakt kemik tarafından sarılan yoğun spongioz kemik

Tip3 Kemik: İnce kompakt kemik tarafından sarılan yoğun spongioz kemik

Tip4 Kemik: İnce kompakt kemik tarafından sarılan yoğun olmayan spongioz

kemik

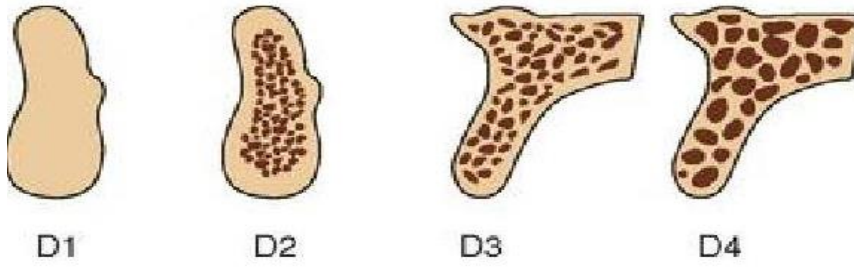


Şekil 2.6. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması

Tip 2 ve tip 3 diğer kemik tiplerine oranla daha çok görülür. Tip 2 kemik sıklıkla mandibulada; tip 3 kemik maksillada vardır. Kemik kalitesinin en yüksek mandibula anteriorda, sonra posterior mandibula, anterior maksilla ve posterior maksilla şeklinde izlenir.⁴³

Misch, maksilla ve mandibulada 4 farklı kemik yoğunluğuna göre (Şekil 2.7.) günümüzde de kullanılan sınıflandırmayı yapmıştır.¹⁷

- D1 Kemik: Yoğun kortikal kemik, anterior mandibula.
- D2 Kemik: Kette yoğun kalın poröz kortikal kemik, içinde yoğun trabeküler kemik. Anterior mandibula, posterior mandibula, anterior maksilla.
- D3 Kemik: Daha ince poröz kortikal kemik, içinde ince trabeküler kemik. Anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibula.
- D4 Kemik: Neredeyse hiç krestal kortikal kemik yoktur ve hemen hemen tüm kemik yapısını ince trabeküler kemik oluşturmaktadır. Posterior maksilla.



Şekil 2.7. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflandırması

2.8.Dental İmplantlarda Biyomekanik Etkenler

Biyomekanik; biyolojik dokuları uygulanan kuvvete ve verdikleri cevaba göre fonksiyonlarıyla ilişkilendiren ve mekanik prensipler içerisinde inceleyen bilim dalıdır. Bir materyalin mekanik özellikleri tüm faktörler göz önüne alınarak değerlendirilmelidir. Çünkü ağız ortamındaki materyaller ısısal, kimyasal, fizyolojik etkenlerden etkilenebilir.⁴⁴

Çiğneme kuvvetlerinin dağılımı ve etkinliği bireyden bireye göre farklılık gösterir. Tüm dişlerini kaybetmiş hastalarda çiğneme kuvvetinin doğal dişli kişilere oranla 5-6 kat azaldığı gösterilmiştir. İmplant üzeri sabit restorasyon kullanan hastalarda ise doğal dişli bireylere yakın çiğneme kuvveti gösterilmiştir.⁴⁵

Peridontal ligamente sahip dişler, ligamentin mikro hareketi sayesinde kuvveti dağıtabilmektedir. Ancak implantlarda böyle bir durum olmadığından, kuvvetin büyük kısmı kret tepesi bölgelerinde yoğunlaşır ve implanta pasif durumda bile kuvvet iletimine sebep olabilir.⁴⁶

Dental implantlar ve kemik arasında görülebilen 3 ana kuvvet vardır;

1. Baskı/Sıkışma
2. Çekme/Gerilme
3. Makaslama/Kesme

İmplantlar ve implantı saran kemik yapısı gelen kuvvetlere karşı direnç gösteren birleşik bir ünite şeklinde davranır. Wolff yasaları olarak bilinen, implantın yüklenmesini takiben kemikte devamlı adaptasyon gözlenmesi, kemik remodelling sürecinin mekanik fonksiyondan etkilendiğini gösterir. Mevcut alveol kemik yüksekliğinin korunması için bildirilen fonksiyonel stres miktarı 200-700 psi arasındadır. Daha fazla görülen stresler kemik dokusunda dejenerasyona, daha az görülen stresler ise, kemik atrofisine sebep olurlar.⁴⁷

Osseointegrasyonun devamlılığın sağlanabilmesi için fonksiyonel kuvvetler ile kemiğe gelen stresler arasında doğru dengenin kurulması gerekmektedir. Bu denge yükleme sayısı, kuvvetin büyüklüğü, kemiğin onarım kapasitesi, kemik implant ara yüzeyindeki bağlantıya bağlıdır.^{46,47}

Doğal dişlerde olmayan şekilde implantlar kemikle doğrudan temas halindedir. Bu durum kuvvetlerin protetik yapı aracılığıyla implanta, implant-kemik bağlantı yüzeyine ve son olarak destekleyici kemiğe iletimine neden olur. Fonksiyondaki implantın bu şekilde çevre dokulara kuvvet iletimi yapması, osseointegrasyonun korunmasında önemli bir faktördür.⁴⁷

Kuvvetin momenti bir noktada dönme veya eğilmeye neden olur. Momentin büyüklüğü, kuvvetin büyüklüğü ile moment kolunun çarpımına eşittir. Moment kuvveti oluşumu implant sisteminde yıkıcıdır, kemik-implant ara yüzünde kayıplara sebep olabilir. Bu durum implant çevresinde kemik kaybına ve protezde kırılmaya neden olabilir. Bu nedenle restorasyonlar planlanırken kuvvet ve sebep olabileceği momentler dikkate alınarak planlanmalıdır. Protezlerin okluzo-servikal boyutu, bukkolingual ve meziodistal yönde moment kolu ortaya çıkartır. Lingual olarak gelen kuvvet implantın boyun kısmında lingual transvers moment oluşturur.⁴⁸

Hastaya bağlı fonksiyonel kuvvetlerin dışında implantın ark içindeki konumu, açılanması ve karşıt arkin durumu da gelen kuvvetleri etkilemektedir. Ön bölgelerdeki implantlara göre arka bölgede bulunan implantlar daha yüksek kuvvetlere maruz kalır.

Bukko-lingual yönde görülen ortalama 1 mm'lik sapma miktarı, normale göre % 15 daha fazla devrilme momentine neden olur. Dikey yönde 1 mm daha derindeki implant devrilme momentini % 4 artırır. Kuvvetin uzun aksa düzgün olarak iletimi için oklüzal düzleme implantların dik olarak yerleştirilmesi gerekmektedir. İmplantın uzun aksında oluşacak 10 derecelik sapma miktarı implant ve proteze gelen kuvvetleri % 5 oranında arttıracaktır.⁴⁹

Dental implantları etkileyen biyomekanik faktörlerin iyi bilinmesi implantın ve implant üzeri protezin uzun dönem başarısında etkilidir.^{47,48} Gelen kuvvetlerin ve bu kuvvetleri etkileyen hastaya bağlı ve hastaya bağlı olmayan etkilerin iyi bilinmesi, biyomekanik etkilerin bir bütün olarak değerlendirilmesi başarılı bir implant tedavisi için ilk koşullardandır.⁴⁸

2.9.Dental İmplant Geometrisi

İmplantların yapımında tasarım söz konusu olduğunda şekil ve materyalin ne olacağı konusundaki kaygılar ve farklı görüşler ileri sürülmektedir. Dental implant biyomühendisliğinde materyal ve tasarım yapılırken çiğneme işlevleri de dikkate alınmıştır. İmplantlar gelen kuvvetleri çevre dokulara dağıttığı için çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek tasarım önemlidir.⁵⁰

Bir malzemenin elastik modülü, akma sınırı, nihai gerilme dayanımı, baskı dayanımı, yorulma dayanımı ve sertliği içsel özelliklerini oluşturur. Bu özellikler materyalin geometrisiyle birleşince materyalin yapısal mekanik özellikleri bütünü oluşturur.^{49,50}

İmplantın geometrisi uzunluk, çap, şekil ve yiv tasarımından etkilenir.^{51,52} İmplantların formlarında yapılacak bu değişimlerin başarı oranını etkilediği gözlenmiş ve bunun üzerine implant üreticileri çeşitli formlarda implant üretmeye başlamıştır.⁵²

İmplant çapı en geniş yivinin dış noktasıyla, tam karşı noktasındaki yivin dış noktası arasındaki mesafedir. Çap yüzey alanı ile ilişkilidir. Dayanak-implant bağlantı noktasındaki implant boyun çapıyla ilgili değildir. Çünkü çeşitli implant genişliği ve dayanak platformları olduğu için, geniş platforma sahip implantların yivler arası mesafesi daha dar olabilir.⁵²

Geniş çaplı implantların kullanımı yüksek miktarda kemiğe bağlanma sağlar ve daha düzenli stres dağılımı sağlar. Ayrıca geniş çaplı implant kullanılan durumlarda protezin yerleştirilmesi sırasında daha geniş bileşenler kullanılabilir. Bu sayede daha yüksek kuvvetlerle torklamaya izin verir. Ancak geniş çaplı implant kullanılırken komşuluğundaki anatomik ve dişsel yapılara hasar verme oranı daha yüksektir. Ayrıca geniş komponentler kullanım nedeniyle estetik sınırlamalara sebep olur.^{52,53}

İmplant çapının (ort. 3mm olan bir implant) ortalama 1 mm artması, kemiğe bağlanan yüzey alanında %35'lik bir artışa neden olur. Primer stabilitenin arttığı ve streslerin azaldığı gözlenmiştir. Ancak Ivanoff ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 3,75 mm ve 4 mm çapındaki implantlar için bu durumun geçerli olduğunu ancak daha geniş implantlarda başarısızlık oranının daha yüksek olduğu gösterilmiştir.⁵⁴

İmplantın uzunluğu platformdan apekse kadar olan mesafedir. İlk yapılan araştırmalarda implantın uzunluğu arttıkça başarı oranının artacağı söylenmiştir. Buna rağmen uzunluk ve başarı ilişkisi hakkında doğrusal bir ilişki saptanamamıştır. İmplant

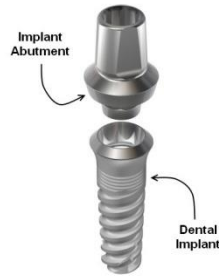
uzunluğunun artması başarıyı sadece az oranda arttırabilir. Ancak 7 mm’lik implantların daha uzunlara göre daha başarısız olduğu gösterilmiştir.⁵²

Anatomik sınırlayıcıların olduğu ve kemik dokusunun yetersiz olduğu bölgelerde kısa implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. Özellikle günümüzde kompleks cerrahi işlem gerektiren ve greftleme ihtiyacı olan vakalarda cerrahi komplikasyonların daha ciddi olabilmesi nedeniyle kısa implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda kısa implantların uzun implantlarla benzer sağ kalım oranına sahip olduğu gösterilmiştir.⁵⁵

İmplantın şekli ve yivlerin yapısı implantın biyomekaniği açısından önemli etkilere sahiptir. Primer stabiliteyi ve implantın kemikle olan yüzey temasını arttırmak için implant tipleri genellikle dişli vida şeklinde tasarlanmıştır.⁵²

2.10.Dental İmplant Komponentleri

Dental implant sistemleri esas olarak 2 bileşenden oluşur (şekil 2.8.).Bunlardan birincisi kemikle temas halinde olan ve komplekse esas desteği veren implantın gövdesidir. İkinci bileşen ise ağız ortamına açık olan ve protetik restorasyonlara desteklik sağlayan dayanaktır (abutment).¹⁷ Bu bileşenler tek parça veya 2 parça şeklinde olabilir. 2 parça olarak bulunan sistemlerde implantın yerleştirilmesinden sonra flep ile implantın üzeri kapatılır.⁵⁶



Şekil 2.8. <https://globomd.com/service/prefabricated-abutment-b65dbb5a-6a15-4f35-8072-4883e5725251>

Dayanaklar esas olarak geçici dayanaklar ve daimi dayanaklar olmak üzere ikiye ayrılır.⁵⁶

Geçici dayanaklar, geçici restorasyonların yapımı amacıyla plastikten ya da titanyumdan üretilen dayanaklardır. Prepare edilerek şekillendirilebilir. İmplant destekli protezlerin geçici olarak yapılması özellikle yumuşak dokuyu şekillendirmede tercih edilmektedir. Kalıcı restorasyon yapılmadan önce karşılaşılabilecek sorunların önceden

belirlenmesi ve estetik kriterlerin yeniden düzenlenmesi ve parametrelerin değerlendirilmesi amacına hizmet eder.^{56,57}

Daimi dayanaklar protezin restoratif kısmını oluşturan ve finalde yapılacak proteze desteklik ve tutuculuk sağlayan parçalardır.⁵⁶

2.11.Daimi Dayanakların Sınıflandırılması

Daimi dayanaklar; implant-dayanak bağlantı bölgesi tasarımına, üretiminde kullanılan materyale, üretim şekline, restorasyonun çeşidine göre dört başlık altında incelenebilmektedir.⁵⁶

2.11.1. İmplant-Dayanak Bağlantısına Göre

Dış (Eksternal) bağlantı

Eksternal bağlantılı yapıda dayanağın implanta yerleşen kısmı, implant gövdesinin dışında bulunmaktadır. Antirotasyonel yapı oluşması için implantın dayanak ile birleşen kısmında, hegzagonal ya da oktagonel bir yapı vardır. Dayanakta bulunan bir hegzagon ya da oktagonel yapı da bu parça üzerine yerleşir.^{56,58}

Piyasaya sürülen ilk tasarım 0.7 mm yüksekliği olan eksternal hegzagonal bağlantıdır. Yapılan çalışmalarda, bu yüksekliğin antirotasyonel etkinliğinin iyi olmadığı ve dayanak vidasında gevşeme ve kırılma gibi komplikasyonlara neden olabildiği bildirilmiştir.^{56,59}

Özellikle tek diş eksikliklerinde lateral ve rotasyonel kuvvetlere direnç sağlamak için eksternal hegzagonal yüksekliğin minimum 1.2 mm olması gerektiği ve bu sayede mekanik komplikasyonların daha az olacağı bildirilmiştir.⁵⁹

Eksternal bağlantıda üst yapıya kuvvet uygulandığında stres direkt olarak dayanak vidasına iletilir. Lateral kuvvetlere dayanımı zayıftır ve mikro sızıntı ihtimali yüksektir. Bu gibi dezavantajları nedeniyle çeşitli alternatif bağlantılar geliştirilmiştir.^{56,58,59}

İç (İnternal) bağlantı

İnternal bağlantıda; dayanağın implantla birleşen kısmı, implant gövdesinin iç kısmındadır. Eksternal bağlantı tasarımında oluşan komplikasyonların önüne geçmek için tasarlanmıştır.^{56,58,59}

İlk tasarlanan internal yapı, hegzagonal şeklinde 1.7 mm derinliğinde 0.5 mm genişliğinde ve 45 derece eğimli olarak yapılmıştır. Özellikle kuvveti daha derinlere yayarak vidaya gelecek aşırı kuvvetleri engellemek için yapılmıştır.⁵⁹

İnternal bağlantıda, farklı açılarda konik, hegzagon veya üçgen şeklinde yapılar mevcuttur. İnternal hegzagon yapı implant-dayanak kompleksinde temas yüzeyini arttırarak dayanak stabilitesini arttırmaya yarar. Bu bağlantı yapısı “slip-fit joint” veya “friction-fit joint” olmak üzere farklı tarzlarda görülebilir.

Slip-fit joint bağlantıda implant-dayanak bağlantısı pasif şekilde oluşmaktadır (Frialit-2, DentsplySirona, Almanya). Friction-fit yapısında sürtünmesel olarak yerleşen bir ekleme sahiptir (Zimmer Dental, Almanya ve BioHorizons, ABD). İnternal hegzagonal bağlantı, rotasyonel kuvvetlere direnci arttırmak amacıyla oktogonal yapıda da piyasaya sunulmuştur (Straumann, Basel, İsviçre).⁵⁶

İnternal konik bağlantıda paralel hale getirilmiş konik duvarların birleşmesi ile, kuvvetli implant-dayanak kompleksi bağlantısı elde edilmektedir. Böylece tüm kuvvet vidaya gelmemektedir (Astra, DentsplySirona; SynOcta, Straumann ve Ankylos, DentsplySirona).⁵⁶

İnternal üçgensel yapı slip-fit bağlantı gibi davranmaktadır. İmplant-dayanak birleşiminin derine yerleşmesiyle vida gevşemesinin azalacağı ve buna bağlı komplikasyonlarının önüne geçileceği bildirilmiştir. Bağlantıların üçgensel yapılmasıyla derin yerleşim sağlanmaya çalışılmıştır. 5,4 mm’lik “tube in tube” veya ‘cam tube’ yapısı, en derin ve dayanıklı internal yapılardan birisidir (Camlog, Almanya). Trichannel’da tri-lobe yapıları da cam tube gibi derin yerleşimli üçgensel yapıdadır (Trichannel design, Nobel Biocare, İsveç).^{56,59}

Morse konik (taper) bağlantı

Genellikle implant-dayanak kompleksinin birbirine bağlanması vida aracılığıyla olur. Dayanak vidasının gevşemesi ve buna bağlı görülebilecek komplikasyonları azaltmak için morse konik bağlantı geliştirilmiştir.^{56,60}

Vidasız morse taper yapılar, dayanağın konik kısmının implantın iç duvarlarına yerleşerek sürtünmesi ve sıkışması sonucu implant-dayanak bağlantısını sağlar. Vidasız sistemlerin birbirine tutunması esas olarak sürtünmesel olarak olur. Sürtünme yüzeyleri arasındaki oksit tabakanın kalkmasının ardında yüzeyler arasında oluşan bağlanmaya

soğuk kaynak adı verilir. Soğuk kaynağa bağlı olarak iç ve dış hekzagonal vidalı yapılara göre mikro sızıntının daha az olduğu gösterilmiştir.⁶¹

Bağlantı yapısı daha derinde olduğu için eksternal hekzagonal yapılara göre daha dirençlidir. Soğuk kaynak görüldüğü için gevşetmek için gerekli tork değeri ön yükleme tork değerinden daha yüksektir. Dayanağın bükülme dayanımı daha yüksektir.^{60,61}

Vidasız olmasına rağmen dayanak gevşemesi olabileceği gösterilmiştir. Vidasız bağlantının implantın iç yüzeyine yeterince yerleşmemesine bağlı olarak kuvvetler karşısında gömülme ya da yükselme hareketlerinin görülebileceği bildirilmiştir.⁶¹

Platform switching (değişim) konsepti

Platform switching bağlantı, dayanak platformunun genişliğinin implantın platform genişliğine göre daha küçük olması temeline dayanır. 1990'lı yıllarda kemik implant yüzey alanın ve primer stabilizasyonu arttırmak için 5.0 ve 6.0 mm çapında geniş platforma sahip implantlar üretilmiştir. Üretilen implantlarla uyumlu dayanaklar olmadığı için 4.1 mm çapında protetik dayanaklarla restorasyonlar yapılmıştır. 5 senelik takip çalışmaları sonucu dar çaplı dayanaklar kullanılarak protetik restorasyonu tamamlanmış vakalarda 1.5-2 mm daha az krestal kemik kaybı gözlenmiştir.⁶²

Marjinal kemik kaybında görülen bu azalma bazı nedenlere bağlanmıştır;

- İmplant-dayanak kompleksindeki infiltrate enflamatuar hücrelerin açılı yapı sayesinde apikale ilerlemesi engellenmiş olur.
- Basamak genişliği sayesinde biyolojik ataşmanın oluşabileceği bölge vardır.
- İmplant-dayanak kompleksinde görülen mikroaralığın kemik rezorbsiyonuna direkt etkisi azalır.

Bu konseptin uygulanabilmesi için implant çevresi dokuların biyolojik aralık genişlikle uyumlu ve en az 3 mm yumuşak doku kalınlığı olması gerekmektedir.^{62,63}

Platform switching konseptinin en önemli endikasyonlarından birisi de kısa implantlardır. İleri cerrahi uygulamaların komplikasyon riski, maliyeti ve hastayı rahatsız edici yönleri nedeniyle kısa implantlar kemik yetersizliği olan hastalarda günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Kısa implantlarda görülebilecek kemik kaybı sonucu çok hızlı bir şekilde implant kaybı görülebilir. Bu yüzden kısa implantlarda krestal kemik kaybının azaltılması için kullanılmaktadır.⁶²

2.11.2. Üretildiği Materyale Göre

Dayanaklar farklı endikasyonlara göre farklı materyallerden üretilmektedir. Esas olarak metal ve seramik dayanaklar olmak üzere üretildiği materyale göre iki gruba ayrılır.⁵⁵ Dayanak üretimi için titanyum, altın, baz metaller ve zirkonyum veya alüminyum oksit seramikler mevcuttur.⁶⁴

Titanyum, üstün mekanik ve fiziksel özellikleri sebebiyle implant destekli protezlerde diğer dayanak materyallerine göre altın standart olarak kabul edilmekteydi.²³ En büyük dezavantajı, gri olması nedeniyle yumuşak dokuda gri şekilli yansıma sebebidir.

Bu eksikliğin giderilmesi amacıyla ortaya çıkan estetik bir materyal arayışı sonucunda, sinterize halde alümina, dayanak materyali seçeneği arasına girmiştir. Alümina dayanakların estetik özellikleri iyi ancak mekanik dirençleri düşüktür ve kırılmaya yatkındır. Günümüzde Y-TZP dayanakların geliştirilmesiyle, alümina dayanaklardan daha üstün mekanik ve fiziksel özellikler göstermiştir ve seramik dayanak materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır.⁶⁵

2.11.3. Üretim şekillerine göre

Optimal mukogingival estetik için dayanaklar yumuşak dokuyu desteklemeli ve gerekli çıkış profilini sağlamalıdır. Dayanağın doğru seçimi protezin fonksiyon ve estetiğine katkıda bulunur. Dayanaklar üretim şekillerine göre stok ve kişiye özgü hazırlanan dayanaklar olmak üzere ikiye ayrılır.⁶⁶

Stok dayanaklar genel olarak titanyum ve zirkonyadan üretici firmalar tarafından üretilen dayanaklardır. Fabrikasyon dayanaklar hekim ya da teknisyen tarafından yumuşak dokuya göre şekillendirilebilir.^{64,66}

Stok dayanakların en önemli avantajı düşük başlangıç maliyetleridir.^{56,66} İntraoral veya ekstraoral olarak uyumlandırılabilirler; ve eğer implantlar ideal olarak yerleştirildiyse, hazırlık süresi minimum olabilir. Stok dayanakların düzenlenmesi diş hekimleri tarafından intraoral olarak yapılırsa, ekstraoral hazırlıklara kıyasla çeşitli engeller ortaya çıkar. Hastalara anestezi uygulanması, geleneksel retraksiyon prosedürleri, ölçü alma gereklidir ve diş hekimlerinin alanı ağız içi yapılar tarafından kısıtlanmaktadır. Bu nedenle hasta deneyimi ve kolaylık açısından ekstraoral hazırlıkların yapılması daha uygundur.⁶⁶

Stok dayanakların en önemli dezavantajı, şekilleri ile ilgilidir. Çoğu, sadece implant platformunda değil, tüm bileşen uzunluğu için konfigürasyonda silindirikdir. Stok dayanakların yüzeyine dahil edilen anti-rotasyonel yapılar, şekillendirme sırasında bozulabilir. Bununla birlikte, seramik stok abutmentleri genellikle dikey duvarlarda az miktarda malzeme içerdiğinden ve ince olduğundan, ilave preperasyonlar yapı bütünlüğüne zarar verebilir.⁶⁶

Üretici firmalar son yıllarda bu komplikasyonların önüne geçmek için farklı yüksekliklerde ve farklı açılarda stok dayanaklar üretmişlerdir. Kişiyeye özel dayanakların hazırlanmasında geleneksel döküm yöntemleri veya CAD-CAM sistemi kullanılabilir.^{56,66,67}

Döküm kişisel dayanağın birincil avantajı, dayanağın konturlarının yumuşak dokuyla daha uyumlu olmasıdır. Kişisel dayanak genellikle diş gibi konturlanır ve bu nedenle doğal olarak anti-rotasyoneldir. Kişisel dayanağın dişeti geçişi implant platformunda başlar. Bu nedenle, çıkış profili hem dikey hem de oklüzal düzlemlerde daha iyi sağlanır. Açılama düzeltmesi gerekiyorsa, özel dayanak tam olarak yapılandırılabilir. Özel dayanaklar, ideal kron konturları ve peri-implant yumuşak doku desteği için stok dayanaklardan daha iyi uyum sağlar ve optimum estetik için gerekli olabilir.^{66,67}

Özel dayanakların üretimi geleneksel mumlama, döküm, frezeleme ve bitim tekniklerine dayanır. En büyük dezavantajı, implant bileşeninin maliyeti ve mumlama, döküm, frezeleme ve bitim işlemlerinin zaman alıcı olmasıdır.^{67,68}

Önceden işlenmiş dayanak platformları, tamamen döküm dayanaklara kıyasla implant-dayanak kompleksinde daha iyi uyum gösterir. Diğer dezavantajı ise, dayanağın kalitesinin, üretimi yapan teknisyenin bilgi ve deneyimine bağlı olmasıdır. Bir laboratuvar teknisyeni, son restorasyonun işlevini ve estetiğini tehlikeye atan ince duvarları olan bir dayanak veya kabaca bitmiş bir dayanak üretebilir.⁶⁷

CAD-CAM ile yapılan dayanak dizaynında, hasta ağzından ağız içi tarayıcı yardımıyla gerekli bilgiler elde edilir ve CAD kısmında dizayn edilir. Sanal ortamda tasarımı yapılan dayanak, CAM ünitesinde uygun materyalle üretilir. CAD/CAM ile yapılacak dayanaklarda titanyum, alümina, lityum disilikat ve zirkonyum dayanak materyali olarak kullanılabilir.⁶⁸

CAD / CAM ile üretilen dayanaklar her hasta için spesifiktir. Ancak, sonuçlar döküm ile üretilenlere göre çok daha tutarlıdır. Teknisyenin öğrenme eğrisi, el yapımı bileşenlerden daha az diktir. CAD yazılımı teknisyene yardımcı olur. Mumlama, rövetmana alma ve döküm işlemleri gibi üretim basamakları olmadığı için uyumları daha iyi olmaktadır. CAD/CAM üretimi ile dayanak için homojen bir titanyum kitlesiyle yüksek malzeme özellikleri sağlanır. CAD/CAM ile şekillendirme daha kolay olduğundan doğal diş yüzeyine yakın yüzey alanı olan dayanaklar üretilir, bu sayede restorasyonun tutuculuğu artmış olur.^{67,68}

2.11.4. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre

İmplant destekli protetik yapının retansiyonun sağlanması için dayanaklar siman tutuculu, vida tutuculu ve ataşman tutuculu olarak kullanılabilir. ^{56,69} Vida ve siman tutuculu restorasyonlar arasındaki seçimi yöneten kavramların anlaşılması çok önemlidir. Bu kavramlar; estetik, sökülebilirlik, retansiyon, pasif uyum, oklüzal kriterler, implant konumu, maliyet ve periodontal dokulardır. ⁶⁹

Vidalı restorasyonlar özellikle 4 mm ve daha az vertikal dikey boyut yüksekliğinin varlığında desimantasyon problemi yaşanmaması için tercih edilmektedir. Çıkış profilinin sağlanmasının zor olduğu, implantın derin yerleşim gösterdiği durumlarda, siman artığının temizlenememesi problemini ortadan kaldırmak için vida tutuculu protetik restorasyonlar yapılmaktadır. En önemli avantajlarından birisi de geri sökülebilirliğinin kolay olmasıdır. ^{56,69}

Vidalı restorasyonların en büyük dezavantajları teknik hassasiyet gerektirmesi, vidaya gelecek streslerin fazla olabilmesi, pasif uyum sağlanmasının zorluğu, pahalı ve uyumlamasının zor olmasıdır. ⁶⁹

Simante protetik restorasyonların avantajları arasında; vidalı restorasyon gibi implantın konumuna bağlı olmaması, pasif uyumun daha kolay elde edilmesi, oklüzal uyulmamaların daha kolay yapılabilmesi, uygulamasının kolay olması, daha ucuz olması, siman boşluğunun ve simanın şok emilimi görevi görmesi sayılabilmektedir. ⁶⁹

İnteroklüzal mesafenin 5 mm'den az olduğu durumlarda desimantasyon problemi görülebilmektedir. İmplantın derin yerleşim gösterdiği ve dayanak basamağının subgingival yerleşimli olduğu durumlarda siman artıklarının temizlenebilirliği düşüktür. Restorasyonda problem görüldüğünde sökülmesi zordur ve restorasyonun yenilenmesini gerektirebilmektedir. ⁶⁹

İmplant sayısının az olduğu, overdenture tarzında hareketli protez yapılacaksa ataşman tutuculu dayanaklar kullanılır. Firmalara göre farklılık gösteren o-ring, top başlı, titanyum veya altın klipsi olan şekilleri vardır. İmplantın konumu ve açısından etkilendiği için son yıllarda açılanma problemlerinin önüne geçebilmek için locator tip dayanaklar çıkartılmıştır.⁷⁰

2.12. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli protezler Misch tarafından şu şekilde sınıflandırılmıştır.¹⁷

- SP-1(Sabit Protez): Yalnızca kuru restore eden, doğal diş gibi görünen protez.
- SP-2(Sabit Protez): Kuru ve kökün bir kısmını restore eden protez. Kuru konturları oklüzal kısmın yarısında normaldir; servikal kısmın yarısında uzatılmış veya aşırı konturludur.
- SP-3(Sabit Protez): Eksik kuru tamamını, dişetin rengini ve dişsiz bölgeye ait bir kısmı restore eder.
- HP-4(Hareketli Protez): Sadece implant tarafından desteklenen implant üstü protezlerdir.
- HP-5(Hareketli Protez): İmplant ve yumuşak doku tarafından desteklenen protezlerdir.

2.13.İmplant Uygulamalarında Görülen Komplikasyonlar

2.13.1.Biyolojik Komplikasyonlar

- Mukositis
- Peri-implantitis
- İmplant-abutment birleşiminde fistül oluşumu ve Nadiren alt yapı uyumsuzluğuna bağlı olarak görülen vida gevşemesi ve plak birikiminin sebep olduğu fistül
- Yumuşak doku hiperplazisi
- İmplant kaybı ^{3,71}

Cerrahi uygulamalara bağlı olarak görülenler;

- Sinir ve damar yaralanmaları
- Primer stabilitedeki eksiklik
- Kemikte görülen fraktürler
- Marjinal kemik kaybı görülebilen komplikasyonlardır.^{71,72}

2.13.2. Estetik Komplikasyonlar

Estetiğin düzgün sağlanabilmesi için sert ve yumuşak dokunun düzgün şekillendirilmesi ve komşu dişin formlarına uygun taklit edilmesi gerekmektedir.³

Tedavi sırasında görülebilen interdental papilin kaybı, dişeti çekilmesi, restorasyonun konturunun uyumsuzluğu ve renk uyumsuzluğu en sık görülen estetik komplikasyonlardır. Yapılan çalışmalarda bu komplikasyonların görülme oranı %7.1 olarak belirtilmiştir.⁷³

2.13.3. Mekanik Komplikasyonlar

Mekanik komplikasyonların oluşması, implant ve bileşenlerine gelen aşırı kuvvetlerle ilişkilidir. İmplantta proprioseptif duyunun kısıtlı oluşu ve periodontal ligament yokluğu nedeniyle protezde görülen aşırı kuvvetler sonucu implantın mekanik veya protetik bileşenlerinde komplikasyon meydana gelir.^{3,74}

Aşırı yüklemenin nedenleri; implantın uzun aksına farklı yönlerde gelen kuvvetler, protez planlamasında kantilever varlığı, kron kök oranının fazla olması, parafonksiyonel alışkanlıklar, oklüzyonun sağlanmasında hatalar, oklüzal travma ve fazla artmış implant-abutment açısıdır.^{3,71}

İmplantın komşu yapılara göre pozisyonu, kasların eğimi, implantın apikal uzantısının yerleşimi, implantın açısı, yetersiz sert ve yumuşak doku desteği de mekanik komplikasyonların görülme sıklığını artırır.⁷⁵

Goodcare ve ark.⁴ 2001 ve 2017 yılları arasında yapılan komplikasyonlarla ilgili yapılan 74 tane çalışmayı derlemiştir. Bu literatür araştırmasında komplikasyonlar 4 tip implant destekli protetik restorasyon esas alınarak incelenmiştir:

- 1- İmplant destekli sabit tüm ağız restorasyonlar
- 2- İmplant üstü overdenture restorasyonları
- 3- İmplant destekli sabit bölümlü restorasyonlar
- 4- İmplant destekli tek diş restorasyonları

İmplant destekli sabit tüm ağız restorasyonlarda sıklıkla görülen komplikasyonlar; porselende fraktür, vidanın üzerine örten dolgu materyalinin kaybı, mukozada hiperplazi, alt yapı materyalinde fraktür, vida gevşemesi ve vida kırığı olarak belirtilmiştir.

İmplant üstü overdenture restorasyonlarda görülen komplikasyonlar; protezin uyumunun bozulması, ataşmanların değişmesi ve yeniden aktive edilmesi ihtiyacı

doğması, mukozal hiperplazi, besleme, tamir ve yenileme ihtiyaçlarının oluşması gibi durumlar olarak belirtilmiştir.

İmplant destekli sabit bölümlü restorasyonlarda sıklıkla görülen komplikasyonlar; porselende fraktür ve chipping, desimatasyon ve hem simante hem vidalı protezde vida gevşemesi olarak bildirilmiştir.

İmplant destekli tek diş restorasyonlarında sıklıkla görülen komplikasyonlar; dayanak vidasının gevşemesi, implantta fraktür, porselende fraktür ve chipping tarzı kırılma, desimantasyon olarak bildirilmiştir.⁴

2.14.Ön Yükleme Kuvveti

Günümüzde kullanılan çoğu implant sistemi, dikey olarak yerleşmiş bileşenleri bağlamak için bir vida desteğine ihtiyaç duyar ve böylece protez ve/veya protetik bileşenler implant gövdesinin üstüne doğrudan veya dolaylı olarak birleştirilebilir.⁷⁶

Çevredeki kemik dokusu içindeki implant entegrasyonunun derecesi, fizyolojik başarı için çok önemli olduğu gibi, implant-abutment-protez kompleksi içindeki mekanik uyum da protez başarısı için gereklidir. Protez vida veya siman aracılığıyla bağlanabilir. Her iki bağlanma şeklinde de öngörülebilir uzun vadeli sonuçları sağlamak için vida ekleminin bütünlüğü önemlidir. İmplant dayanak kompleksindeki mekanik entegrasyon;

- 1-Uygulanan ön yüke
- 2-Mikro hareketliliğe
- 3-Dinamik yorgunluğa bağlıdır.⁷⁷

İmplant sistemi veya restorasyon tasarımından bağımsız olarak, sıkma torku uygulandıkça vida ön yükü sağlanmış olur. Sıkma torku ile dayanak vidası sert bir yay görevi görür ve yivlerde gerilmeyi sağlar. Dönme momenti uygulandığında, bu yay uzar ve gövde ile yivler gergin hale gelir. Vidanın elastik geri kazanımı, implantı ve protez bileşenini bir araya getiren bir bağlanma kuvveti yaratır.²

Sıkma torku uygulandığında mikro pürüzlülük gösteren alanlar düzleşir. Düzleşme için oluşan sürtünme direncinden dolayı uygulanan tork miktarında kayıp yaşanır. Bu nedenle vidada oluşturulan ön yükleme kuvveti sıkma torkundan daha az olmaktadır. Ayrıca iki ayrı yapının birleşimi sırasında yivlerin sıkıştırılmasıyla temas oluşan bölgelerde, lokal plastik deformasyon hem dinamik hem de statik olarak oluşur. Bunun sistem içindeki yüzey sürtünmesini azaltma etkisi vardır ve zamanla ön yükleme kaybına neden olur.^{2,76}

Uygulanan sıkıştırma torkunun ters yönünde uygulanan kuvvetlere ayırıcı kuvvetler denir. Bu kuvvetler sıkıştırma kuvvetlerden büyük olduğundan vida yivlerinde ayrılma oluşur. Gelen ayırıcı kuvvetler sonucu vida ve implantın iç yivleri arasında kayma oluşur ve bu durum tork kaybına neden olur.^{2-5,11,76}

Çok düşük tork uygulanması vida yorgunluğuna ve vida gevşemesine neden olabilirken, çok yüksek tork uygulanması vida yivlerini aşındırabilir ve vida kırığına sebep olabilir. Vidalardaki ön yük, $Tork = \text{Ön Yük} \times A$ (Sabit) olarak ifade edilebilen uygulanan torkla orantılıdır. Tork değişkeni klinisyenin kontrolü altındadır.⁵

Vida ön yükleme kuvveti temel olarak iki şekilde hesaplanır. Birinci yöntemde sıkma torkundan yararlanılır:²

$$T_{in} = F_p [(P/2\pi) + (\mu_t r_t / \cos \beta) + (\mu_n r_n)]$$

T_{in} = Vidaya uygulanan tork

F_p = Vidada oluşan önyüklemeye

P = Yiv adımı

μ_t = İmplant iç yivleri ile vida yivleri arasındaki sürtünme katsayısı

r_t = Yivin efektif temas yarıçapı

β = Yivin yarım açısı

μ_n = Bağlantının üst yüzeyi ve implantın iç boşluk yüzeyi arasındaki sürtünme katsayısı

r_n = İmplantın iç boşluğu ve bağlantı yüzeyi arasındaki kontağın efektif yarıçapı

Diğer yöntemde ise gevşeme torkundan yararlanılır:²

$$F_{fs} = \pi/P (T_{fs} - |T_{fu}|)$$

F_{fs} = Ön yük

P = Yiv adımı

T_{fs} = Oturma torku

$|T_{fu}|$ = Gevşeme torku

Uygulanan önyük de bazı faktörlerle ilişkilendirilmiştir:

- 1-Komponentler ve vida malzemesi
- 2-Tork uygulanma yöntemi
- 3-Üreticiye bağlı etkenler
- 4-Vida bağlantı dizaynı
- 5-Yüzey pürüzlülüğü

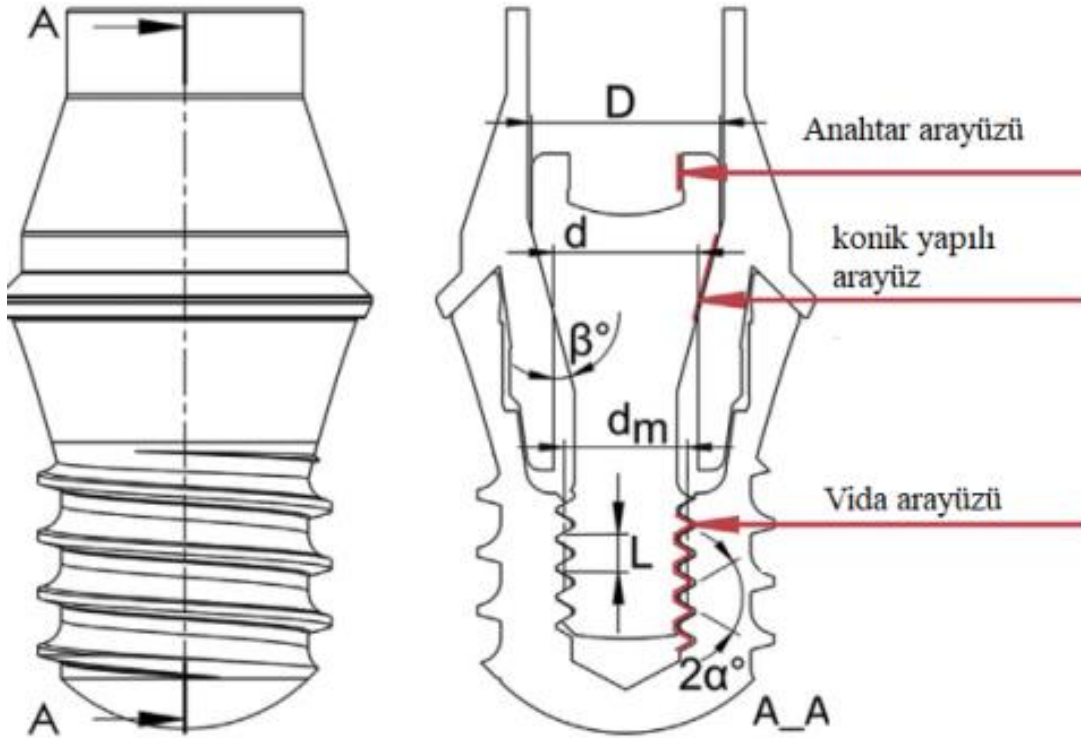
2.15.Vida Mekanizması

Vida, dönme hareketini doğrusal harekete ve bir torku (dönme kuvveti) doğrusal bir kuvvete dönüştüren mekanizmadır. Altı klasik basit makineden biridir. En yaygın formu, helisel oluklu veya dıştan yivli olarak adlandırılan çıkıntılara sahip silindirik bir gövdeden oluşur.^{17,79}

Vida, başka bir nesne veya ortamdaki bir delikten geçerek, deliğin iç tarafındaki vidalar, vida yivleri ile yapıya bağlanır. Vidanın gövdesi yiv yapısı yönünde döndürüldüğünde, vida eksenini boyunca çevreleyen ortama göre hareket eder. Vida mekanizmalarında, vidalı mil sabit bir nesnede dişli bir delikten dönebilir veya somun gibi dişli bir bilezik sabit bir vidalı milin etrafında dönebilir.^{79,80}

Bir basit makinenin amacı gerekli eforu azaltmaktır. Beş sistem gelen kuvvetleri arttırmaya neden olur. Bunlar; vida, eğik düzlem, kaldıraç, tekerlek ve makaradır. Diş hekimliği açısından en önemli olanlar vida ve kaldıraç sistemleridir.¹⁷

Bir vida tork uygulanarak sıkılır. Uygulanan tork ile vida içinde ön yük adı verilen bir kuvvet geliştirir.^{81,82}



Şekil 2.9. d_m yiv çapı, L yiv adımı, α yivin yarım açısı, D vida başının karşılaşıcağı sürtünmenin dış çapı, d vida başının karşılaşıcağı sürtünmenin iç çapı, β koniklik açısı

Vidanın elastik geri kazanımı parçaları birlikte çekerek bir sıkıştırma kuvveti oluşturur.^{2-5,16,75,80}

Güvenli bağlantılar elde etmek için, bağlantıyı ayırma eğilimindeki dış kuvvetten daha büyük bir sıkıştırma kuvveti üretmek için vidalar gerilmelidir. Sert bir vida bağlantısının tasarımında, fonksiyonel açıdan en önemli husus, vidanın sıkılmasıyla geliştirilen ilk sıkıştırma kuvvetidir. Parçaları ayırmaya çalışan kuvvetlere bağlantı ayırıcı kuvvetler denir. Parçaları bir arada tutan kuvvet yerleşik sıkıştırma kuvveti olarak adlandırılabilir. Vidanın özellikleri, ön yükü en üst düzeye çıkarmak ve sürtünmeden kaynaklı başlangıç tork kaybını en aza indirmek için geliştirilmiştir.⁵⁹

Vida implant-dayanak ve dayanak-protetik restorasyon arasında bağlanmayı sağlar. Bu bağlantı tipine vida bağlantısı adı verilir. Pek çok faktör vida bağlantısının başarısını etkilemektedir.^{17,59,81}

2.15.1.Vida Başı Dizaynı

Vidanın baş kısmı gövde kısmından ve yivlerin çapından daha geniştir ve dental tedavide kullanılan dayanaklar için düz yapıdadır.⁵⁹

Konik kafa tasarımı, bağlanma kuvvetini azaltır ve vidanın yivlerindeki çekme kuvvetinin azalmasına neden olur. Açılı başlıklı vidaların kullanımı uyumsuz parçaların oturtulması için eğik düzlem olarak kullanılır. Konik vida başı, pasif olmayan bileşenleri bozar ancak görüntü olarak uygun oturmuş görüntüsü verir. Üst yapı kalıcı olarak deforme olmaz ve sistemde sürekli strese yol açar. Bir vidanın eğimli bir düzlemine uygulanan 10 Ncm'lik bir tork kuvveti bile üst yapıyı bozabilir ve krestal kemik bölgesinde önemli strese neden olabilir. Ek olarak, konik vida içindeki kuvvetin çoğunu, bağlantı vidası bileşeninden ziyade kafaya dağıtır. Açılı başlıklı vidaların kullanımı uyumsuz parçaların oturtulması için eğik düzlem olarak kullanılır. Düz başlı bir vida, kuvvetleri yivlerin ve vidanın başının içine daha eşit olarak dağıtır ve bozulma olasılığı daha düşüktür. Vida başındaki sıkıştırma kuvvetini ve yivlerdeki çekme kuvvetini arttırmak için dayanak başlığı da düz olmalıdır.⁵⁹

2.15.2. Yiv Dizaynı ve Sayısı

Yiv dizaynı olarak implant üretici firmalar tarafından genelde V şekilli ve 30 derece açılı olan yapı tercih edilmektedir. Bu vida dizaynı ile ilk sıkıştırma işlemi

uygulandığında V yapısı sayesinde metal komponentleri fiske etmeye yardımcı olur ancak torkun büyük kısmının ilk yivlerde kalmasına sebep olur.^{17,59}

Genel kural olarak yiv sayısı vida çapının 2 katından fazla olmamalıdır. Optimal uzamayı sağlamak için en çok kullanılan tasarım düz başlı, altı yivli 30 derece açılı tasarımıdır.^{17,59,81,82}

Gelen kuvvetin ilk yivlerde sıkışmasını önlemek için (Spiralock; Detroit Tool Industries, Madison Heights, MI) farklı bir dizayn ortaya çıkmıştır.



Şekil 2.10.<http://www.crescopraha.cz/implantaty-biohorizons/>

Bu vida tasarımında yiv dizaynında daha fazla rampa olması kuvveti arttırarak, kuvvetin eşit dağılmasını sağlar. Vibrasyon kaynaklı vida gevşemelerine karşı direnci arttırır. Yorgunluktan kaynaklanan başarısızlığı azaltır.¹⁷

Spiralock 60° açılı standart vida dişleri ile tamamen uyumlu bir 30 ° kama rampasından oluşan bir iç yivli sistemdir. Bu kama, eklemin tamamen kapanması sağlanana kadar dış yivlerin iç bobinlere göre serbestçe dönmesine izin verir. Bağ gücü arttıkça, kama dış iplikleri her yönden zorlar, bu da gevşemeye yol açan radyal boşluğu ortadan kaldırır. Kama etkisi ile enine hareketler azalır ve ilk yiv üzerindeki yük yüzdesini azaltıp, yükü vidanın tüm dişleri arasında dağıtmaktır.⁸¹

2.15.3.Metal Kompozisyonu

Metalin uzaması önyüklemeye için birincil faktörlerdendir. Uzama miktarı materyalin tipine, genişliğine, dizaynına ve alan başına düşen ortalama strese bağlı olarak değişim gösteren elastiklik modülü ile ilişkilidir. Vidanın plastik deformasyonu elastik modülünün bittiği noktadan başlar. Bu nedenle titanyum veya altın gibi malzemelerin kullanımı üreticiler arasında farklılıklar gösterir.^{17,59,81,82}

Altın alaşımlı vidalardaki ön yük titanyumdakinden daha yüksektir. Buna göre, birçok klinisyen altının vidalar için öncelikli materyal olması gerektiğini ve alternatif olarak yüzey işlemi görmüş lubrikantlara sahip titanyum olması gerektiğini belirtmektedir.^{81,82}

Titanyum alaşımının, tip 1 titanyuma göre eğilmeye karşı gösterdiği kırılma direnci 4 kat fazladır. Bu nedenle titanyum kullanan üreticiler titanyum alaşımlarını kullanmaktadır.^{17,82}

2.15.4.Yüzey Yapısı

Önyüklemeye sırasında sürtünmeden dolayı oluşacak kaybın önüne geçmek için bazı firmalar vida yüzeylerini kayganlaştırıcı materyallerle kaplamıştır. TorqTite (Nobel Biocare, UK Ltd., County Wicklow, İrlanda) elmas benzeri karbon (DLC) ile kaplanmıştır. Gold-Tite (BIOMET 3i, Inc., West Palm Beach, FL, ABD) 24 karat 0.96 mikrometre saf altın tabakası ile kaplanmıştır. Bu kaplama, ön yük uygulanması sırasında malzemenin sürtünme katsayısını azaltır. Bununla birlikte, DLC ile kaplanmış titanyum vidalar üzerine yapılan bazı çalışmalar, kaplanmamış titanyum alaşımlı vidalara göre tork kaybının daha az olduğu sonucuna varmıştır.⁸¹

DLC, altın, nitrit kaplama gibi kayganlaştırılmayı arttıran malzemelerin yanı sıra, kan ve tükürük gibi ıslak yapıların da kayganlaştırıcı etkisi nedeniyle önyükü arttırdığını gösteren bazı çalışmalar olduğu gibi, titanyumun yüzeyinin kontaminasyonunun ön yükü azalttığını gösteren çalışmalarda mevcuttur.^{82,83}

2.15.5.Vida Çapı ve Uzunluğu

Vida çapının artması ilk sıkıştırma ve bağlanma kuvvetinde artış sağlar. Çoğu dayanak vidası benzer genişliktedir. Birçok araştırmacı vida çapının birincil faktörlerden olduğunu söylemesine rağmen uzunluğun etkili olmadığını söylemişlerdir. Bunun nedeni ilk iki yivlin kuvvetin %21'ini desteklediği daha sonraki yivlerin ise %4'den az

desteklediğini gösteren çalışmada 3.5 adet yivden fazlasının gereksiz olduğunun söylenmesidir.⁸¹

Ancak Krishna ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada 5 dişli 0.44 mm adımlı vidaların, 9 dişli 0.367 mm adımlı vidalara göre daha fazla vida gevşemesi gösterdiğini ön yükte kaybın daha çok olduğunu göstermiştir.⁸⁴

2.15.6.İmplant-dayanak bağlantısı

Vidanın dayanakla olan ilişkisi dayanak platformunun yüksekliği, çapı, komponentlerin uyumu ve pasif oturma ilişkisine bağlıdır. Statik deneylerde başarısızlık nedeni vidada eğilme ve deformasyonu iken, yorulma testlerinde en büyük başarısızlık vida kırığı olarak gözlenmektedir. Buna neden olan faktörler Misch tarafından formülle açıklanmıştır.^{17,58}

$$F_s = \frac{(P [H] - R_2 [h])^2}{D}$$

Bu denklemde F_s dayanak vidasına gelen yükü, P dayanağa gelen lateral kuvveti, H dayanak yüksekliğini, R_2 implant hekzagonal yapısının dayanak üzerindeki reaksiyon yükünü, h eksternal hekzagonal bağlantının yüksekliği veya derinliğini, D implantın platform çapını simgeler.¹⁷

Denkleme göre hekzagonal yükseklik arttıkça ve implant platform çapı büyüdükçe dayanak vidasına gelen kuvvet azalmaktadır.⁵⁸

Eksternal bağlantılarda, internal bağlantıya kıyasla mekanik komplikasyonlar daha çok görülmektedir. Hem lateral hem de rotasyonel kuvvetlere direnç için, eksternal yapıların en az 1.2mm yüksekliğinde olması gerektiği gösterilmiştir.^{17,56,59} Günümüzde soğuk kaynaklı yapıların varlığı ile gevşeme torkunun sıkma torkundan daha yüksek olduğu durumlar gözlenmektedir.^{58,59}

Platform çapı genişledikçe fulkrum etkisi nedeniyle devrilme kuvvetlerinin oluşturduğu etki azalır ve dayanak vidasına daha az kuvvet iletilir. Bu nedenle geniş çaplı ve platformlu implantlarda vida gevşemesi daha az gözlenir.^{17,59}

Ayrıca dayanağın ve implantın, üst yapıyla olan ilişkisi vida gevşemesi insidansında etkilidir. İmplant ve dayanak arasında stabil olmayan temasların varlığı ve protetik yapıda görülen aşınmalar sonucu vida üzerine istenmeyen stresler iletilmesine sebep olacaktır. Yapılan bir çalışmada altıgen bağlantıda 0.005 ve 0.05 yüzey aralığına

sahip 2 yapı karşılaştırılmış ve yüzey aralığı az olan bağlantıda anlamlı derecede daha az komplikasyon görülmüştür.¹⁷

2.16.Vida Gevşemesi

Pardal-Peláez ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada dental implant, vida gevşemesi ve ön yük terimlerini kullanarak 50 çalışmadan elde ettikleri veriyi vida gevşemesi etkenleri açısından değerlendirmişlerdir. Bu derlemenin sonucuna göre vida gevşemesini etkenlerini Tablo 2.3’ de görüldüğü gibi üretici, protez dizaynı, klinisyen, hasta ve biyomekanik etkenler olarak ayırmışlardır.⁸¹

Tablo 2.3. Vida gevşemesinin etkenlerinin sınıflandırılması

Etki Eden	Vida Gevşemesinde Etkili Faktörler
Üretici	Vida geometrisi Vida dizaynı Bağlantı tipi Platformun Genişliği Anti rotasyonel elementlerin dizaynı Protetik dayanağın dizaynı Komponentler arasındaki pasif uyum
Protez Dizaynı	Kantilever Kron yüksekliği
Klinisyen	Yetersiz tork Torkun manuel uygulanması Yanlış vida pozisyonu
Hasta	Aşırı kuvvet uygulayıcı alışkanlıklar Oklüzal interferanslar Biyomekanik aşırı yük
İmplant-dayanak bağlantısı	Gömülme gevşemesi

Vida gevşemesi bağlantı ayırıcı kuvvetlerin etkisi veya gömülme gevşemesi olmak üzere 2 mekanizmayla gerçekleşebilir.^{2-6,81,82,85,86}

Klinik olarak, bir implant destekli protezin içindeki vida ünitesi sürekli olarak dışarıdan ayırıcı kuvvetlerin etkisine maruz kalır. Bu tür intraoral ayırma kuvvetleri yanlış oklüzal kontaklar, uyumsuz kontaklar, doğal dişler ve implant restorasyonları arasındaki

proksimal kontaklar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantla dayanak arasında pasif uyumun olmaması gibi etkenlerden oluşur.^{2,4,5,85}

Dış kuvvetler vida bağlantısı ön yükünü aştığında, bağlantı kararsız hale gelir. Ayırıcı yükler, ön yükte hızla kayba neden olarak vida gevşemesine yol açan titreşim ve mikro hareket ile sonuçlanır. Bir kez gevşeme meydana geldiğinde, vida bağlantısı, amaçlandığı işlevi yerine getirmeyi durdurur ve başarısız olarak kabul edilebilir.^{2-6,85}

İmplant destekli restorasyonların vida gevşemesine neden olan önemli bir mekanizma gömülme gevşemesidir. Vida stabilitesinde kritik bir rol oynayan gömülme hiçbir yüzeyin tamamen pürüzsüz olmamasının bir sonucudur. Bir implant yüzeyi ne kadar dikkatli bir şekilde işlenirse işlensin, mikroskopik olarak bakıldığında biraz pürüzlüdür. Bu mikron düzeyinde görülen pürüz nedeniyle iki yüzey birbiriyle tamamen temas halinde değildir.^{78,81,85,86}

Vida ara yüzü dış yüklere maruz kaldığında, yüzeyler arasında mikro hareket meydana gelir ve temas alanlarında aşınmaya neden olur. Temas alanlarının aşınması 2 yüzeyi birbirine yaklaştırır. İlk ön yükün % 2 ile % 10'unun aşınma sonucu kaybedildiği bildirilmiştir. Sonuç olarak, bir vidayı çıkarmak için gerekli tork, vidayı yerleştirmek için kullanılan torktan daha azdır.^{81,86,87}

Gömülme derecesi başlangıç yüzey pürüzlülüğüne, yüzey sertliğine ve yükleme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlıdır. Pürüzlü yüzeyler ve büyük kuvvetler bu mekanizmayı hızlandırır. Toplam gömülme etkisi vidanın elastik uzamasından daha büyük olduğunda, temas kuvveti kaybından dolayı vida gevşemesi oluşur.⁸⁵

Torklama işlemi sırasında oluşturulan ön yük vida gevşemesinin önlenmesinde ana etkindir. Tork eğer yetersiz kalırsa vida gevşemesi, fraktür, vida kırığı, protetik restorasyonun tamir edilemez hale gelmesi, implantta kırık gibi ciddi komplikasyonlara neden olabilir. Ayrıca aşırı tork uygulanması da vidada deformasyon, vida yivlerinde aşınma, internal yivlerde aşınma, fraktür gibi komplikasyonlara neden olabilir.^{2-6,9,11,17,74,76,77,85}

Pardal-Peláez ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada tork kaybını azaltacak önlemleri tablo 2.4. de olduğu gibi listelemiştir;⁸¹

Tablo 2.4. Tork kaybını azaltmak için alınacak önlemlerin etki eden bazında sınıflandırılması

Etki Eden	Tork kaybını azaltacak stratejiler
Üretici	Anti vibrasyon komponentlerinin vidaya eklenmesi Vida dizaynı Bağlantı tipi Abutment implant iç bağlantısının geliştirilmesi Anti rotasyonel elementlerin dizaynı Vidaya yüzey kayganlaştırıcıları uygulanması Sürtünme etkisinin azaltılması Spiralock vida dizaynı kullanılması
Protez Dizaynı	Dar oklüzal tabla Parçaların pasif uyumu
Klinisyen	Tork anahtarlarının kullanılması İlk torklamadan 10 dk. Sonra yeniden torklama yapılması Tork önerilerine uyulması Vidalama hızının artırılması Yeterli sayıda implantın doğru teknikle uygulanması Oklüzal tasarımın doğru yapılması
Hasta	Hasta seçimi Parafonksiyonel alışkanlıklar

2.17.Tork Sınırlayıcı Cihazlar (Tork Anahtarları)

Klinisyen tork uygulanma işlemini elle, mekanik tork sınırlayıcı cihazlarla ve elektronik tork sınırlayıcı cihazlarla uygulayabilir.

Elle uygulanan tork işlemi (şekil 2.11) kullanım kolaylığı, ucuz oluşu, dokunma hassasiyeti ve ulaşılabilirliği nedeniyle sıkça kullanılmaktadır.^{5,6} Tork uygulama işleminin sadece anahtarın elle sıkılarak yapıldığı durumlarda oluşturulan kuvvetin tutarsız olduğu ve final torklaması için yeterli kuvvetlere ulaşamadığı gösterilmiştir.^{6,87,88}

Bu nedenlerle, önerilen miktarda torku vidalara iletebilmek için implant vidalarını mekanik tork sınırlayıcı cihazlarla sıkarak standart bir uygulama haline

gelmiştir. Bu cihazlar implantların üzerine abutmentler yerleştirirken hem de vidalı protezler yerleştirilirken kullanılır. Sıklıkla iki tip mekanik tork sınırlayıcı cihaz kullanılmaktadır ve bunları tanımlamak için çeşitli terminoloji kullanılır.^{6,89}

Diğer endüstriyel alanlarda klik tork anahtarı olarak adlandırılan ilk tip, istenilen torka geldiğinde kafa kısmında bulunan bağlantıyı ayırmak ve uygulanan torku sınırlamak için bir bilyeli kilit sistemi kullanır. Bu anahtar tipleri genellikle aletin ucunda bir büküm kadranı içerir, burada bir klinisyen birçok farklı çevirmeli tork değerinden birinin dağıtımını önceden seçebilir.⁶

Bilye, küresel bir reseptöre (kilit) sıkıştırılır ve bir yay ile yerinde tutulur. İstenen tork uygulandığında, top kilitten dışarı çıkar ve anahtarın başı yana çevrilir veya kırılır. Bu tork sınırlayıcı cihaz tipine sürtünmesel tip tork sınırlayıcı cihaz (şekil 2.12) adı verilmektedir.⁸⁹

Diğer sık kullanılan mekanik tork sınırlayıcı cihaz ise yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihaz (Şekil 2.13) olarak tanımlanmaktadır. Üzerinde bulunan yay hareket ettirildiğinde, sapar ve bu yay hareketi vidaya tork uygular. Tork miktarı, yayın esnetilme miktarına göre değiştirilebilir; uygulanan torku gösteren işaretli bir gösterge bulunur. Bu cihazın bir avantajı, aynı cihaz kullanılarak birden fazla tork uygulanabilmesidir, ancak bazı sürtünmesel tip cihazlar bir değerle sınırlıdır.⁸⁹

Bu tip bir cihazın kullanılmasının dezavantajı, önceden ayarlanmış tork işaretlerinin sınırlandırılmasıdır; istenen bir tork değeri işaretli bir değer değilse, klinisyen istenen değere ulaşabilmek için yayın ne kadar bükülmesi gerektiğini tahmin etmelidir. Ek olarak, istenen bir tork değeri için hizalama işaretlerinin ne zaman çıkışacağıının belirlenmesinde ciddi miktarda öznellik söz konusudur.⁶

Diğer bir alternatif olarak üreticiler tarafında elektronik tork sınırlayıcı cihazlar (Şekil 2.14) geliştirilmiştir. Spesifik olarak istenen torku sağlamak için kullanılan, tipik olarak mandallı tipte bir el aleti biçiminde elektronik cihazlar da mevcuttur. Anahtar, hedef tork değerine ulaşıldığında, anahtarı serbest bırakmak üzere tasarlanmış el aletinin mandalında tutulur.⁹

İlk elektronik tork sınırlayıcı cihazlarda, dental implantı ve bileşenlerini sıkmak için ayakla aktive edilen bir akım ayarlayıcı vardı. Son zamanlarda, yeni bir tork sınırlayıcı manuel olarak etkinleştirilen, ayarlanabilir tork uygulama ve kalibrasyon modları (Meg-Torq tork sürücü bilgi sayfası; Megagen) olan kablosuz cihaz tanıtıldı.⁹⁰



Şekil 2.11. Elle sıkma anahtarı



Şekil 2.12.Sürtünmesel tip MTSC



Şekil 2.13.Yaylanım tipi MTSC



Şekil 2.14. Elektronik TSC

3.MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Proje Yönetim Ofisi tarafından PYO.DIS.1904.19.009 proje numarası ile desteklenmiştir. Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; 5 farklı üretici ve 2 farklı cihaz tipinden oluşan mekanik tork sınırlayıcı cihazların kullanım öncesi ve sonrası doğrulukları, hedef torktan sapma noktası araştırıcı ve yürütücü tarafından tasarlanan Bahadır Tıbbi Aletler A.Ş.'de üretilen cihaz ve dijital tork ölçer (Cap Torque Tester Series TT01, Mark10; New York, ABD) ile değerlendirildi.

3.1.Kullanılacak Tork Sınırlayıcı Cihazların Seçimi

Bu çalışma için güncel olarak kullanılan 2 farklı tip MTSC, doğruluklarının değerlendirilmesi için seçilmiştir. Ayrıca seçilecek cihazların güncel olarak yurt içi ve yurt dışında yaygın kullanımda olması dikkate alınmıştır.

Yapılan power analizde sonuçlar şu şekilde çıkmıştır;

5 farklı üreticiden elde edilecek 2 farklı tip tork sınırlayıcı cihaz için ortalama ve standart sapma değerleri dikkate alındığında %95 güven ($1-\alpha=0,95$), %99,99 ($1-\beta=0,9999$) test gücü ve $f=9,465$ geniş etki büyüklüğü ile her bir alt grupta en az 4 gözlem değeri alınması gerekmektedir.

İstatistiksel analiz doğrultusunda her üretici firmadan 5'er adet tork sınırlayıcı cihaz ve 2'ser adet anahtar istendi.

Toplam 5 implant üreticisi firma seçilmiştir. Bunlardan Nobel Biocare (İsveç), Straumann (İsviçre) ve Bilim (Türkiye) tork sınırlayıcı sistemleri yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazlardır (Şekil 3.1). Astra Tech ve Medentika sistemleri ise sürtünmesel tipte tork sınırlayıcı cihazlardır (Şekil 3.2). 5 üretici firmanın da tork sınırlayıcı cihazları paslanmaz çelikten üretilmiştir.



Şekil 3.1. Yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazlar (Sırasıyla; Straumann, Nobel Biocare, Bilimplant)



Şekil 3.2. Sürtünmesel tip tork sınırlayıcı cihazlar (Sırasıyla; Medentika, Astra Tech)

Çalışmanın doğruluğu açısından her firmadan yeni ve kalibre edilmiş tork sınırlayıcı cihazlar istendi. Firmalardan gelen cihazlar kapalı kutularda teslim alındı. Gelen tork sınırlayıcı cihazlar aşağıdaki kriterlere göre kontrol edildi;

1- Yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların raşet tip oldukları için raşetlerin tork sınırlayıcı kısımlarla uyumunun doğru olup olmadığı, tork uygulama yayının baş kısmında ve kendisinde deformasyon olup olmadığı, parçaların yerleşimlerinin doğruluğu kontrol edildi.

2-Sürtünmesel tip tork sınırlayıcı cihazların önceden ayarlanabilir tork mekanizmalarının ve yaylarının doğru çalışıp çalışmadığı, deformasyon olup olmadığı ve parçaların birbiriyle uyumu kontrol edildi.

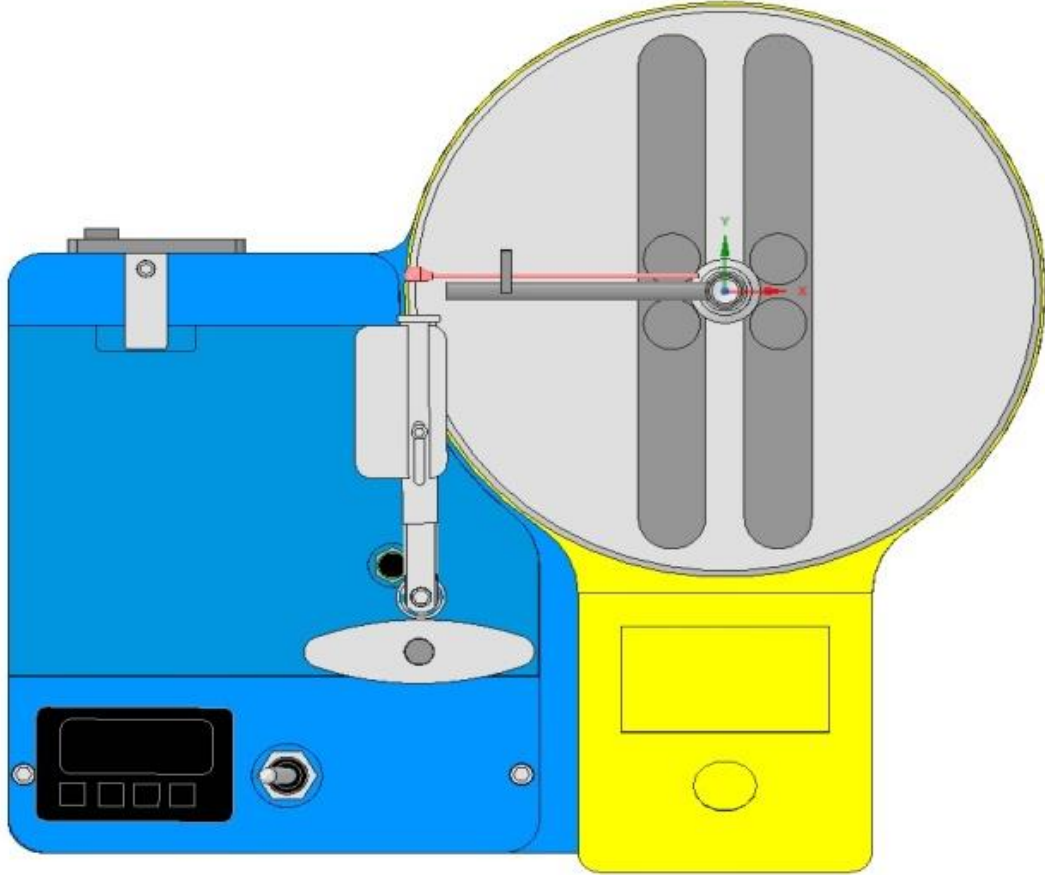
3-Tüm tork sınırlayıcı cihazların anahtarlarla uyumu kontrol edildi.

3.2.Tork Uygulama İşleminin Standardize Edilmesi

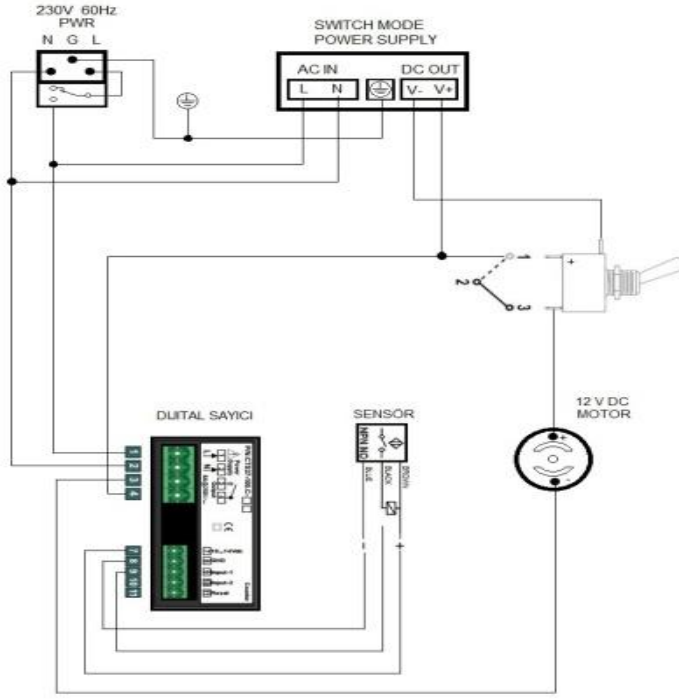
Tork uygulama işlemi sırasında operatör kaynaklı hatanın olmaması, uygulanan kuvvetin her tork sınırlayıcı cihaz için aynı olabilmesi ve tork uygulanması sırasında hareketlerin neden olabileceği tork kaybının önlenmesi için araştırmacı ve yürütücü tarafından bir cihaz tasarlandı. Tasarlanan bu cihaz, her bir MTSC'yi üretici firma

tarafından belirtilen hedef tork değerine 4 sn.'den fazla sürede itmek üzere ayarlandı. Tork kaybının önlenmesi için tüm bileşenlerin sabit olması sağlandı.

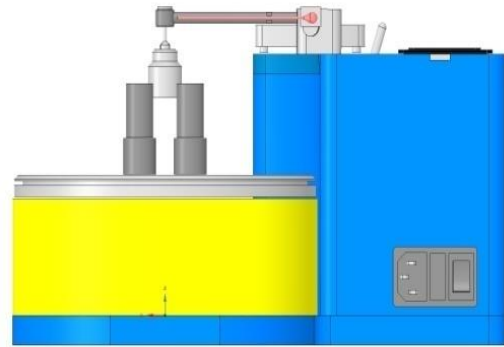
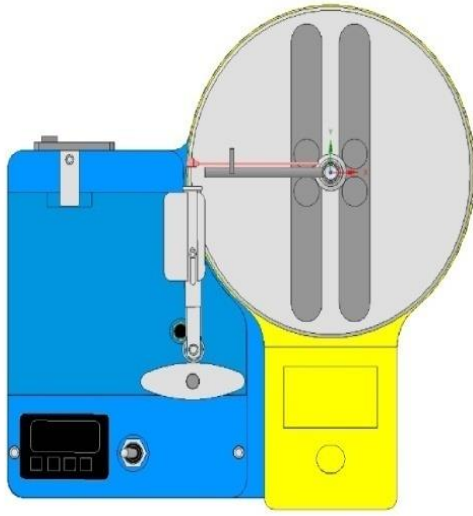
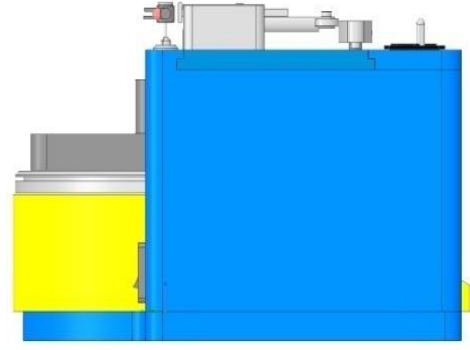
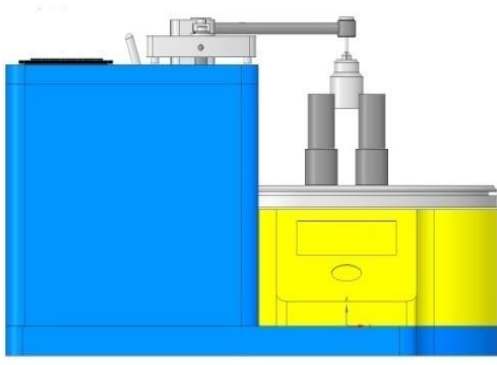
Tasarlanan cihaz Bahadır Tıbbi Aletler A.Ş. ile görüşülerek Ar-Ge departmanı tarafından farklı açılardan teknik resmin çizimi (Şekil 3.3, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7), devre şemasının çizimi (Şekil 3.4) ve teknik çizimin (Şekil 3.8) tamamlanmasından sonra üretim bandına sokuldu.



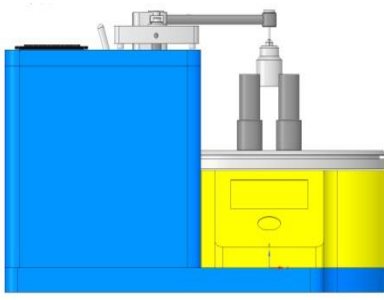
Şekil 3.3.Teknik Resim Üstten Görünüm



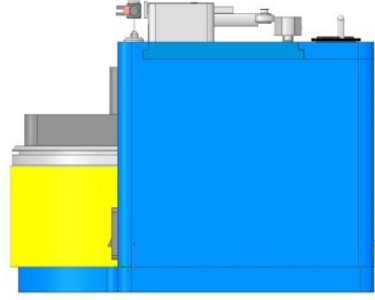
Şekil 3.4.Devre Şeması



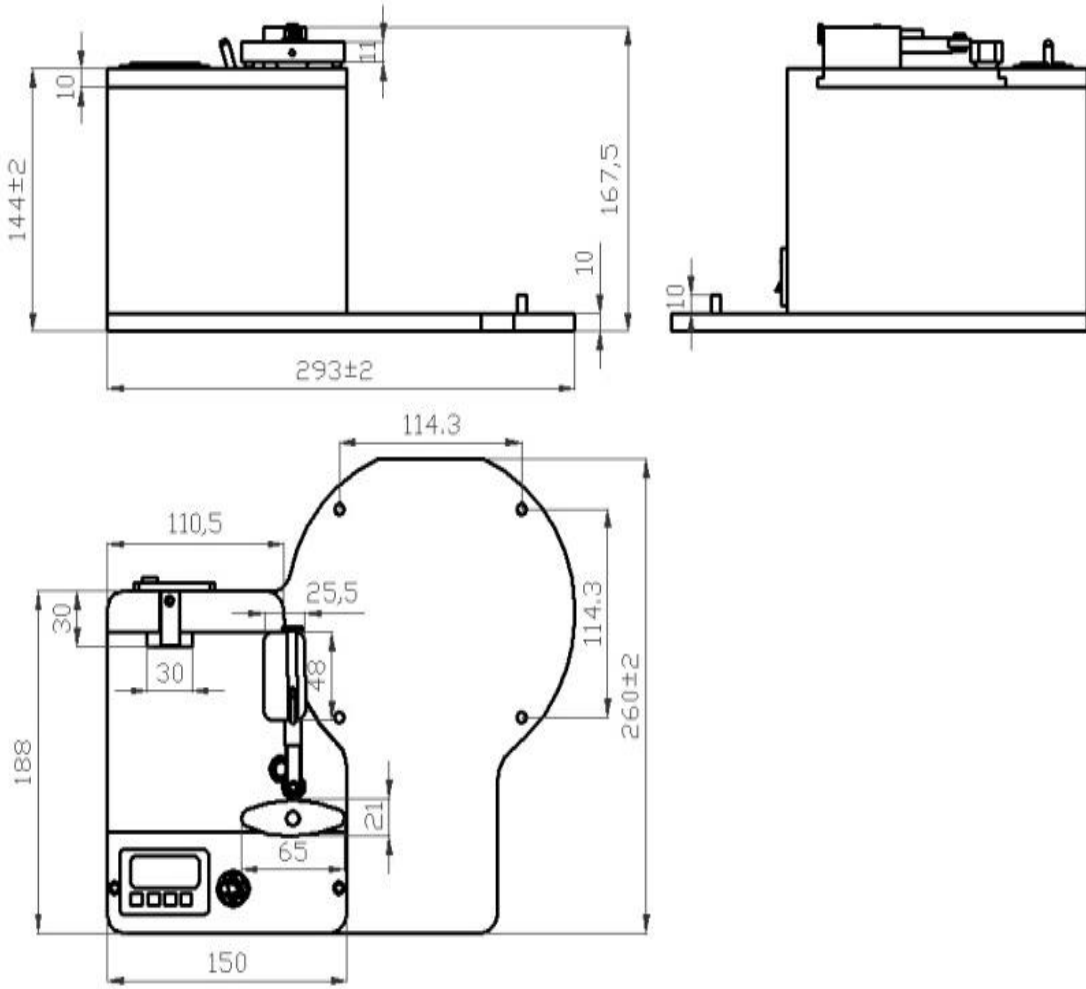
Şekil 3.5.Teknik Resim Genel Şema



Şekil 3.6.Teknik resim önden

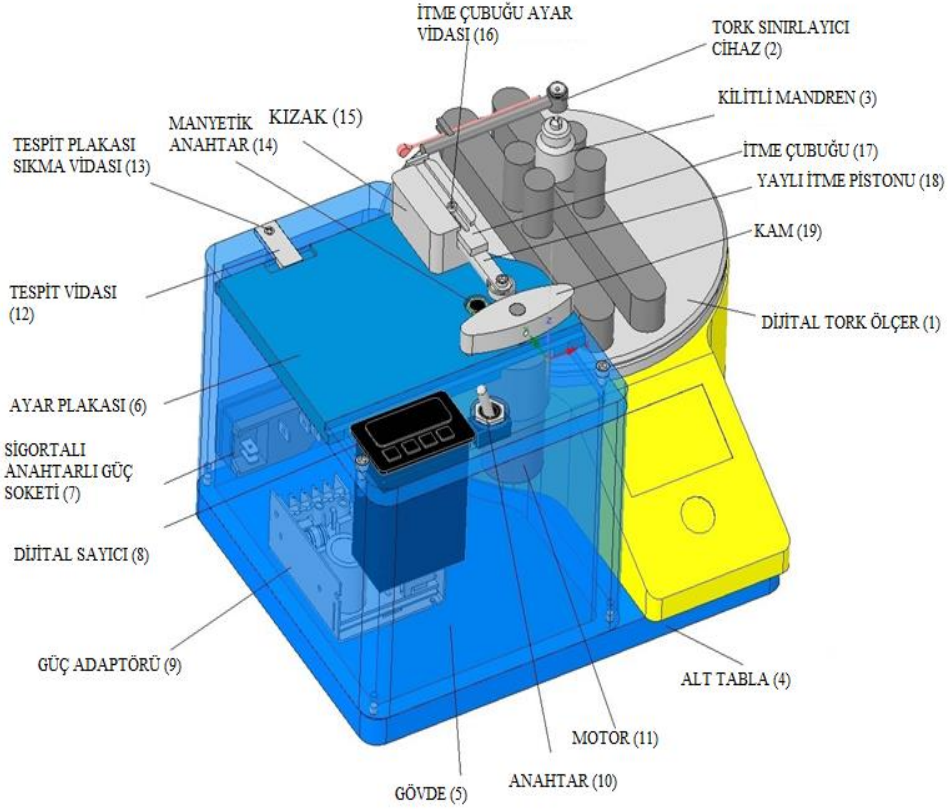


Şekil 3.7.Teknik resim yandan



Şekil 3.8.Teknik Çizim

Cihazın üretiminde kullanılan tüm bileşenler Şekil 3.9’da gösterilen teknik resmin perspektif görünümünde gösterilmiştir.



Şekil 3.9. Teknik Resim Perspektif ve Kullanılan Materyaller

Dijital Tork Ölçer

Bu cihaz hazır olarak (Cap torque tester series TT01, Mark10) kullanılmıştır. Cihazı test aparatının alt tablası üzerine sabitlemek için, cihazın altında bulunan 4 adet delik, alt tabla üzerindeki 4 adet pimin üzerine yerleştirilir. Bu sayede her 2 cihazında hareketi önlenmiş olur. Cihaz itme işlemi sırasında elde edilen pik tork değerini ve 2 pik tork değeri arasında geçen süreyi kaydeder. Bu cihazın elde ettiği verilen MesurGauge (Mark 10 Software) yazılımı ile bilgisayara aktarılır.

Tork Sınırlayıcı Cihaz

Firmalar tarafından alınan tork sınırlayıcı cihazların yerleştirileceği kısımdır.

Kilitli Mandren

Bu parça hazır temin edilir. Test edilecek tork sınırlayıcı cihazın ucuna takılı olan torkun iletimini sağlayan anahtarı Şekil 3.10’da görüldüğü gibi kilitleyen, 3 çeneli kilitli mekanizmadır (0-6.5mm Cap Jacobs, ABD). İmplant anahtarı içine yerleştirildikten sonra mandrenin alt kısmında bulunan anahtar yuvasına, anahtarının yerleştirilmesiyle kilitlenme sağlanır. Paslanmaz elikten üretilmiştir. Bu parçada kuvveti iletmek için dijital tork ölçerde bulunan 4 taraflı kilit sisteminin içine sıkıca yerleştirilir (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. 3 ağızlı kilitli mandren

Alt tabla

Bütün düzenek elemanlarının üzerine yerleştirildiği plakadır. AA 7075 kalitesinde alüminyum malzemeden üretilmiştir ve siyah eloksal ile kaplanmıştır. Talaşlı imalat ile üretilmiştir. Düzenegın hareketini engellemesi için kalın ve ağır tasarlanmıştır. Tork uygulayıcının ve dijital tork ölçerin hareketine bağlı tork kaybını önlemek için tasarlanan cihazın alt tabakasına dijital tork ölçerin pasif olarak oturtulabileceği Şekil 3.11’de görüldüğü gibi yıvsız yapılar tasarlandı .



Şekil 3.11. Alt tablada bulunan dijital tork ölçerin yerleşeceği pinler

Gövde

İtme düzeneği ve elektriksel parçaların bağlandığı parçadır. Üst ön bölümde kapak vazifesi gören ikinci bir parçası vardır. AA 7075 kalite alüminyum malzemedен üretilmiştir ve siyah eloksal ile kaplanmıştır. Talaşlı imalat ile üretilmiştir.

Ayar plakası

Hareket mekanizmasını oluşturan parçaların bağlandığı plakadır. Sağa ve sola hareket ettirilebilir özelliktedir. AA 7075 kalite alüminyum malzemedен üretilmiştir ve siyah eloksal ile kaplanmıştır. Üzerine bağlı bulunan itme düzeneğinin tork sınırlayıcı

cihazın boyuna ve iletilmek istenilen tork miktarına göre ayarlanabilmesini sağlar. Talaşlı imalat ile üretilmiştir.

Sigortalı-anahtarlı güç soketi

Bu parça (Şekil 3.12) hazır temin edilir. Sistemin prizden güç aldığı sokettir. Üzerinde sigorta ve aparatın ana açma-kapama düğmesi vardır.



Şekil 3.12. Güç soketi

Dijital sayıcı

Tek setli, programlanabilir dijital sayıcı (Şekil 3.13) hazır bir parçadır. Emks marka tcs37-100 model dijital sayıcıda sayılması istenilen değer ayarlanabilir. Sayma işlemi ayarlanan değere ulaştığında yine bu parça üzerinde bulunan röleden (kuru röle) motora giden akım kontrol edilir. Kullanılan parça ve dizayna bağlı olarak na (normalde açık) veya nk (normalde kapalı) bağlantı yapmaya izin verir.



Şekil 3.13. Dijital sayıcı

Güç adaptörü

Bu parça (Şekil 3.14) hazır temin edilir. Aparatın tahrik motoruna ve güç anahtarına 12 V, 3 A akım sağlamak amacı ile kullanılır.



Şekil 3.14. Güç adaptörü

Anahtar

Bu parça (Şekil 3.15) hazır temin edilir. Hareket mekanizması tahrik motorunun istenilen anda enerjisini kesip açmak için kullanılır. Tek kutuplu , iki pozisyonlu , lambalı toggle anahtar.



Şekil 3.15. Açma kapatma anahtarı

Motor

Bu parça (Şekil 3.16) hazır temin edilir. hareket mekanizmasını döndüren elektrikli motordur. Dc 12 V , 550 ma enerji ile çalışır. 7 rpm dönüş hızı ile yaklaşık 200 Ncm tork üretir. Bu sayede tork sınırlayıcı cihazın itimi sırasında motor gücü yeterli olur. Hareket mili üzerine bağlı olan kama dönme hareketi sağlar.



Şekil 3.16. Motor

Tespit plakası

Paslanmaz çelikten üretilen bu parça ayar plakası üzerine baskı yaparak istenilen pozisyonda sabitlenmesi için kullanılır.

Tespit plakası sıkma vidası

Hazır tedarik edilen bu vida, tesbit plakası üzerinde kuvvet oluşturarak sıkmak için kullanılır.

Manyetik sensör

Bu parça hazır tedarik edilir. Kamın altında, iki uçta yer alan çıkıntılar bu parçanın üzerinden geçerek manyetik sensörü tetikler. Manyetik sensör her tetiklendiğinde dijital sayıcıya sinyal göndererek sayma işlemi gerçekleşir.

Kızak

İtme çubuğu ve yaylı itme pistonunun içinde hareket ettiği ve bu parçalara yataklık eden parçadır. 304 kalite paslanmaz çelikten üretilmiştir. Ayar plakası üzerine vidalanarak tesbit edilmiştir.

İtme plakası ayar vidası

Hazır olarak tedarik edilen bu vida, tork sınırlayıcı cihazın ihtiyaç duyulan tork değerlerine kadar itilmesini sağlamak için itme çubuğunu ileri ve geri pozisyonlara ayarlanmasına ve konumunu koruması için istenilen pozisyonda sıkılmasına yarar.

İtme çubuğu

Tork sınırlayıcı cihazın itilmesinde kullanılan bu parça, 304 kalite paslanmaz çelikten üretilmiştir. İtme pistonu üzerine itme plakası ayar vidası ile tespit edilir. Yine bu vida vasıtası ile ileri ve geri ayarlanarak sabitlenebilir. Kızak içerisinde itme pistonu ile birlikte ileri geri hareket eder.

Yaylı itme pistonu

İleri ve geri itme hareketini kamdan alarak, üzerinde bağlı buluna itme çubuğuna ileten parçadır. 304 kalite paslanmaz çelikten üretilmiştir. Kızak içerisinde yerleştirilmiştir. Ön kısmında geri dönüş hareketini sağlamak için bir yay bulunur.

Kam ile temas eden arka kısmında sürtünmeyi azaltmak ve düzlemsel hareketi kolaylaştırmak için bir rulman bulunur.

Kam

Motordan aldığı hareket ile dönen eliptik parçadır. 304 kalite paslanmaz çelikten üretilmiştir. Yaylı itme pistonu ucundaki rulman ile temas halindedir. Alt kısmında yer

alan silindirik çıkıntılar, manyetik sensör üzerinden geçerek sensörü tetikler. Böylelikle sayma işleminde de görev yapan parçadır.

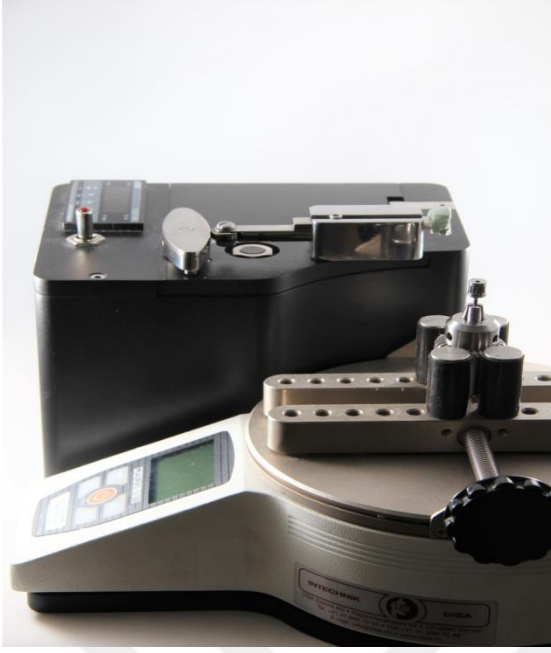
3.3.Çalışma Düzeneginin Hazırlanması

1-Dijital tork ölçer (Şekil 3.17) , test aparatı alt plakası üzerindeki pimlerin üzerine şekil 3.18’de görüldüğü gibi yerleştirilir.

2-Üretici firmalardan alınan vida anahtarları, üç ağızlı mandren çenelerine yerleştirilir ve dijital tork ölçer üzerindeki dörtlü kilit mekanizmasıyla (Şekil 3.19) kilitlenir.



Şekil 3.17. Dijital tork ölçer



Şekil 3.18. Dijital tork ölçerin alt tablayı yerleştirilmesi



Şekil 3.19. Anahtarın 3 ağızlı kilit sistemine bağlanması

3- Tespit yüksekliği tork sınırlayıcı cihazların itilen bölümünün itme çubuğu ile aynı hizada (yükseklikte) olmasını sağlayacak şekilde ayarlanır.

4-Tespit plakası sıkma vidası alyan anahtar yardımı ile gevşetilerek ayar plakası yatay düzlemde uygun olan pozisyona (Şekil 3.20) getirilir. Yani itme çubuğu yatay düzlemde tork sınırlayıcı cihazları itebileceği pozisyona getirilir. Daha sonra tespit plakası sıkma vidası alyan anahtar yardımı ile sıkılarak, ayar plakasının istenilen pozisyonda sabitlenmesi sağlanır.

5-İtme çubuğu pozisyonu, itme çubuğu ayar vidasının bir alyan anahtarı yardımı ile gevşetilip sıkılması ile sağlanır. Arzu edilen tork değeri sağlanacak şekilde itme çubuğu ileri ve geri pozisyonlara alınarak, itme çubuğu ayar vidası ile sıkılır.



Şekil 3.20. İtme çubuğu ve tespit plakasının konumlandırılması

6-Sigortalı-anahtarlı güç soketi üzerindeki anahtar yardımı ile aparata enerji verilir.

7-Dijital sayıcı üzerindeki set tuşuna bir kere basılarak ekranın sol üst köşesinde yeşil set ışığı aktif hale getirilir. Bu durumda arzu edilen sayma (itme sayısı) değeri yukarı ve aşağı tuşlar yardımı ile ayarlanır ve set tuşuna bir defa daha basılarak sol üst köşedeki set yeşil ışığı kapatılır. Böylelikle dijital sayıcı üzerinde sayma değeri ayarlanmış olur.

8-Dijital tork ölçer enter düğmesine basılarak aktif hale getirilir. Cihaz üzerindeki anahtar açık (on) pozisyonuna getirilerek motora enerji verilir.

9-Dijital tork ölçer ve tork sınırlayıcı cihaz üzerindeki değerler kontrol edilerek, ihtiyaç duyulan tork değerine göre itme çubuğu pozisyonu tekrar ayarlanabilir.

3.4.Verilerin Elde Edilmesi

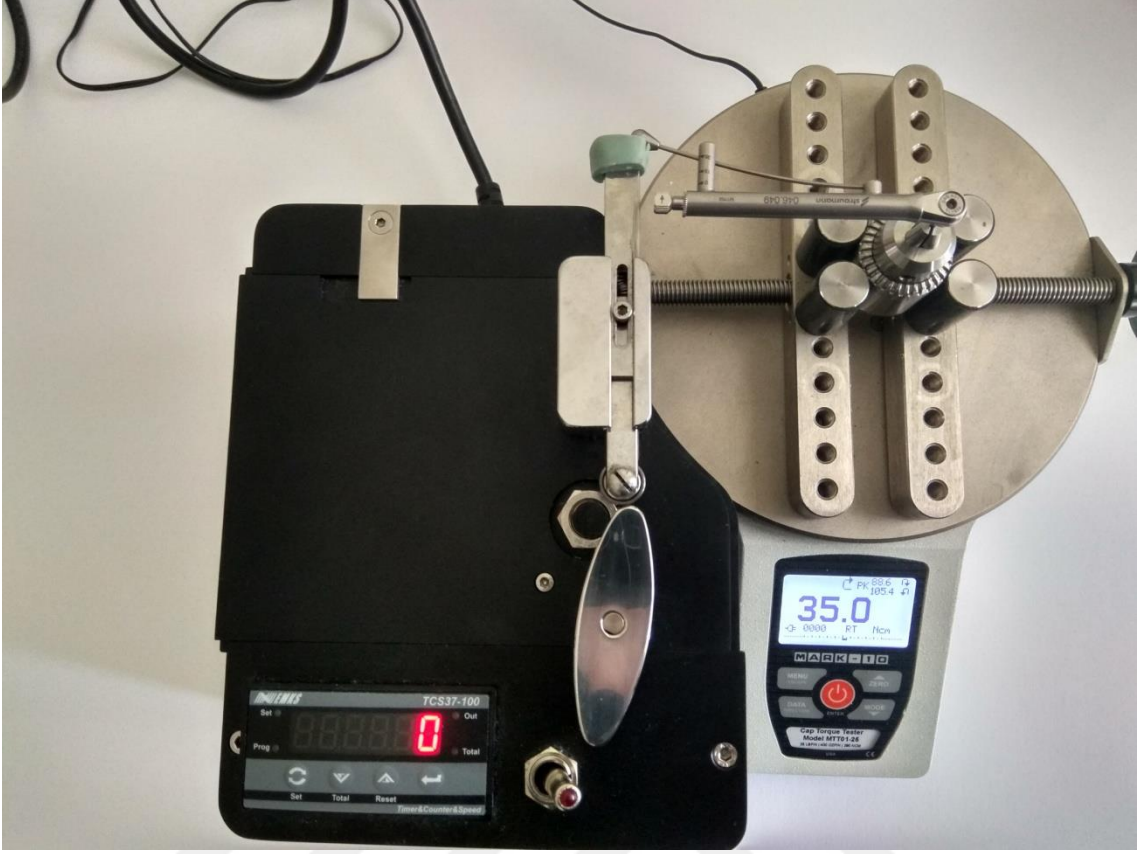
Çalışma düzeneğinin aktif edilmesinden sonra torklama işlemi başlatıldı. Her tork sınırlayıcı cihaz için üretici firmaların önerileri doğrultusunda hedef tork değeri belirlendi. Cihaz ortalama 4 sn.'de bir kez torklama işlemi yapacak şekilde ayarlandı.

Tüm tork sınırlayıcı cihazların mekanizma içine yerleştirilmesi araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. İtme çubuğunun pozisyonu tavsiye edilen tork değerine göre araştırmacı tarafından ayarlandı. Her bir tork sınırlayıcı cihaz için ölçümlere başlamadan önce 10 defa kontrol torklaması yapıldı. Üretilen cihazın, dijital tork ölçerin ve tork sınırlayıcı cihazların stabilizasyonunun kontrolü yapıldı.

Yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların hedef noktası üretici firmanın talimatları doğrultusunda kırılmaya üzerinde bulunan rakamın gösterdiği çentiğin orta noktası olarak belirlendi (Şekil 3.21, Şekil 3.22).

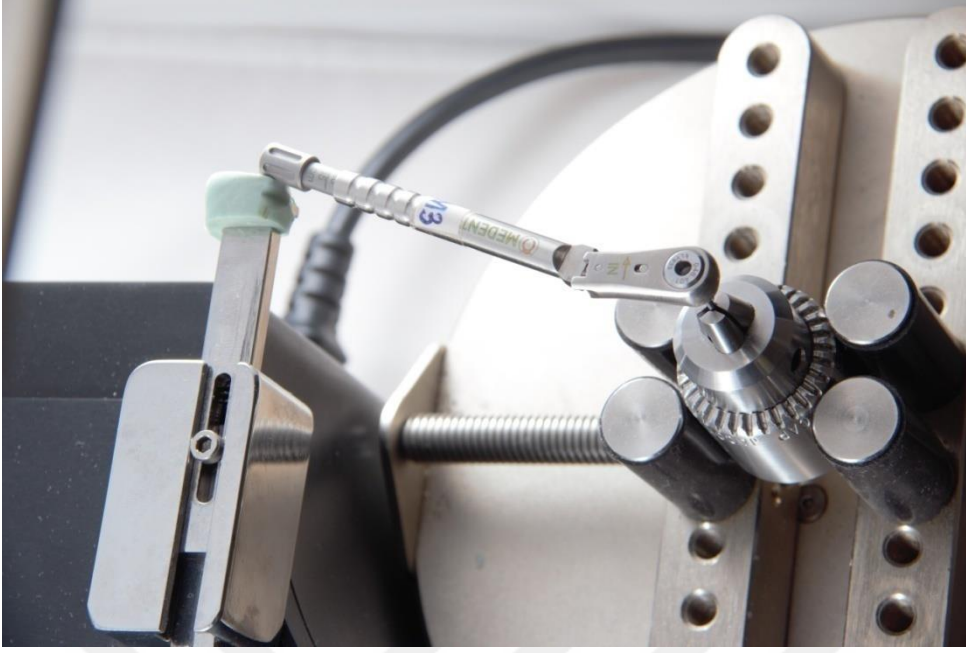


Şekil 3.21. Yaylanım tipi MTSC'lerin hedef torka göre ayarlanması



Şekil 3.22. Çalışma mekanizmasının üstten görünümü

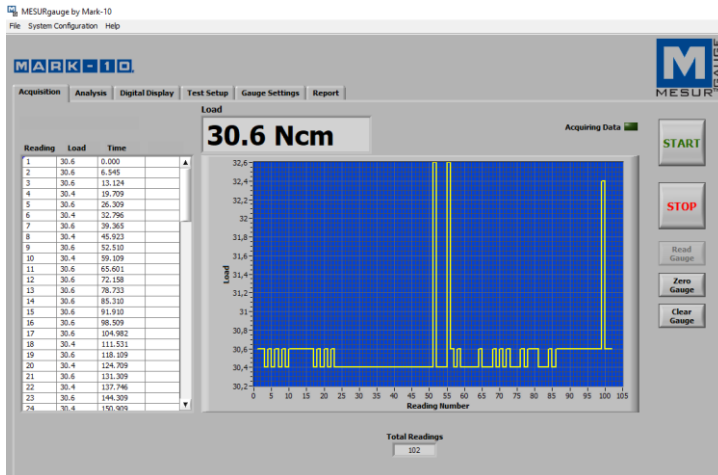
Sürtünmesel tip tork sınırlayıcı cihazların hedef tork değerleri ön ayarlamalı olduğu için ayarlanabilir yayın çevrilmesi yardımıyla hedef tork değeri işaretlendi. Elde edilen tork değerinin kayıt noktası, üretici firmanın talimatları doğrultusunda kırılma sonrası serbestleştiği an olarak belirlendi (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Sürtünmesel tip MTSC'lerin hedef torka göre ayarlanması

5 üretici firmadan toplam 25 adet tork sınırlayıcı cihaz 2000'er kez olmak üzere torklama işlemine tabi tutuldu. Cihazın deforme olmasını önlemek ve ortalama klinik şartları taklit etmek adına her bir tork sınırlayıcı cihaz için 10 kez torklama işlemi yapıldıktan sonra kullanıma ara verildi. İtme mekanizmasının tam eliptik yapısı dolayısıyla her torklama işleminden sonra tork sınırlayıcı cihazlar serbestleştirildi.

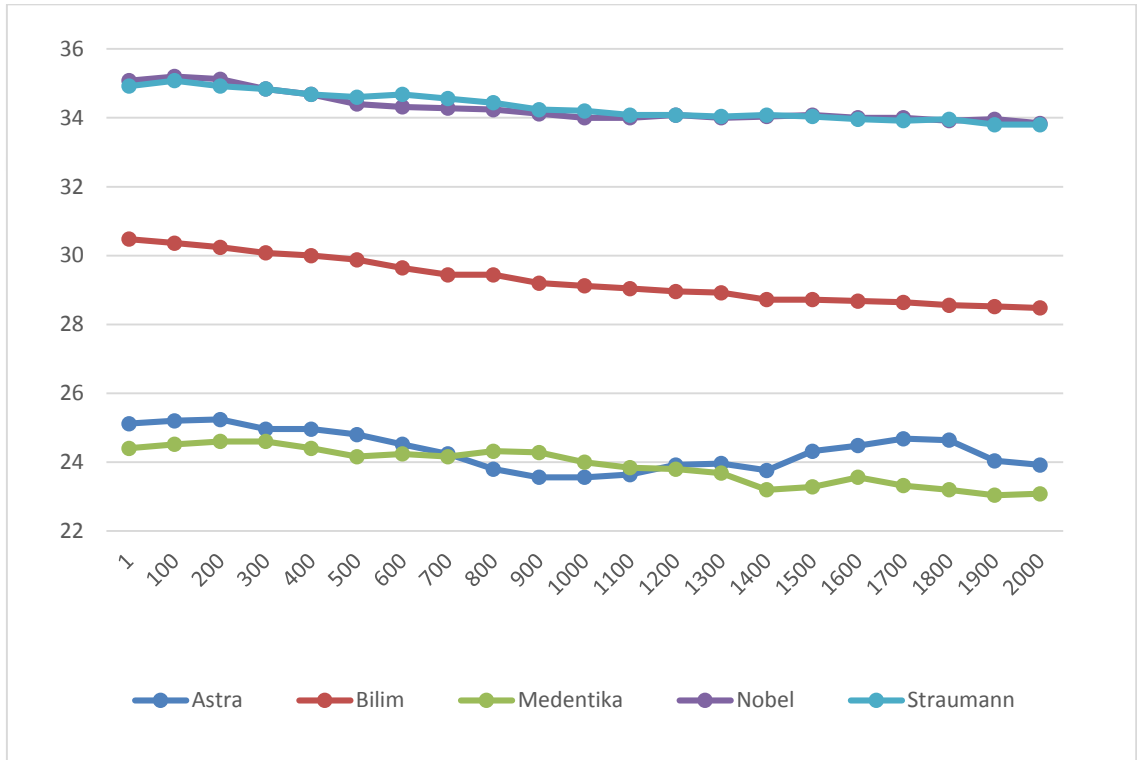
Her torklama işlemi sırasında itiş işlemi tamamlanan tork sınırlayıcı cihazın ulaştığı tork değerinin verisinin aktarımını sağlamak için, dijital tork ölçer, MESURgauge (Mark 10 Software) yazılımı ile bilgisayara bağlandı (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. MESURgauge yazılımı ile elde edilen değerlerin kaydedilmesi

4.BULGULAR

Çalışmamızda Mark10 dijital tork ölçer ve yazılımı aracılığıyla elde ettiğimiz veriler Şekil 4.1’de sunulmuştur. Değerler incelendiğinde genellikle düşüşler olduğu Medentika ve Astra firmalarında değerlerde sapmaların daha fazla olduğu görülmektedir. İstatistiksel analizler R v3.6.1 yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi (kullanılan kütüphaneler : PairedData, rstatix, dunn.test).



Şekil 4.1. 2000 kullanım ile elde edilen tork değerleri (Ncm)

4.1. Cihazların Kullanım Öncesi Doğruluklarının Değerlendirilmesi

İlk hipotezimizin sınanması için her üretici firmadan elde edilen ilk 10 tork değeri başlangıç değeri olarak kabul edildi. Üretici firmaların önerdiği hedef tork değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Hedef tork değeri ve elde edilen pik tork değerleri arasındaki farkın anlamlılığı Wilcoxon işaretli sıralar testi (Tablo 4.2) ile değerlendirilmiştir. Sonuçlar %95 güven aralığında değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, tablo 4.2’de görüldüğü gibi, tüm üretici firmaların başlangıçta sağladıkları tork değerleri ile önerdikleri tork değerleri arasındaki fark anlamsızdır ($p>0.05$).

Tablo4.1.Mekanik tork sınırlama cihazları hedef tork değerleri (Ncm)

Üretici Firma	Cihaz sayısı	Hedef Tork Değeri
Astra Tech	5	25
Bilim	5	30
Medentika	5	25
Nobel	5	35
Straumann	5	35

Tablo4.2.Başlangıç ölçümlerinin hedef tork değerlerinden farkları

Üretici Firma	Hedef Tork Değeri	P
Astra	25	0,05857
Bilim	30	0,05572
Medentika	25	0,05176
Nobel	35	0,05635
Straumann	35	0,05761

Yaşlandırma işlemi öncesi üretici firmalar arasında hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından bir fark olup olmadığı Kruskall Wallis Testi ile test edildi. Çıkan sonuçlar tablo 4.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Yaşlandırma işlemi öncesi firmaların hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından karşılaştırılmaları

Kruskall Wallis H	Serbestlik Derecesi	P değeri
85.037	4	2.2e-16**

Yaşlandırma işlemi öncesi hedef tork değerlerinden mutlak yüzdesel sapma değişkeni açısından üreticileri birbirleriyle kıyasladığımızda, farklı markalar arasında hedef torktan mutlak yüzdesel sapma değişkeni açısından anlamlı bir farklılık olduğu saptanmıştır ($p < 0.05$).

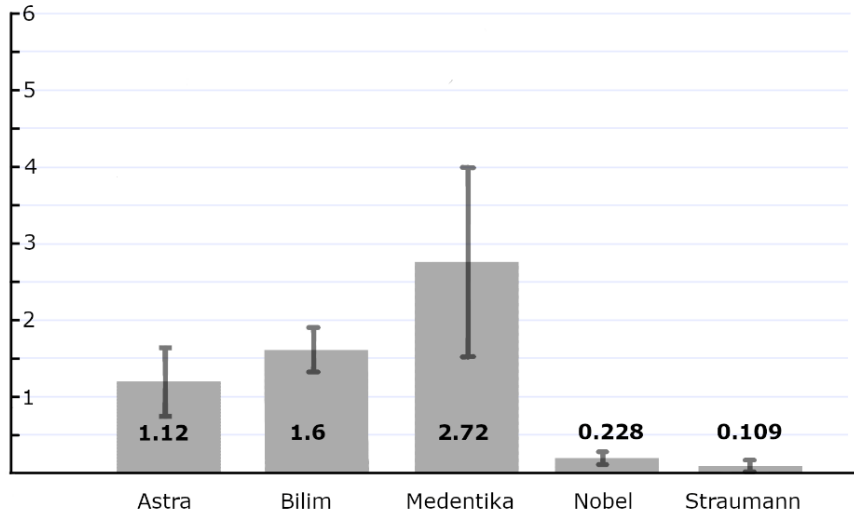
Bu farklılığın hangi cihazlar arasında olduğunu tespit etmek amacıyla çoklu karşılaştırma testleri (Bonferroni) uygulanmıştır.

Tablo 4.4. Farklı marka MTSC'lerin hedef torktan yüzdesel sapma açısından çoklu karşılaştırılma sonuçları (Yaşlandırma Öncesi)

İmalatçı firma	P Value
Astra Tech- Bilim	0.35259
Astra Tech- Medentika	5.1e-06**
Astra Tech- Nobel	1.6e-05**
Astra Tech- Straumann	0.00037**
Bilim- Medentika	5.0e-09**
Bilim- Nobel	0.00266**
Bilim- Straumann	0.02371**
Medentika-Nobel	2e-16**
Medentika-Strauman	2.5e-16**
Straumann - Nobel	0.44249

Buna göre yaşlandırma öncesi:

Astra ve Bilim firmalarının ürünleri arasında anlamlı bir fark görülmemektedir. Straumann ve Nobel firmaları arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Bunlar haricindeki her ikili karşılaştırma için farklar %95 güven seviyesinde istatistiksel olarak anlamlıdır.



Şekil 4.2. Farklı MTSC'lerin yaşlandırma öncesi hedef torktan yüzdesel sapma değişkenine göre Ortalama ± standart sapma değeri.

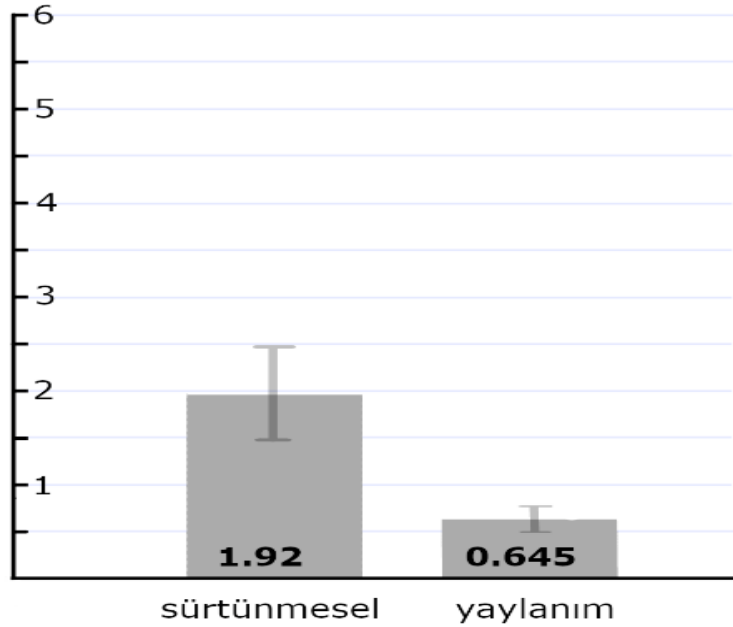
Şekil 4.2'de görüldüğü üzere yaşlandırma öncesi sapma miktarları en az Straumann ve Nobel üreticilerinde gözlenirken, en çok sapma Medentika ve Bilim üreticilerinde gözlenmiştir.

Yaşlandırma öncesi yaylanım ve sürtünmesel tipteki cihazların hedef tork değerlerinden mutlak yüzdesel sapma değişkeni açısından farklı olup olmadıkları Mann-Whitney U testi (Tablo 4.5) ile test edildi.

Tablo 4.5. Sürtünmesel tip ve yaylanım tipi cihazların yaşlandırma öncesi hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından karşılaştırılmaları

Mann-Whitney	Serbestlik Derecesi	P değeri
11522	4	0.03

Friction tip ve Spring tip cihazlar arasında yaşlandırma öncesinde perdev değişkeni açısından anlamlı bir farklılık olduğu görülmektedir ($p < 0.05$).



Şekil 4.3. Sürtünmesel ve yaylanım tipi cihazların yaşlandırma öncesi hedef torktan yüzdesel sapma değişkenine göre Ortalama $\pm$ standart sapma değerleri.

Şekil 4.3’de görüldüğü üzere yaylanım tipi cihazlar başlangıçta hedef tork değerinden daha az sapma göstermektedir.

4.2. Cihazların Kullanım Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Karşılaştırılması

Araştırmada kullanılmak üzere ilk 10 ölçüme ait veriler yaşlandırma öncesi, son 10 ölçüme ait veriler yaşlandırma sonrası durumu ifade etmek üzere iki alt örneklem

üretilmiştir. Bu örneklerdeki gözlenen tork değerlerine ilişkin betimleyiciler Tablo 4.6’da görüldüğü gibidir.

Veriden öncelikle “Mutlak fark” değişkeni türetildi ([hedef tork – ölçülen tork değeri]). Bu değişken “mutlak yüzdesel sapma” değişkeninin üretilmesinde kullanıldı (PerDev = Mutlak Fark/Hedef Tork *100). Üreticiler arasındaki farklar, cihaz tipleri arasındaki farklar ve yaşlandırma öncesi ile sonrası arasındaki farklara ilişkin incelemeler Mutlak yüzdesel sapma(PerDev) ve gözlemlenen tork değerleri açısından incelendi.

Tablo 4.6.Yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçülen tork değerlerine ilişkin betimleyiciler

	Manufacturer	Median(Ncm)	Mean ± SD (Ncm)	Minimum	Maximum
Önce					
	Astra Tech	25.2	25.12± 0.132	24.6	25.6
	Bilim	30.6	30.48± 0.072	30.0	30.6
	Medentika	24.4	24.40± 0.380	23.8	25.2
	Nobel	35.0	35.08± 0.032	35.0	35.4
	Straumann	35.0	34.92± 0.012	34.8	35.0
Sonra					
	Astra Tech	23.6	24.04± 3.788	22.6	27.4
	Bilim	28.6	28.44± 0.188	27.8	28.8
	Medentika	23.4	23.08± 0.412	22.0	23.6
	Nobel	34.2	33.88± 1.172	32.0	34.8
	Straumann	33.8	33.72± 0.012	33.6	33.8

Saphiro Wilk istatistiği uygulandığında gerek PerDev gerekse gözlemlenen tork değerlerinin normal dağılıma uymadığı saptanmış olduğundan araştırmada parametrik olmayan istatistiksel yöntemlerden sıkça faydalanılmıştır.

Yaşlandırma öncesi ve sonrası Mutlak yüzdesel sapma değerleri arasındaki farkın anlamlılığı bağımlı veriler için Wilcoxon işaretli sıra testi kullanılarak test edildi (Tablo 4.7).

Bağımlı veriler için Wilcoxon İşaretli Sıra testi sonuçları her bir imalatçı firma için kullanım öncesi ve sonrası ölçümler arasında hedef torktan mutlak yüzdesel sapma (PerDev) açısından anlamlı bir farkın olduğunu göstermiştir. Bu kullanım işleminin PerDev değişkeni üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu anlamına gelir.

Tablo 4.7. Firmaların, hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından kullanım öncesi ve sonrası karşılaştırılmaları

Üretici Firma	P değeri
Astra	8,9637E-10 **
Bilim	3,8486E-10**
Medentika	1,5492E-7 **
Nobel	4,8077E-10**
Straumann	4,5092E-10**

5 üretici firmaya ait cihazların yaşlandırma işlemi sonunda Mutlak yüzdesel sapma açısından birbirlerinden anlamlı farklılık gösterip göstermedikleri Kruskall Wallis H testi ile (Tablo 4.8) incelendi.

Tablo 4.8. Yaşlandırma işlemi sonrası firmaların hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından karşılaştırılmaları

Kruskall Wallis H	Serbestlik Derecesi	P değeri
143.34	4	0,000*

Sınama sonunda en az bir firmanın ilgili değişken açısından diğerlerinden farklılık gösterdiği saptanmış olduğundan farklılığın hangi üreticilerden kaynaklandığını saptamak adına Bonferroni Çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Sonuçlar Tablo 4.9’da sunulmuştur.

Tablo 4.9. Üreticilere ait cihazların hedef torktan yüzdesel sapma açısından çoklu karşılaştırılma sonuçları (Yaşlandırma Sonrası)

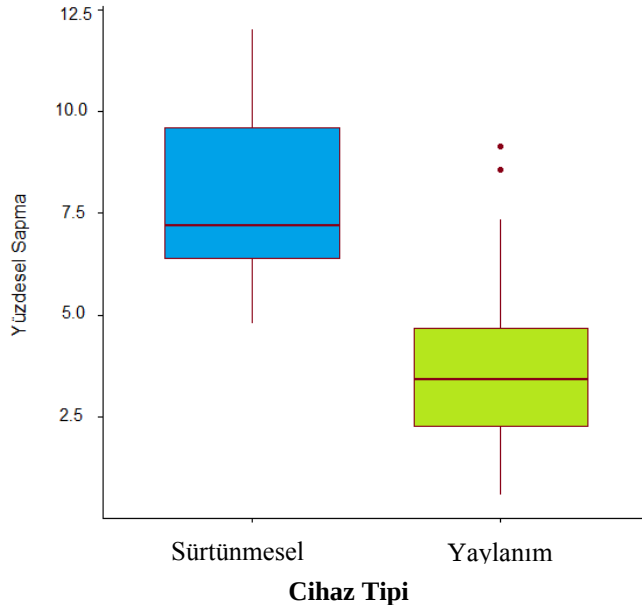
Manufacturer	P Value
Astra Tech- Bilim	0.000**
Astra Tech- Medentika	1.000
Astra Tech- Nobel	0.0000*
Astra Tech- Straumann	0.0001**
Bilim- Medentika	0.0006*
Bilim- Nobel	0.0012**
Bilim- Straumann	0.0050**
Medentika-Nobel	0.0001**
Medentika-Strauman	0.0001**
Straumann - Nobel	1.0000

Yaşlandırma işlemi sonrası hesaplanan yüzdesel farklara ilişkin Çoklu karşılaştırma testi (Bonferroni) sonucu göstermiştir ki, Astra ve Medentika cihazlar arasında PerDev değişkeni için anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). Ayrıca Straumann ve Nobel cihazlar arasındaki fark da anlamlı değildir ($p > 0.05$). Bunların haricindeki her ikili eşleştirme için PerDev değişkeni arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Yaşlandırma sonrası sürtünmesel tip cihazlar ile yaylanım tipi cihazlar arasında mutlak değerden yüzdesel sapma değişkeni açısından anlamlı bir fark olup olmadığı Mann-Whitney U testi ile sınındı. Tablo 4.10’de görüldüğü üzere iki tip istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir ($p < 0.05$).

Tablo 4.10. Sürtünmesel tip ve yaylanım tipi cihazların hedef torktan yüzdesel sapma değişkeni açısından karşılaştırılmaları

Mann-Whitney	Serbestlik Derecesi	P değeri
192.000	4	0,001*



Şekil 4.4. Cihaz tiplerine göre Mutlak Yüzdesel Sapma değişkenine ilişkin grafik

Şekil 4.4’de farklı renkler farklı tip cihazları sembolize etmektedir. Kutuların orta bölgesinde kalan çizgi veriye ilişkin ortanca değerini, kutunun üst sınırı 3. Kartil ve alt sınırı 1. Kartil değerini göstermektedir. Grafiğin alt ve üstünde yer alan çizgiler kartil

aralığı dışında kalan gözlemleri ifade ederken bunların dışında kalan noktalar aykırı gözlemleri işaret eder.

Şekil 4.4’de anlaşıldığı üzere yaylanım tipi cihazların sürtünmesel tip cihazlara göre mutlak yüzdesel sapma değişkeni açısından daha düşük medyan değerine sahip olduğu ve kartil aralığının da yaylanım tipi cihazlar için görece daha dar olduğu da görülmektedir. Ayrıca grafiğe göre yaylanım tipi cihazların mutlak yüzdesel sapma değerleri, sürtünmesel tip cihazlara oranla daha simetrik bir dağılıma sahiptir.

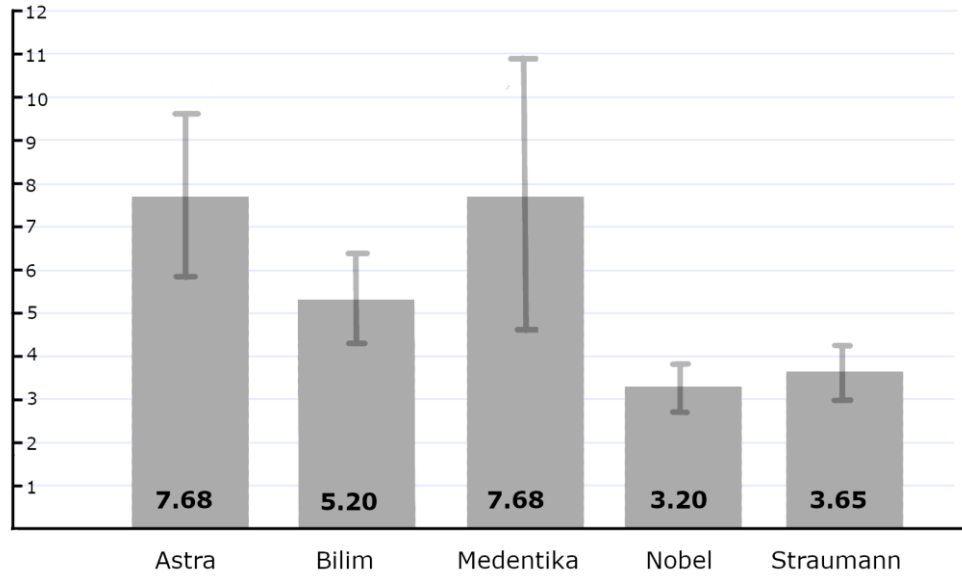
Yaylanım tipi cihazların kullanıma bağlı olarak gösterdikleri değişimler, sürtünmesel tip cihazlara göre daha azdır.

PerDev değişkeni için kritik sınır %10 olarak öngörülüp bu değişkenin yaşlandırma öncesi ve sonrasında bu değerden anlamlı derecede büyük olup olmadığı Wilcoxon İşaretli Sıra testi kullanılarak sınıandı (Tablo 4.11).

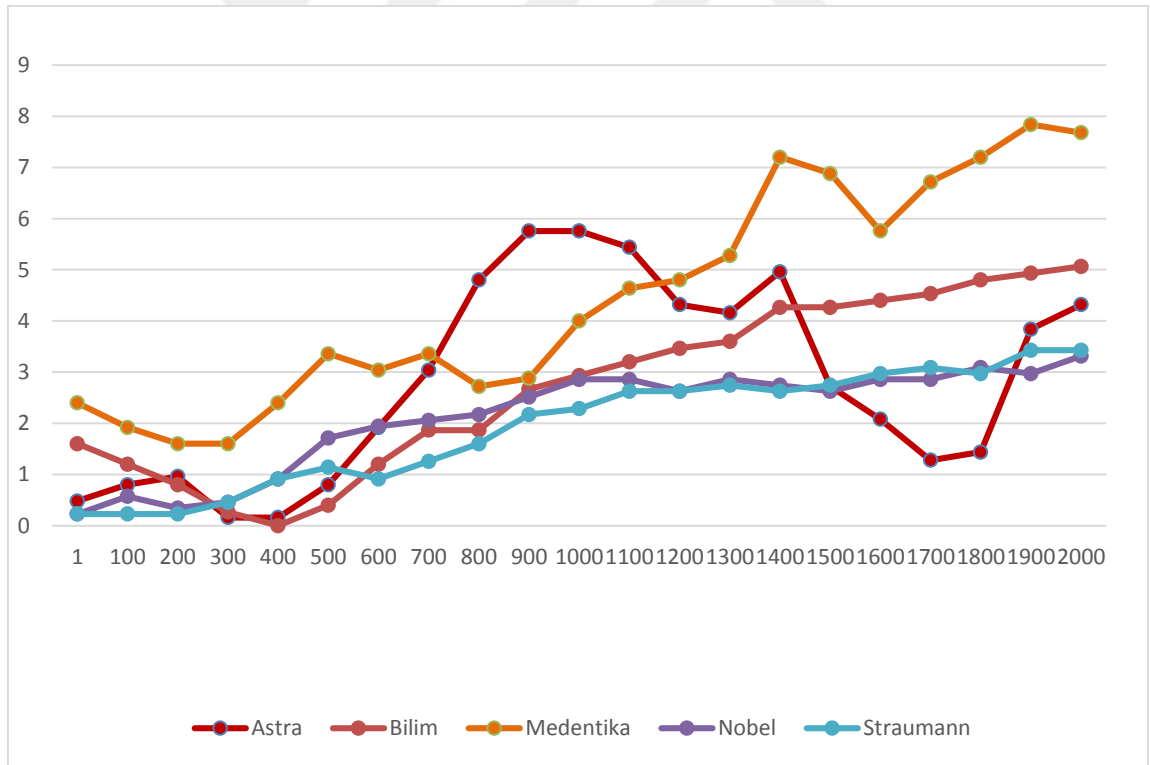
Tablo 4.11. Hedef torktan sapma

Üretici Firma	Ortanca (Ncm)	Ortalama± SS (Ncm)	Minimum	Maximum	PerDev%	P Değeri
Önce						
Astra Tech	0.2	0.28 ± 0.363	-0.6	0.4	1.120	0.00001*
Bilim	0.6	0.48 ± 0.268	-0.6	0.0	1.600	0.00002*
Medentika	0.6	0.68 ± 0.616	-0.2	1.2	2.720	0.00025*
Nobel	0.0	0.08 ± 0.178	-0.4	0.0	0.228	0.00000*
Straumann	0.0	0.08 ± 0.109	0.0	0.2	0.109	0.00000*
Sonra						
Astra Tech	2.2	1.92 ± 1.946	-2.4	2.4	7.68	0.00690*
Bilim	1.4	1.56 ± 0.433	1.2	2.2	5.20	0.00088*
Medentika	1.6	1.92 ± 0.641	1.4	3.0	7.68	0.00987*
Nobel	0.8	1.12 ± 1.082	0.2	3.0	3.20	0.00890*
Straumann	1.2	1.28 ± 0.109	1.2	1.4	3.65	0.00000*

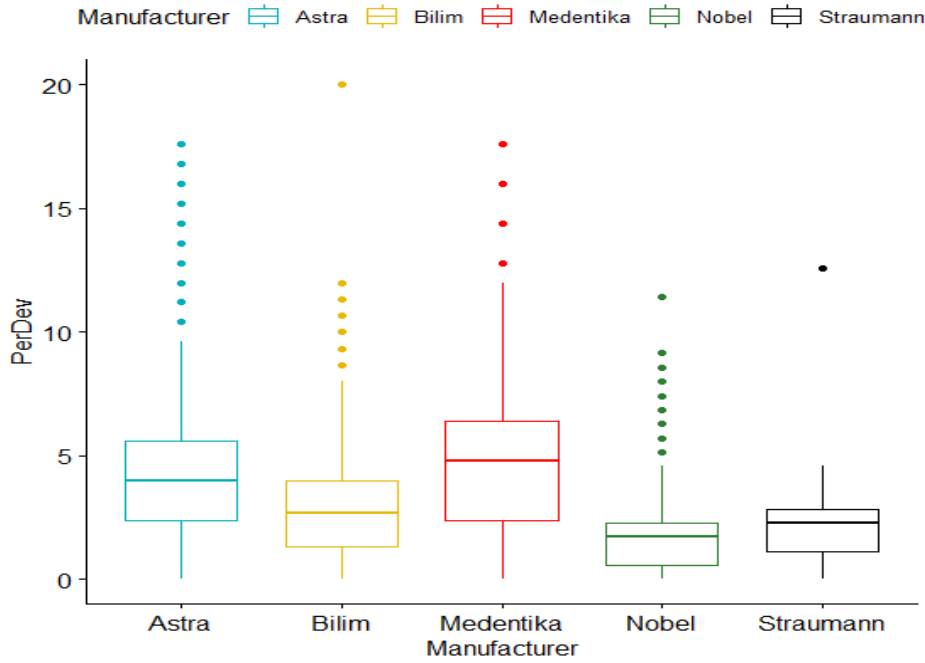
Tablo 4.11’de görüldüğü üzere (Alternatif hipotez: grup ortanca değeri < 10 olmak üzere) p değerleri her üretici için 0,05’den düşük olarak hesaplanmıştır. Buna göre her üretici için mutlak yüzdesel sapma 2000 kullanım öncesinde ve sonrasında %10’dan anlamlı derece düşüktür (Şekil 4.5) . 2000 kullanım sapma miktarını %10’dan daha yüksek bir seviyeye çıkartmamaktadır (Şekil 4.6).



Şekil 4.5. Yaşlandırma sonrası cihazların mutlak yüzdesel sapma ortalamaları ve standart sapmaları



Şekil 4.6. Hedef Tork Değerinden Yüzdesel Sapma Miktarları



Şekil 4.7. Üretici firmalara ilişkin mutlak yüzdesel sapmalara ilişkin grafik

Üretici firmalara ilişkin mutlak yüzdesel sapma grafiği şekil 4.5 ve 4.7’de verilmiştir. Görüldüğü üzere sapma miktarı küçükten büyüğe yaylanım tipi cihazlarda Nobel, Straumann, Bilim şeklindeyken, sürtünmesel tip cihazlarda Astra ve Medentika aynı yüzdesel sapmayı göstermişlerdir.

4.3. Cihazların Doğruluktan Sapma Zamanlarının Değerlendirilmesi

Cihazların kullanıma bağlı sapma zamanlamasının değerlendirilmesi için öncelikle ilk 10 kullanımda hedef tork değerinden sapma miktarı belirlendi. Daha sonra ölçülen değerler ilk elde edilen değere göre %95 güven seviyesinde değerlendirildi. Kullanım sonrasında oluşan sapmanın başlangıçtaki sapmadan farklı olup olmadığı wilcoxon işaretli sıralar testi ile sınanmıştır.

Buna göre Astra 294, Medentika 260, Nobel 180, Bilimplant 578, Straumann 374 kullanım sonrası, başlangıç durumunun PerDev ortalamasından anlamlı farklılıklar göstermeye başlamıştır.

Her üretici firma (Tablo 4.12) ve cihaz tipi (Tablo 4.13) için çeşitli tahmin algoritmaları kullanılarak doğrusal tahmin modelleri oluşturuldu. En uygun modellerin saptanması için Akaike Bilgi Ölçütü (AIC) kullanılmış ve görece en başarılı öngörölmüş

tahmin modelleri seçilmiştir. Modellerin tümü için hem sabit terimin hem de kullanım sayısı bağımsız değişkeninin katsayıları istatistiki olarak anlamlıdır.

Tablo 4.12.Kullanım Sayısı (bağımsız) ve PerDev(bağımlı) değişkenleri arasında kurulan doğrusal tahmin modelleri (Her bir imalatçı için)

Üretici Firma	Doğrusal Tahmin Modeli
Astra	$0.95401 + 0,003483 * \text{Kullanım Sayısı}$
Bilim	$0,32322 + 0,002489 * \text{Kullanım Sayısı}$
Medentika	$2,212956 + 0,002626 * \text{Kullanım Sayısı}$
Nobel	$0,890248 + 0,001435 * \text{Kullanım Sayısı}$
Straumann	$0,31273 + 0,00169 * \text{Kullanım Sayısı}$

Tablo 4.13.Kullanım Sayısı (bağımsız) ve PerDev(bağımlı) değişkenleri arasında kurulan doğrusal tahmin modelleri (Cihaz tipleri için)

Üretici Firma	Doğrusal Tahmin Modeli
Yaylanım Tipi	$0,508767 + 0,001871 * \text{Kullanım Sayısı}$
Sürtünmesel Tip	$1,583483 + 0,003054 * \text{Kullanım Sayısı}$

Kullanım Sayısına bağlı olarak PerDev değişkenini tahmin edebilmek için kurulan modeller yardımıyla (Tablo 4.12) cihazların kaçınıcı kullanımda sapma miktarının önceden belirlediğimiz kritik düzey olan %10 değerinin üstüne çıktığını tahmin edersek; Astra; 2597, Bilim; 3888 , Medentika; 2966, Nobel; 6348, Straumann; 5733 kullanım sonrasında %10'dan büyük sapma değerine ulaşacağı tahmin edilir.

Aynı şekilde cihaz tipini baz alarak ilgili değişkenler için bir tahminde bulunacak olursak (Tablo 4.13) yaylanım tipi cihazların %10 sapmanın üstünde çıkacağı kullanım sayısı 5073 olarak tahmin edilirken, sürtünmesel tip cihazlar için bu sayı 2756. Kullanım olarak tahmin edilmektedir.

5.TARTIŞMA

Elde edilen sonuçlara göre ;

Başlangıçta hedef tork ve elde edilen tork değerleri arasındaki sapmanın tork sınırlayıcı cihazların üretici ve tipine göre farklılık göstermeyeceği şeklinde olan birinci hipotezimiz kısmen kabul edildi.

Farklı üretici tarafından üretilen ve farklı tipte olan tork sınırlayıcı cihazların, kullanıma bağlı doğruluklarında farklı oranlarda değişiklikler görülmeyeceği şeklinde olan ikinci hipotezimiz kısmen kabul edildi.

Bölümlü ve parsiyel dişsizlik durumlarında farklı protetik tedavi seçenekleri mevcuttur. Bu tedaviler estetik, fonasyon ve fonksiyonun geri kazanımını amaçlamaktadır. Geleneksel tedavi seçeneklerine alternatif olarak geliştirilen dental implantların günümüzde kullanımının oldukça yaygınlaştığı ve başarı oranlarının yüksek olduğu bilinmektedir.¹

İmplant sistemlerinde gelişmelere bağlı olarak hastalara çok çeşitli tedavi seçenekleri sunulabilmektedir. Sabit protetik restorasyon yapılamayan hastalara gerek implant destekli sabit protetik restorasyonlar yapılabilmesi gerekse tutuculuğu daha fazla olan hareketli protezlerin yapılabilmesi sebebiyle hekimler ve hastalar tarafından tercih edilebilmektedir.

Zaman içerisinde implant sistemlerinin kullanımının artmasına bağlı olarak çeşitli implant materyalleri geliştirilmiş, makro ve mikro yüzey yapılarında değişimler yapılmıştır. İmplant sistemlerinin çeşitliliğinin artması beraberinde protetik tedavi seçeneklerini de arttırmıştır.²²

Ancak tüm bu tercih sebeplerinin yanı sıra maliyet, zaman, kemikle ilgili faktörlere bağlı olması ve geleneksel tedavilere göre daha ciddi komplikasyonlar görülebilmesi gibi dezavantajları da vardır.¹⁷

İmplant sistemleri, kemikle temas halinde olan ve komplekse esas desteği veren implantın gövdesi ve protetik restorasyonlar için destek görevi gören dayanak olmak üzere iki ana yapıdan oluşur.¹⁷

İmplant-dayanak bağlantısı implantın yapısına ve bağlantı şekline göre farklı şekillerde olabilir. Ancak genellikle üretici firmalar dayanağın implanta vidayla bağlandığı sistemleri kullanmaktadır. Ayrıca yapılacak protetik restorasyon da bağlantı şekline göre değişiklik göstermektedir.⁵⁶ Simante restorasyonların vertikal boyut

yetersizliği durumlarında kullanılamaması, subgingival marjinlerde temizlenmesinin ve sökülebilirliğinin zor olması gibi nedenlerle günümüzde sıklıkla vidalı protetik restorasyonlar tercih edilmektedir.⁶⁹

Goodcare ve ark. 2001-2017 yılları arasında implantla ilgili görülen komplikasyonları geniş kapsamlı incelemiş ve sınıflandırmıştır. Tüm restorasyon tiplerinde vida gevşemesi ve vida kırığı komplikasyonlarının gözlemlendiği, mekanik komplikasyonlar içerisinde önemli yer tuttuğunu göstermişlerdir.⁴ Vida gevşemesi sonucunda protetik restorasyonda kırık, dayanak kırığı ve implantta kırık sonucu implantın kaybı gibi ciddi komplikasyonlara neden olmaktadır.³

Vida bağlantısı mekanizmasının uzun dönem korunabilmesi, implant-dayanak bağlantı şekli, implantın genişliği ve uzunluğu, vidayla ilgili faktörler ve uygulanan ön yük kuvveti gibi çeşitli etkenlere bağlıdır.

Lee ve ark.⁹¹ vida gevşemesini farklı etkenler açısından, 6 yıllık retrospektif çalışmada değerlendirmiştir. Bu çalışmada yaşlılarda ve erkeklerde, tek diş restorasyonlarda, kantilever restorasyonlarda, molar bölgede yapılan restorasyonlarda, 5mm'den fazla implant çapı varlığında, eksternal implant-dayanak bağlantı yapısının olduğu durumlarda, vidalı protetik restorasyonlarda ve karşıt arkta doğal diş yapısının varlığında vida gevşemesinin diğer gruplara göre daha sık görüldüğünü rapor etmişlerdir. Vida gevşemesi görülme oranı toplamda %7,7 olarak bildirilirken, ikinci kez gevşeme vida gevşemesi görülme insidansı %14,4 ve ikiden daha fazla tekrarlanma oranı %7,9 olarak bildirilmiştir.

Kulkrani ve ark.⁹² 2000-2018 yılları arasındaki yapılan çalışmalardan oluşturdıkları sistematik derlemede implant-dayanak bağlantı şekliyle ilgili yapılan çalışmalarda çelişkili sonuçlar olduğunu, daha büyük örneklem sayısı olan klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu ve bu aşamada farklı implant-dayanak bağlantı şeklinin vida gevşemesi kriteri olarak değerlendirilmesinin doğru olmadığını belirtmişlerdir.

Vida gevşemesi mekanizması konusunda geçmişten günümüze birçok araştırma yapılmıştır. Herhangi bir vidalı eklemi sıkma amacı açıktır; bir vida sıkı değilse, bileşen parçalarını birbirine bağlama işlevini yerine getiremez. Vida, ön yükün gerdiği, yayın dişlerdeki sürtünme kuvvetleri tarafından korunduğu bir yay olarak düşünülebilir.^{2,93}

Yapılan bir çalışmada iki aşamada meydana gelen gevşeme süreci hakkında ayrıntılı bir açıklama yapılmıştır. Başlangıçta vidalı bağlantıya uygulanan dış kuvvetler,

örneğin çiğneme sırasında, vidalı bağlantıdaki ön yükün etkili bir şekilde aşılmasına yol açar. Gelen kuvvet küçükte olsa yivler arasında az miktarda kaymaya neden olan herhangi bir vertikal veya oblik dış kuvvet, gerilmenin bir kısmını serbest bırakır ve ön yükün bir kısmı kaybolur. Bu aşamada, ön yük ne kadar büyük olursa (nihai güce eşit bir maksimum değere kadar), gevşemeye karşı direnç o kadar büyük olacaktır, çünkü dişler arasındaki sürtünme kuvvetleri daha büyük olacaktır. Gevşemenin ikinci aşamasında, ön yük kritik bir değerin altındadır, böylece dış kuvvetler ve titreşimler, yivlerin dönmesine veya “geri çekilmesine” neden olur. Bu aşamaya ulaşıldığında, vidalı bağlantıda gevşeme gözlenir.

93

Bazı çalışmalarda ise implant-dayanak bağlantısının bozulmasında ayırıcı kuvvetler ve gömülme gevşemesi olmak üzere 2 faktörden bahsedilmiştir. Ayırıcı kuvvetlerin etkisi eski çalışmalarda da olduğu gibidir. Sıkıştırıcı (bağlayıcı) kuvvetlerden daha fazla ayırıcı kuvvet varlığında, vida ve implant yivleri arasında kaymaya neden olur. Bunun sonucunda vida gevşemesi oluşur.^{2-6,85,90,91}

İkinci faktör olarak kapayıcı etki veya gömülme gevşemesinden bahsedilmektedir. Yivler arasında oluşan mikro pürüzler kuvvet geldikçe düzleşir ve ilk yüklenme anında bir kısım kuvvet sürtünme nedeniyle kaybedilir. Bu nedenle vidayı gevşetmek için gereken tork sıkırmak için gereken torktan düşüktür.^{85,87}

Yeterli ön yük oluşturulabilmesi, implant-dayanak bağlantısının başarılı olmasında diğer faktörlerle birlikte belirleyici bir faktördür. Vida üzerinde oluşturulan ön yük vidayla ilgili faktörlere, yüzeyler arası oluşan sürtünme katsayısına, vidanın provalar ve laboratuvar aşamaları sırasında takip çıkartılma döngüsüne ve uygulanan tork miktarına bağlıdır.^{2,93}

Weiss ve ark. tekrarlayan sıkıp gevşetme işlemleri sonrası, vidaların açma ve sıkma torklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, inceledikleri sistemler arasında sonuçlar arasında farklılıklar olduğunu ve tüm sistemlerde söküp takma işlemleri sırasında tork kaybı yaşandığını göstermişlerdir. Son vida sıkma işlemine kadar arada geçen işlemlerde vida sıkma/açma döngülerinin azaltılmasını tavsiye etmişlerdir.⁹⁴

Guzaitis ve ark. vida yapısını ve tekrarlayan sıkıp gevşetme işlemlerinin ön yük üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, diğer çalışmalarla benzer şekilde tekrarlayan vidayla ilgili işlemlerin ön yük kaybına neden olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca her 10 vida sıkma/gevşetme döngüsü sonrası yeni vida kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.²

Vida gevşemesinin önlenmesinde bir diğer önemli faktör vidanın başlangıçtaki tork kaybını tolere etmek yeniden sıkma işlemi gerçekleştirmektir. Daha önce de belirtildiği gibi, pürüzlülük ve sertlik sürtünme katsayısını etkileyen 2 parametredir.

Winkler ve ark., gevşeme etkisini azaltmak için dayanak vidasının ilk tork uygulandıktan 10 dakika sonra tekrar sıkılması gerektiği sonucuna varmışlardır.⁸⁵

Farina ve arkadaşları 28 implant destekli bir protez setinde kullanılan sıkma tekniklerini değerlendirmiş ve retork uygulamasının eklem stabilitesini önemli ölçüde artırdığı sonucuna varmışlardır.⁹⁵

Cantwell ve Hobkirk⁷⁶, en büyük ve en hızlı ön yük değişikliklerinin ilk 2 saniyede meydana geldiğini gözlemledi. Ayrıca ön yüklemedeki azalmanın uzun vadede de gözlemlendiğini bulmuşlardır. İlk 15 saatteki ortalama ön yük kaybı %24.9 idi; ancak bu kaybın %29,5'lük kısmı ilk 2 saniye içinde ve %40,2'lik kısmı ilk 10 saniye içinde meydana gelmiştir.

Çalışmamızda tork uygulanması sonucu oluşan önyük değerlendirilmeyeceği ve diğer faktörlerin mekanik tork sınırlayıcı cihazlarının uyguladığı tork miktarında değişimlere sebep olmaması için, çalışmamızda implant, dayanak ve vida kullanılmamıştır. Bu sayede bileşenlerin farklılıklarından veya uyumsuzluklarından kaynaklanabilecek tork uygulama hatalarının önüne geçilmesi amaçlanmıştır.

Önyük vidadaki ilk gerilim ve bağlantı mekanizmasını oluşturur. Optimum önyükün oluşturulabilmesi için vidalı bağlantıya yeterli tork kuvveti uygulanması gerekmektedir.^{2,6,9}

Bununla birlikte tork uygulaması işlemi sırasında dengeli bir kuvvet uygulanmalıdır. Dişte olan periodontal ligament varlığından dolayı kuvvet dağılımı daha düzgün olmaktadır. Ancak implant ve kemik arasında periodontal ligament olmaması nedeniyle kuvvet dağılımı eşit olarak sağlanamamaktadır. Vida bağlantısı da implant-dayanak-protez kompleksinin zayıf yapısıdır.⁹⁶

Uygulanan torkun az olması yeterli ön yük oluşmaması ve buna bağlı olarak da vidada gevşemeye, kırılmaya ve gözle görülebilir tamiri zor vida kaybına ve nihayetinde protez kaybına yol açabilir.⁶ Aşırı tork kuvveti uygulanması da vida gevşemesine, vida deformasyonuna, yivlerde bozulma ve kırılmaya yol açabilir.⁹⁶

Tork uygulanmasında sıklıkla 3 yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntemde sadece elle üretici firmanın vida anahtarı yardımıyla vidaya kuvvet uygulanabilir.

elektronik tork sınırlayıcı cihazlarla uygulayabilir. Tork işleminin sadece operatörün eliyle uyguladığı yöntem kullanım kolaylığı, ucuz oluşu, dokunma hassasiyeti gibi nedenlerle tercih edilmiştir.^{6,87,88}

Jaarda ve ark. MTSC kullanılmaksızın elle tork uygulamasının sıkma ve gevşeme değerlerine dair operatöre göre farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir. Deneyimli kişilerin önerilen torka daha yakın değerlerde torklama yapabildiğini ancak optimum torkun ve ön yükün sağlanabilmesi için MTSC'lere ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir.⁷

Dellings ve ark. yaptıkları çalışmada tork anahtarları pahalı olduğu için birçok hekimin tork uygulama işleminde sadece vida anahtarlarını kullandığını bildirmiştir. Yaptıkları çalışmada klinik ortamını taklit etmek amacıyla yapay bir çene simülasyonu üzerinde vidaları sabitlemiş ve operatöre kuvvet uygulatmışlardır. Tonichi tork ölçüm cihazı (Tonichi America Corp, Northbrook, IL) ile uygulanan kuvveti ölçmüşlerdir. 23-37 yaş aralığındaki operatörleri kadın ve erkek olarak gruplandırmışlardır. Buna göre 10 Ncm'ye kadar elle sıkma işleminin yapılabildiği ancak daha yüksek torkların elle uygulanmasının kuvvet açısından yeterli olmadığı sonucuna varmışlardır.⁸

Goheen ve ark. ağız, diş ve çene cerrahları ve protetik diş tedavisi uzmanları ile yaptıkları çalışmada, 10-20-32 Ncm hedef tork değerine ulaşmak için MTSC kullanılmaksızın, elle tork uygulama işlemi yaptırmışlardır. Bu çalışma sonucunda 10 Ncm hedeflendiğinde elde edilen değerler 0.7-18.1 Ncm, 20 Ncm hedeflendiğinde elde edilen değerler 1.4-33.7 Ncm, 32 Ncm hedeflendiğinde ise elde edilen değerler 8.2-36.2 Ncm olarak bildirilmiştir. Mevcut verilerden, çeşitli implant bileşenlerine tork uygulanması için bir tür standart mekanizmanın kullanılmasının zorunlu olduğunu söylemişlerdir.⁸⁸

Yine bir başka çalışmada pratisyen diş hekimlerinden seçilmiş 56 diş hekimine MTSC kullanılmaksızın, elle tork uygulaması söylenmiş ve 30 Ncm hedef tork değeri belirlenmiştir. Elde edilen değerlerin 4.0-21.7 Ncm arasında olduğu ve operatörün deneyimine göre (20 yıldan az veya çok) sonuçlar arasında anlamlı fark olmadığını söylemişlerdir.⁹⁷

A. Kanawati ve ark. Öğrenciler ve diş hekimleri üzerinde yaptıkları çalışmada hedeflenen 32 Ncm tork değerinin üzerinde de değerlere ulaşıldığını ve bu nedenle elle uygulamanın hem kontrolsüz yüksek torka hem de düşük tork uygulanmasına neden olacağını bildirmişlerdir.⁹⁸

Bu çalışmaların gösterdiği gibi sadece parmakla vida sıkma işlemi tork kuvvetinde ciddi varyasyonlara neden olabilmektedir. Bu neden günümüzde operatör hassasiyetini en aza indirmek ve standart tork kuvveti uygulanmasını sağlayabilmek için mekanik tork sınırlayıcı cihazlar veya elektronik tork sınırlayıcı cihazlar hekimler tarafından tercih edilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan ve doğrulukları değerlendirilen mekanik tork sınırlayıcı cihazlar sıklıkla kullanılan yaylanım ve sürtünmesel tipte olanlardan seçilmiştir.

Sürtünmesel tip MTSC istenilen torka geldiğinde kafa kısmında bulunan bağlantı serbestleşir ve anahtarın başı yana çevrilerek kırılır. Bu anahtar tipleri genellikle aletin ucunda yaylı ve çevrilerek ayarlanabilen bir kadran içerir. Klinisyen işaretli değerlere göre uygulayacağı tork miktarını önceden ayarlar.^{6,89}

Yaylanım tipi MTSC'nin üzerinde bulunan yay hareket ettirildiğinde, başlangıç konumundan uzaklaşır ve bu yay hareketi vidaya tork uygular. Uygulanacak tork miktarının ayarlanması yayın esnetilmesiyle sağlanır. Üretici firmaların esnetilme miktarının ayarlanabilmesi için belirli tork değerlerini gövde üzerine işaretler. Bu cihazın bir avantajı, aynı cihaz kullanılarak birden fazla tork uygulanabilmesidir, ancak bazı sürtünmesel tip cihazlar bir değerle sınırlıdır.⁸⁹

ETSC'lar üzerinde uygulanan torkun gösterildiği ve ayarlanabildiği gösterge ekranı olan ve anahtar, hedef tork değerine ulaşıldığında, anahtarı serbest bırakmak üzere tasarlanmış cihazlardır.⁹

Kullanım sırasında, sürtünmesel tip MTSC'lerin başı yana çevrilir ve operatör tarafından uygulanan torku sınırlar, oysa yay tarzı MTSC'lerle, istenen tork görsel olarak okunana kadar yay tarafından esnetilerek uygulanır. Bu prosedür öznel, görme ve dokunma hassasiyetine dayanır. Bu nedenle yapılan çalışmalarda operatör kaynaklı hatalar olabilmektedir.^{6,10}

Ayrıca MTSC'lerin uygulanmaları sırasında uygulanma süresinin elde edilen tork değerine etki ettiğini gösteren çalışmalar vardır. McCracken ve ark. yaptıkları çalışmada tork uygulama işlemini 4 sn.'den fazla ve 1 sn.'den az olarak sınıflandırmışlardır. Buna göre yaptıkları çalışmada 4 sn.'den fazla sürede uyguladıkları ve yavaş uygulama adını verdiklerini yöntemde elde edilen tork değerlerinin daha tutarlı olduğunu bildirmişlerdir.⁸⁹

Standlee ve ark. yaptıkları çalışmada, yavaş kuvvet uygulanan tork sınırlayıcı cihazların hedef torka göre %10 değer aralığından daha az sapma gösterdiğini belirtmişlerdir.⁹⁹

Çalışmamızda operatör hatasını engellemek ve tork uygulama işlemini standardize edebilmek için tarafımızca tasarlanan cihaz kullanılmıştır. Bu cihaz operatörün yaptığı itme hareketini taklit edebilecek şekilde tasarlandı. Dijital tork ölçere bağlı olan MTSC'yi itebilmesi için üzerine motordan aldığı hareket ile dönebilen eliptik yapıda kam yerleştirildi. Kamın eliptik yapısı sayesinde MTSC'lerin pik torka ulaşmasından sonra serbestleşip, 0 tork değerine dönmesi sağlandı.

Standardizasyonun sağlanması için tüm MTSC'ların hedef torka ayarlanması işlemi aynı operatör tarafından yapılmıştır. Ayrıca cihaz her bir MTSC'nin 4 sn.'den daha uzun sürede, üretici firma tarafından önerilen hedef tork değerine ulaşmasını sağladı. Cihazın itici uç kısmına metalin metal ile temasının ve sürtünmesinin tork değeri değişikliklerine sebep olmaması için silikon parça takılmıştır.

Cihaz her bir grup MTSC ve anahtar için ilk ayarlama yapıldıktan sonra aynı grup içerisindeki tüm cihazlarda aynı ayarlarda kullanıldı. Bu sayede özellikle yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların istenilen tork değerine ulaşp ulaşmadığının belirlenmesindeki öznellik ortadan kaldırıldı.

Ayrıca cihaz her bir MTSC'nin 4 sn.'den daha yavaş sürede, üretici firma tarafından önerilen hedef tork değerine ulaşmasını sağladı. Cihazın itici uç kısmına metalin metal ile temasının ve sürtünmesinin tork değeri değişikliklerine sebep olmaması için silikon parça takılmıştır.

Çalışmamızda tork değerlerinin ölçümü için ± 0.2 Ncm aralığında ölçüm yapabilen dijital tork ölçer (Cap torque tester series TT01, Mark10) kullanılmıştır. Yaptığımız testlerde dijital ölçerin hareketlerden etkilendiği ve elde edilen tork değerinin değiştiği gözlenmiştir. Ayrıca bunun tekrar kontrolü için cihaz boş konumdayken sadece zeminin hareket ettirilmesiyle de tork değerleri 0'dan farklı değerler göstermiştir.

Bu nedenle çalışmamızda tasarladığımız cihazın, tork kuvveti uygulamaları esnasında dijital tork ölçerin hareketini önlemesi için Al yapısındaki alt tabakasına dijital ölçerin altındaki yivlere uygun pinler yerleştirilmiştir. Bu sayede dijital tork ölçerin hareket etmesi engellenmiştir.

Çalışmamızda kullanılacak tüm MTSC'ler üretici firmadan kullanılmamış ve kalibre edilmiş halde teslim alınmıştır. Ayrıca anahtarların bozulma ihtimaline karşılık firmalardan ikişer adet anahtar istenmiştir.

Çalışma düzeneği ayarlanırken her bir üretici firmanın standart dayanak vidalarına önerdikleri hedef tork değeri dikkate alınmıştır. Bu aşamada tüm firmalarla iletişime geçilmiş, MTSC'lerin kurulum ve kullanım talimatları teyit edilmiştir.

Albayrak ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada toplam 20 tanesi MTSC ve 5 tanesi ETSC olmak üzere 25 tane TSC kullanmışlardır. Çalışmada kullanılan cihazlar 2 tanesi yaylanım tipi MTSC (Straumann, Implants), 2 tanesi sürtünmesel tip MTSC (Biohorizons, Dyna) ve 1 tanesi ETSC (Meg-Torq; Megagen) olmak üzere seçilmiştir. Tork değerlerini ölçmek için çalışmamızdakiyle aynı dijital tork test cihazını (Cap tork test cihazı serisi TT01; Mark10) kullanmışlardır. Her MTSC için, önceden kalibre edilmiş bir hedef tork seviyesine ulaşılan kadar 0'dan hedef değere yaklaşık 4 saniyelik bir tork uygulama oranı ile operatör tarafından saat yönünde bir itici güç uygulanmıştır. Her cihaz için bu işlem 5 kez tekrarlanıp değerleri kaydetmişlerdir. PERDEV'ler, üretici ve cihaz tipinin etkilerini değerlendirmek için 1 yollu ANOVA ve Bonferroni post hoc testlerine tabi tutulmuştur. Bu çalışmada t testleri, grupların her biri için kaydedilen tork değerlerinin hedef değerlerinden önemli ölçüde farklı olduğunu göstermiştir. Sonuçlara göre, bu çalışmada kullanılan tork kontrol cihazlarının hiçbirisi hedef tork değerlerine ulaşmada başarılı olamamıştır. Ancak yaylanım ve sürtünmesel tipteki MTSC'ler arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda başlangıçtaki ölçümlerden grupların hedef torktan sapmalarının istatistiksel olarak anlamlı fark göstermediği bulunmuştur ($p>0.05$). Yaylanım ve sürtünmesel tipteki cihazların arasında ise farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Bu farklılığın yapılan ölçüm sayısının farklı oluşundan ve operatör kaynaklı faktörlerden olabileceğini düşünmekteyiz.⁹⁰

Britton Vidal ve ark.⁶ 2014 yılında yaptıkları çalışmada 4 üretici firmadan (Salvin dental, Straumann, Imtec 3M Company, Nobel Biocare) 10'ar adet MTSC kullanmışlardır. Çalışmada her bir cihaz için 5 kez torklama işlemi 0'dan 1 sn.'ye kadar uygulanmış ve elde edilen değerlerin ortalamasını alınmıştır. Dijital tork ölçeri bizim çalışmamızda olduğu gibi metal bir plaka üzerine sabitlemişlerdir. Çalışmada sadece Nobel Biocare'in %95 güven aralığında kaldığını diğer tüm cihazların güven aralığının dışında kaldığını, yaylanım ve sürtünmesel tipteki MTSC'lerin arasında fark olmadığı

bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise cihazlar hedef torka ulaşmada istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemesine rağmen, benzer şekilde Nobel Biocare en iyi sonuçları vermiştir. Straumann cihazlarda çalışmamızda benzer şekilde hedef torktan daha düşük değerler göstermiştir. Çalışmamızda başlangıç tork değerlerinde yaylanım ve sürtünmesel tip arasında fark olduğu gözlenmiştir. Ayrıca yapılan çalışmada Imtec hariç diğer tüm firmalara 35 Ncm kuvvet uygulanmıştır. Bu nedenle çalışmada sadece %95 güven aralığı değerlendirilmiştir. Ancak bizim çalışmamızda farklı hedef tork değerleri farklı olduğu için PerDev değişkeni de değerlendirilmiştir. Bu farklılıkların örneklem sayımızın ve tork uygulama hızımızın farklı olmasından ayrıca operatör hassasiyetinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Vallee ve ark.⁹ 3 tane yaylanım, 3 tane sürtünmesel tipte olmak üzere toplam 6 farklı üreticinin MTSC'lerinin doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmamıza benzer şekilde her üreticiden 5 adet olmak üzere toplam 30 adet MTSC kullanmışlardır. Aynı operatör tarafından her bir cihaza 50 kez üretici firma tarafından önerilen tork değeri uygulanmış ve kaydedilmiştir. İstatistiksel değerlendirmelerinde Perdev ve ABSDIFF hesaplamalarını kullanmışlardır. Çalışmamıza benzer şekilde Nobel ve Strauman MTSC'lerin daha doğru sonuçları verdiğini ve Astra Teche göre anlamlı fark olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yaylanım tipi cihazların PerDev ve ABSDIFF ortalamalarının değerlendirilmesinin sonuçlarının birbirine yakın olduğu ancak sürtünmesel tip MTSC'lerin sapmalarının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamıza benzer olarak yaylanım tipi cihazların sürtünmesel tipi cihazlara göre daha iyi sonuçlar verdiğini ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir ($p < .001$).

L'Homme-Langlois¹⁰⁰ ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmada 6 farklı dental implant üreticisinden beşer adet MTSC'nin (Astra Tech / Dentsply, Zimmer Dental, Biohorizons, Biomet 3i, Straumann [ITI] ve Nobel Biocare) önceden ayarlanmış hedef tork değerlerini sağlamadaki doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Çalışmada kullanılan cihazlar 3 tanesi yaylanım tipi 3 tanesi sürtünmesel tip cihaz olmak üzere kalibre ve kullanılmamışlardan seçilmiştir. Her cihaz için tork uygulanması 10 kez tekrar edilmiş ve ölçümleri kaydetmek için bir dijital tork ölçer (Chatillon Model DFS2-R-ND; Ametek) kullanılmıştır. İstatistiksel analiz MTSC'lerin hedef tork değerlerini sağlamadaki doğruluğunu belirlemek için çalışmamızda olduğu gibi parametrik olmayan testler ve PerDev kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da dikkat ettiğimiz gibi dijital tork ölçeri

sabitlemişlerdir. Çalışmamıza benzer şekilde tüm cihazlar hedef tork değerine yakın ($\pm$ %10) değerler göstermiştir. Ancak çalışmamızdan farklı olarak yaylanım ve sürtünmesel tip cihazlar arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0.05$). Ayrıca Nobel ve Straumann cihazlar arasında da çalışmamızdan farklı olarak istatistiksel anlamlı fark olduğunu bildirmişlerdir ($p < 0.05$).

Ancak bu çalışmada da belirtildiği gibi operatörün özellikle yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların hedef noktasını ayarlayabilmesi oldukça öznel ve hataya açıktır. Bu farklılıkların kaynağının operatör olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda kullanılmayan yaylanım tipi Biomet 3i üreticisinin mutlak yüzdesel sapmasının yüksek olması farklılığın sebebini oluşturabileceğini düşünmekteyiz.

Neugebauer ve ark.¹⁰¹ 2015 yılında yaptıkları çalışmada 13 farklı üreticinin MTSC'lerinin doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada hedef tork değerlerini 10-19 Ncm, 20-29 Ncm ve 30-45 Ncm olarak 3 alt gruba ayırmışlardır. Her cihaza 30 kez tork uygulama işlemi yapılmıştır. Çalışmamıza benzer şekilde yaylanım tipi cihazlarla sürtünmesel tipteki cihazların arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu bildirmişlerdir. Nobel ve Straumann cihazların 30-45 Ncm aralığındaki sonuçları da çalışmamızdakine benzer şekilde olmuştur. Çalışmamızdan farklı olarak bizim gözlemlediğimiz ilk 10 ölçüm tork değerleri daha tutarlıydı. Bu farklılığın örneklem sayısının az oluşundan ve operatör kaynaklı hatalardan olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca yaptıkları çalışmada tork uygulama işlemi sırasında, hastanın kafasının da hareket ettiğini düşünerek, dijital tork ölçere bağlı mekanizmayı sabitlememişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda amacımız MTSC'lerin doğruluklarını değerlendirmek olduğu için klinik faktörler göz ardı edilmiştir. Bu durumun iki çalışma arasında sapmaların farklı oranlarda görülmesinin nedeni olabileceğini düşünmekteyiz.

Goldstein ve ark.¹⁰² 2020 yılında yayınladıkları çalışmalarında, beş yeni ve 46 kullanılmış MTSC'nin (Nobel Biocare) doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada iki operatör kullanmışlardır. Bu operatörlerden bir tanesi dijital tork ölçerin (Cap tork test cihazı serisi TT01; Mark10) ekranında çıkan değeri görmeyecek şekilde sadece tork uygulama işlemini yaparken diğer operatör değerleri kaydetmiştir. Cihazların otoklavlanma sayılarını tam olarak bilmediklerini ama tahmini olarak MTSC'lerin 1 yıllık olanlarının 25 kez, iki yıllık olanlarının 104 kez ve üç yıllık olanlarının 208 kez otoklavlandığını bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda kullanılmış ve yeni cihazlar

arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda tüm cihazlar 2000 kullanım sonrası kullanım öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklar göstermiştir ($p < 0.05$). Çalışmamızda Nobel Biocare 180 kullanım sonrası başlangıç değerine oranla istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p < 0.05$). Çalışmamızda otoklav, kan, tükürük gibi ağız içi şartlar ve klinik şartlar değerlendirilmemiştir. Bu çalışmada ise otoklavlamamanın ve kullanımın etkisi ayrı ayrı değerlendirilmediği için tam olarak farklılıklarının nedeni saptamanın zor olmasına rağmen, kullanılan MTSC'lerin ağız içi etkenlerden ve otoklavlamadan sonra oluşabilecek korozyonunun, sonuçların çalışmamızla çelişmesinin nedeni olabileceğini düşünmekteyiz.

Erdem ve ark.¹¹ 2017 yılında yaptıkları çalışmada 5 farklı üretici firmanın yeni ve 1 yılda ortalama 250 kez kullanılmış MTSC'lerini karşılaştırmışlardır. Her cihazı incelerken bir implant gövdesi, bir dayanak ve bir vida anahtarı kullanmışlardır. Her bir cihaz tarafından uygulanan torku ölçmek için bir toplam köprü gerinim ölçer (P3 Gerinim Göstergesi ve Kaydedici; VPG, Mikro Ölçümler, Wendell, NC, ABD) kullanmışlardır. Tork değerlerini ölçmek için dört kanallı bir gerinim ölçme cihazı kullanılmıştır. Bu sayede daha doğru, kararlı, güvenilir ve tekrarlanabilir veriler sağlanacağını ve tork uygulama işleminin sadece vertikal kuvvet yarattığından emin olunacağını söylemişlerdir. Çalışmalarında yeni ve kullanılmış tüm cihazlar hedef torktan anlamlı derece farklı sonuçlar göstermiştir. Straumann MTSC'lerinin başlangıçta %13.91 sapma gösterdiğini ve kullanım sonrası bu oranın %14.78'e çıktığını ancak bu farkın diğer tüm cihazların yeni ve kullanılmış olanlarında da olduğu gibi, istatistiksel olarak anlamsız olduğunu bildirmişlerdir ($p > 0.05$). Ayrıca yaylanım tipi cihazların %11.6, sürtünmesel tip tork anahtarlarının %10.2 sapma olmak üzere benzer değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda başlangıçta tüm tork anahtarları hedef torka yakın değerler sergilemiş ve sapma miktarları kullanım öncesi ve sonrası her cihaz için $\pm\%10$ değer aralığında kalmıştır. Yaylanım ve sürtünmesel tip cihazlar çalışmamızda sırasıyla %4.01 ve %7.68 oranında mutlak yüzdesel sapma göstermişlerdir. Çalışmamızda tüm cihazlar 2000 kullanım sonrası başlangıç haline göre anlamlı derece hedef torktan düşük değerler göstermiştir. Bizim çalışmamızda implant, dayanak ve vida kullanılmamıştır. Başlangıçtaki tork değerleri arasındaki farklılığın bu etkenden ve operatör hatasından olabileceğini düşünmekteyiz. Bu etkenlerin yanı sıra kullanım

sayısının ve ölçüm yönteminin farklı olmasının kullanım sonrası sonuçların farklı çıkmasına neden olabileceğini düşünmekteyiz.

Rajatihaghi ve ark.⁵ 2013 yılında yaptıkları çalışmada 15 farklı klinikten toplam 42 tork anahtarının doğruluklarını incelemişlerdir. Test edilen tork anahtarlarının kullanım süresi 11 ay ile 10 yıl arasındaydı. Üç anahtar hariç, tüm örnekler otoklavda sterilize edilmiş ve çoğu anahtar için sterilizasyon döngüsü sayısı haftada iki kez olarak belirtilmiştir. Hiçbir anahtarın kalibrasyon geçmişi yoktu. Anahtarlar iki farklı grupta (sürtünmesel ve yaylanım) karşılaştırıldı. Ek olarak, kullanım süresine göre iki gruba ayırmışlardır: üç yıldan fazla kullanım ve üç yıldan az kullanım. Çalışmalarında 15 Ncm torku düşük tork, 25,30,35 Ncm torkları yüksek tork olarak sınıflandırıp her sisteme 10 kez tork uygulama işlemini gerçekleştirmişlerdir. Yaylanım ve sürtünmesel tipteki tork anahtarlarının kullanım süresine ve sterilizasyon miktarına göre doğruluklarının değişmediğini ancak yaylanım tipi cihazların daha doğru sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca yüksek torklarda Straumann ve Astra grupları arasında fark olmadığını en düşük hatayı bu iki üreticinin anahtarlarının sağladıklarını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da yaylanım tipi MTSC'ler sürtünmesel tiplere göre daha doğru sonuçlar göstermiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($p > 0.05$). Ancak çalışmamızdan farklı olarak kullanım öncesi ve sonrası doğruluklarda fark gözlenmemiştir. Nizim çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p > 0.05$). Çalışmamızla oluşan farklılıkların nedenlerinin, uygulanan tork kuvvetlerinin farklı olması, kullanılan cihazların klinik şartlardan ve sterilizasyon prosedürlerinden etkilenebilecek oluşundan ve operatörün uygulamasına bağlı oluşabilecek hatalar olabileceğini düşünmekteyiz.

Saboury ve ark.¹⁰³ 2013 yılında yaptıkları çalışmada hepsi sürtünmesel tipte olmak üzere 3 farklı üreticiden beşer adet MTSC'yi (Astra Tech ,Dr. İdhe, Biohorizon) yaşlanma öncesi ve yaşlanma sonrası doğrulukları açısından değerlendirmişlerdir. Bir operatör tork uygularken diğer operatör değerleri kaydetti. Çalışmalarında her bir tork uygulama işlemi 10 tekrardan oluşurken bu prosedür 100 kez tekrarlamışlardır ve toplam 1000 torka ulaşılmıştır. Çalışmamıza benzer şekilde yaşlandırma öncesi tüm cihazların %10 değer aralığında kaldığını ancak 3 farklı üreticinin de sonuçlarının birbirine göre istatistiksel olarak fark gösterdiğini bildirmişlerdir ($P < 0.05$). Cihazların kullanıma bağlı olarak pik tork ve hedef tork arasındaki farkın açıldığını ve ortalama 20. tekrarda (200

kullanım) başlangıç durumuna göre anlamlı fark oluştuğunu söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da Astra Tech MTSC'ler 291. kullanım sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark göstermeye başlamıştır. Çalışmamıza benzer şekilde Astra cihazların hedef torktan düşük ortalamalar gösterdiğini ve pik tork değerlerinin daha değişken sonuçlar verdiğini göstermişlerdir.

Yılmaz ve ark.¹⁰ 2015 yılında yaptıkları çalışmada 13'ü sürtünmesel tip ve 14'ü yaylanım tipi olmak üzere 27 adet MTSC'nin kullanım sonrası doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında toplam 6 farklı dental implant şirketi temsil edildi; Astra Tech, Zimmer Dental, Biomet 3i, Straumann, Nobel Biocare ve Thommen Medical USA. Çalışmalarındaki tüm tork sınırlayıcı cihazlar, yeniden kalibre edilmeden en az 6 aydır kullanılmış cihazlardan seçilmiştir. Çalışmamıza benzer şekilde istatistiksel analizde Perdev ve non-parametrik analizlerden faydalanmışlardır. Her cihaz için torklama işlemi bir operatör tarafından 10 kez uygulanırken diğer operatörde çıkan değerleri kaydetmiştir. Yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların daha doğru sonuçlar verdiğini ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ($p < 0.05$), Straumann ve Nobel MTSC'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ($p > 0.05$) ve tüm cihazların $\pm 10\%$ değer aralığında kaldığını bildirmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir. Ayrıca çalışmamızdan farklı olarak Astra Tech MTSC'lerin çok yüksek değerler gösterdiğini, bunun nedeninin yayın klinik kullanımdan ve sterilizasyon prosedüründen kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir.

McCracken ve ark.⁸⁹ 2010 yılında yaptıkları çalışmada klinikte kullanımda olan dokuzu sürtünmesel tipte, 8 tanesi yaylanım tipinde olmak üzere toplam 17 adet MTSC'nin doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Tüm tork anahtarları ile (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) bir operatör tarafından beşer kez 35 Ncm tork kuvveti uygulandı. Anova ile yaptıkları karşılaştırma sonucu göre yaylanım ve sürtünmesel tip tork sınırlayıcı cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmediğini ancak yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların hedef torka daha yakın değerler gösterdiğini ve daha az sapma gösterdiğini bildirmiştir. Çalışmamızda da benzer şekilde yaylanım tipi cihazlar daha az sapma göstermiştir. Ancak çalışmamızda bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Bu farklılığın nedeninin metodolojinin farklı oluşundan olabileceğini düşünmekteyiz.

Kazemi ve ark.¹⁰⁴ 2013 yılında yaptıkları çalışmada Straumann (ITI), Astra TECH ve CWM sistemlerinin her birinden kullanılmayan beşer tane MTSC'nin doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Her cihaza 5 kez bir operatör tarafından tork uygulanmıştır. Daha sonra MTSC'leri 500 ve 1000 kez yorgunluk koşullarına ve 50 ve 100 kez buhar sterilizasyon işlemine (134°C, 0.9 bar basınç ve 18 dakika) tabi tutup ve tepe torku değerini tekrar kaydetmişlerdir. Ancak çalışmamızdan farklı olarak yorma işlemi sırasındaki değerler ölçülmemiştir. Ayrıca çalışmamıza benzer şekilde karşılaştırmalar için Kruskal Wallis ve Mann-Whitney-U testlerini kullanmışlardır. Straumann MTSC'lerin kullanıma bağlı olarak istatistiksel fark gösterdiğini ve Astranın 500 kullanım sonrasında hedef torktan anlamlı derece farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir ($p < 0.05$). 500 kullanım sonrası üreticiler bazında anlamlı fark olmasa da yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Başlangıçta Straumann cihazların diğer iki sisteme göre en doğru sonuçları verdiğini ve hedef torka değere göre elde edilen pik tork değerlerinin $\pm\%5$ değer aralığında olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Straumann cihazlar Astra cihazlara göre daha doğru sonuçlar vermiş ve sonuçlar $\pm\%5$ değer aralığının içinde kalmıştır.

Çehreli ve ark.¹⁰⁵ çalışmalarında yeni (grup 1) ve kullanılmış (grup 2; 50-200, grup 3; 500-1000 arası kullanım) olmak üzere 15 Strauman MTSC'nin doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Ölçümleri bir gerinim ölçer yardımıyla sinyalleri eşzamanlı olarak 10.000 Hz örnek hızında bir bilgisayara vererek yapmışlardır. Yeni cihazların 35 Ncm tork hedefi için kullanılmış cihazlardan daha yüksek torklar uyguladığını ($P < .05$) ve grup 3 cihazlar tarafından uygulanan torkların, 35 Ncm hedef için diğer gruplardan yaklaşık 1.5 Ncm daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Pincha ve ark.¹⁰⁶ yaptıkları çalışmada yaylanım (Nobel Biocare) ve sürtünmesel (Hi-tech) tip MTSC'leri karşılaştırmak için 2 üreticiden toplam ikişer adet klinik servislerde kullanılan örnek kullanmışlardır. Hedef tork değerleri Hi-tech için 10, 20, 30 40 Ncm, Nobel için ise 15, 25 ve 35 Ncm olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda da dikkat edildiği şekilde dijital tork ölçeri, herhangi bir hareketi önlemek için sıkıca bir masa üstüne sabitlemişlerdir. Operatör her MTSC'ye 10 kez tork kuvveti uygulamış ve değerleri kaydetmişlerdir. Çalışmamızla benzer şekilde tüm cihazlar $\pm\%10$ değer aralığında olduğunu bildirmişlerdir. Ancak çalışmamızın tersi yönünde yaylanım ve

sürtünmesel tipler arasında istatistiksel fark olmamasına rağmen ($P > 0.05$), sürtünmesel tip MTSC'lerin daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu farkın klinik şartlardan, sterilizasyon koşullarından ve operatör hatasından olabileceğini düşünmekteyiz.

Üretici firmalar MTSC'lerin sterilizasyon sürecinde belirli prosedürler önermişlerdir. Nobel öncelikle tüm bileşenlerin ayrılıp ılık akan suda temizlenip kurutulduktan sonra parçaların tekrar birleştirilip sterilizasyona girmesini önermektedir.

Medentika ve Astra Tech de benzer şekilde önce temizlik ve dezenfeksiyonun parçalar sökölüp termal dezenfektör ya da elle yapılmasının ardından parçaların birleştirilip yayın pasif konuma getirilmesini ve sterilizasyona sokulmasını önermektedir.

Straumann tüm temizlik süreçlerinde parçaların ayrı halde temizlenip sterilizasyonunun da ayrı ayrı yapılmasını önermektedir.

Mahshid ve ark.¹⁰⁷ 2013 yılında yaptıkları çalışmada yaylanım tipi tork sınırlayıcı cihazların (Nobel, Straumann) doğruluklarını sterilizasyon ve yaşlanmanın kombine etkisini göz önüne alarak değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada her üreticiden 10'ar adet olmak üzere toplam 20 adet kullanılmamış MTSC kullanmışlardır. Sterilizasyonda sökmenin cihazların doğruluklarına etkisini incelemek için her grubu kendi içerisinde 5 tanesi sökmeden (A grubu), 5 tanesi sökerek (B grubu) sterilizasyona girecek şekilde ikiye ayırmışlardır. Sterilizasyondan önce, tepe tork değerleri her cihaz için 10 kez ölçüp, her MTSC'nin çıkışını (tepe torku), üretici tarafından belirlenen önceden belirlenmiş bir hedef değerde (35 Ncm) ölçmek için bir dijital tork göstergesi (Tohnichi, Dijital tork göstergesi BTGE, 50 CN, Tokyo, Japonya) kullanmışlardır. Her sterilizasyon döngüsü sonrası bu prosedürü tekrarlamışlardır. A grubu için üretici firmaların talimatları doğrultusunda sökme ve birleştirme işlemlerini gerçekleştirmişlerdir. Hedef torka göre %10 değer aralığında olup olmadıklarını ANOVA ile değerlendirmişlerdir. Çalışmamızı destekler şekilde başlangıçta tüm cihazlar %10 değer aralığı içerisinde kalmıştır. Parçaların sökölüp yaşlanmasıyla, sökölmeden yaşlanması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını, 1000 kullanım ve 100 otoklav sonrası cihazların hepsinin %10 değer aralığında kaldığını ancak Straumann cihazlarda tepe tork ve hedef tork değerleri arasındaki farkın ($p < 0.05$) istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmamıza benzer şekilde Straumann ve Nobel MTSC'ler arasında kullanım öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

Stroosnijder ve ark.¹⁰⁸ temizlenme prosedürlerinin ve klinik kullanımın MTSC'lerin doğrulukları üzerine etkisini ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 1 tane sürtünmesel tip (Camlog), 2 tane yaylanım tipi (Thommen Medikal ve Dyna Dental) olmak üzere 3 farklı üretici kullanmışlardır. 1. Grupta sadece 100'er döngü şeklinde toplam 1000 torklama işlemi yaparken, 2. Grupta 25'er döngü şeklinde 150 termal dezenfektör işlemi uygulamışlardır. Her cihaz için siklulardan önce ve sonra üç kez 30 Ncm tork uygulaması gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızla farklı markalar kullanılmasına rağmen kullanım sayısı arttıkça benzer şekilde hedef tork ve pik tork arası değerler tüm cihazlarda açılmıştır. Ancak termal dezenfektör uygulanmasıyla birlikte elde edilen tork değerlerinde artış gösterilmiştir. Bu nedenle bu iki etkinin birbirini destekleyebileceğini ve sapmalar gözlenmesine rağmen sonuçların klinik olarak anlamsız olduğunu söylemişlerdir.

Yılmaz ve ark.¹⁰⁹ uzun süreli buhar otoklavı uygulanmasının yaylanım (Biomet 3i, Straumann, Nobel) ve sürtünmesel tip (Astra, Zimmer, Biohorizons) MTSC'ler üzerine etkilerini incelemişlerdir. Kullanılmamış ve kalibre haldeki cihazlar 10 kez bir operatör tarafından tork uygulanması işlemine tabi tutulmuş ve değerler başka bir operatör tarafından kaydedilmiştir. 100 otoklav döngüsü sonrası bu işlemi tekrarlamışlardır. Mutlak farklılıklar ve sapma yüzdesi açısından sonuçları post hoc için Tukey ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada 6 farklı üretici için MTSC'lerin (otoklavla karşılaştırıldığında yeni) durumu arasındaki çift karşılaştırmaları yapılmış ve bu teste göre, sterilizasyon işleminden sonra anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P < .05$). Ayrıca sürtünmesel tip otoklavlanmış MTSC'lerin, yaylanım tipi otoklavlanmış MTSC'lerden önemli ölçüde farklı olmadığını ($P > .05$) ve sterilizasyon öncesinde ve sonrasında bu iki tip MTSC arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir ($P > .05$). Bizim çalışmamızda ise başlangıçta yaylanım tipi ve sürtünmesel tip MTSC'ler istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. Bu farklılığın nedeninin kullanılan markaların farklı oluşundan ve operatör kaynaklı hatalardan olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca bu çalışmada çalışmamızı destekler şekilde başlangıçta tüm cihazlar hedef torktan sapma açısından %10 değer aralığında kalmıştır.

Bizim çalışmamızda hedefimiz öznellikten uzak ve operatör hatasından oluşabilecek hatalı ölçümlerin önüne geçerek, mekanik tork sınırlayıcı cihazların doğruluklarını ve doğruluklarından sapmalarının zamanlamasının değerlendirilmesidir.

Özellikle yaylanım tipi MTSC’lerde tork anahtarı üzerinde bulunan yayın esnetilmesine rehber olan değerlerin, operatör tarafından okunup tam çizgiye geldiğinde durdurulması işlemi sırasında büyük bir öznellik söz konusudur. Her ne kadar çalışmalarda operatörler kendilerini önceden kalibre etmek için torklama işlemi yapsa da uygulama sırasında görsel hatalar olabileceğini de düşünmekteyiz.

Çalışmamızda operatör sadece tarafımızca tasarlanan cihaz üzerinde bulunan ayar çubuklarını üretici firma tarafından önerilen hedef tork değerine itebilmesi için ayarlamıştır. Diğer tüm aşamalarda cihazlar sabit ve homojen bir şekilde tork uygulanması işlemine tabii tutulmuştur.

Dijital tork ölçerin hareketlerinin ve elle anahtarın üzerine baskı uygulanmasının hafif miktarda tork iletimine sebep olmaması için, tasarladığımız cihazın alt tablasına dijital tork ölçer içerisindeki yuvalara uygun pinler yerleştirilmiş ve dijital tork ölçer bu pinlere oturturulmuştur. Ayrıca dijital tork ölçerin ağırlığı göz önüne alınarak, tasarladığımız cihaz Al plakalardan yapılmıştır. Bu sayede tork uygulanması sırasında her iki cihazında operatörden bağımsız çalışabilmesi ve hareket etmemesi sağlanmıştır.

MTSC’lere uygulanan itme işlemi sırasında itmeye başlanan noktanın, anahtarla olan mesafesine göre farklı kuvvetler uygulayabileceğini düşünmekteyiz. Bu yüzden cihazın itme kolunun ilk ayarından sonra üreticinin tüm MTSC’lerinde mesafenin aynı kalması sağlanmıştır.

Çalışmamızda diğer benzer çalışmalarda olduğu gibi ortalama değerler alınsa da 2000 torklama boyunca tüm değerler yazılım sayesinde bilgisayara aktarılmıştır. Bu sayede elde edilen değerlerin tutarlılığı kontrol edilmiştir. Bazı cihazlarda anlık yükselmeler veya düşüşler görülmesine rağmen genel olarak düşüşler kullanıma bağlı olarak ± 0.2 Ncm olarak gözlenmiştir.

Dijital tork ölçer, pik tork değeri ölçümünden 2 sn sonra sıfırlanacak şekilde ayarlandı. Bu süre, her bir MTSC’nin kuvvet almadığı noktaya ne kadar sürede geri döndüğüne göre belirlendi. Her 10 ölçümde bir işleme ara verildi. Aralarda sıfırlanma işlemi iptal edildi ve MTSC’ler 0 konumundayken yani pasif haldeyken bazı torklamalar sonrasında 0.2 Ncm-0.4 Ncm değerler gösterdi. Bu değerler bize gerçekte kaybettiğimiz torku görsel olarak da göstermiş oldu. Bu sayede tasarladığımız cihazın doğru çalışıp çalışmadığının kontrolünü sağladık.

Her ne kadar özellikle yaylanım tipi cihazların operatör hatalarına yatkın olduğu düşünülse de, Steinebrunner ve ark.¹¹⁰ 2015 yılında yaptıkları çalışmada sürtünmesel tip MTSC'lerde de deneyimli operatörler tarafından uygulanan tork daha az hedef torktan sapma gösterdiğini ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmada elde edilen yüksek tork değerlerinin nedeninin MTSC'lerde oluşabilecek oksidasyon ve korozyon olabileceğini söylemişlerdir. Bu çalışma her ne kadar MTSC'ler elle yapılan uygulamalara göre daha güvenilir olsada, operatör faktörünün MTSC'lerde de etkili olduğunu göstermiştir.

Çalışmamızda MTSC'ler yaşlanma öncesi ve sonrası durumları dikkate alınarak, gruplar içi, gruplar arası ve üretici firma bazında karşılaştırılmıştır. Yaylanım ve sürtünmesel olarak ayırt etmeksizin tüm üretici firmaların ikili karşılaştırmalarına bakılmasının sebebi, diğer çalışmalarla oluşabilecek farklılıkların üretici kaynaklı olup olamayacağının değerlendirilebilmesi içindir. Çalışmamızda kullanım öncesi hedef torktan sapmalar değerlendirildiğinde Astra (sürtünmesel) ve Bilim (yaylanım) üreticileri arasında istatistiksel olarak fark çıkmaması ancak diğer 2 yaylanım tipi üreticinin Astraya göre fark göstermesi, farklı üreticilerin kullanılmasının yaylanım tipinde ve sürtünmesel tipteki cihazların doğruluklarının karşılaştırılmasında etkili olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda yaylanım tipi MTSC'ler, sürtünmesel tip MTSC'lere göre hem başlangıçta hem 200 kullanım sonunda hedef torka daha yakın değerler göstermiş ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Bu farkın nedeninin her iki tipin kullandığı mekanizmanın farkından olduğunu düşünmekteyiz.

Yaylanım tipi MTSC'lerin sağladığı tork sadece yayın elastikiyetiyle ilgili tork değerine kadar itilmesiyle sağlanırken, sürtünmesel tip MTSC'ler hem anahtarı tutan kafada hem de torkun ayarlandığı kısımda 2 farklı hareketli mekanizma kullanmaktadır. Sürtünmesel tip MTSC'lerin içerisindeki mekanizmada ilgili torka geldiğinde uç kısmının kırılmasını sağlayan top şeklinde kilitli yapı vardır. Daha fazla hareketli yapının ve yaylı sistemlerin kullanılması nedeniyle sürtünmesel tip MTSC'lerin daha fazla sapma gösterdiğini düşünülebilir.

Başlangıçta yapılan karşılaştırmalarda Astra, Medentika'ya göre anlamlı derecede daha iyi sonuçlar göstermiştir ($p < 0.05$). Ancak 2000 torklama sonrası 2 üretici firma arasında fark anlamsız bulunmuştur ($p > 0.05$). Medentika başlangıçta hedef torktan düşük sonuçlar vermesine rağmen kullanıma bağlı olarak daha az düşüş gösterdi. Bunun

düşüşün sebebinin Astra'nın başta güvenilir olmasına rağmen yaylarının ve hareketli mekanizmalarının kullanımdan daha çok etkilenmesi sonucu olduğu düşünülebilir.

Straumann ve Nobel başlangıçta ve 2000 kullanım sonrasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemesine rağmen, Bilim 2 üreticeye göre başlangıçta ve kullanım sonrasında anlamlı fark gösterdi. Başlangıçta Bilim ile Astra arasında anlamlı fark olmamasını rağmen 2000 kullanım sonrasında anlamlı fark gözlemlendi. Bilim kullanıma bağlı olarak daha tutarlı sonuçlar sergilediği için daha az mutlak yüzdesel fark gösterdi.

Bazı araştırmacılar istatistiksel farkların yanı sıra sonuçlarını hedef torka göre %10 değer aralığında değerlendirmişlerdir.^{10,11,99,100,106,107,110} Bizim çalışmamızda da kullanım öncesi ve sonrası bu kriter değerlendirilmiş ve tüm cihazlar her iki durumda da $\pm$ %10 içerisinde kalmıştır. Bazı araştırmacılar bu nedenle hepsinin güvenilir olduğunu düşüşlerin klinik olarak anlamlı olmadığını söylemişlerdir. Ancak $\pm$ %10 aralığında MTSC kaynaklı oluşan tork kaybının klinik olarak etkisini net olarak gösteren çalışma mevcut değildir.

Yaptığımız çalışmada kullanım sayısına bağlı olarak PerDev değişkenini tahmin edebilmek için kurulan modeller yardımıyla cihazların kaçınıcı kullanımda sapma miktarının önceden belirlediğimiz kritik düzey olan %10 değerinin üstüne çıktığını tahmin edersek; Astra; 2597, Bilim; 3888, Medentika; 2966, Nobel; 6348, Straumann; 5733 kullanım sonrasında %10'dan büyük sapma değerine ulaşacağı tahmin edilir.

Klinik şartlarda ön yükü belirleyen tek etkenin MTSC'nin uyguladığı tork kuvveti olmadığı bilinmektedir.⁷⁷ Yeterli ön yükün oluşturulmasında etken faktörler göz önüne alındığında ve sürtünmeyle kaybedilecek tork kuvveti düşünüldüğünde bu değerlerin etkisinin artabileceğini düşünmekteyiz.

Ayrıca çalışmamızda her bir cihaz için hedef torktan sapma açısından ilk anlamlı farkı ne zaman gösterdiği saptanmıştır. Astra 294, Medentika 260, Nobel 180, Bilimplant 578, Straumann 374 kullanım sonrası, başlangıç durumunun PerDev ortalamasından anlamlı farklılıklar göstermeye başlamıştır. Buradaki amacımız klinisyenlere kendi kullanım sıklıklarına göre ne zaman kalibrasyona göndermeleri gerektiği hakkında fikir vermektir. Nobel başlangıçta ve 2000 kullanım sonrasında hedef torktan sapma açısından iyi sonuçlar göstermesine rağmen, hedef torktan en erken sapmayı gösteren üreticidir. Bunun sebebinin yayın elastikiyetinin çabuk bozulduğu ancak bozulmanın gözüktüğü sınır değerden sonra sabit kaldığı için olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan dijital tork ölçer $\pm 0,3$ hata payı göstermektedir. Bu değerin 25-35 Ncm aralığındaki tork değerlerinde göstereceği hatanın çok düşük olacağından sınırlayıcı bir faktör olduğunu düşünmemekteyiz.

Çalışmamızın sınırları ise cihazlara dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinin uygulanmaması, kan tükürük gibi ağız içi ortamın taklit edilmemesi ve buna bağlı olarak oluşabilecek oksidasyon ve korozyonun gözlenememesi, MTSC'lerin malzeme yapısının değerlendirilmemesidir. Bundan sonraki çalışmalarda yine operatör hatasından bağımsız olarak, bu etkenlerin de kombine etkilerinin değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

Değerlendirdiğimiz ± 10 hedef torktan sapma aralığının klinik olarak güvenilir olup olmadığına dair çalışma mevcut değildir. Ayrıca cihazların üretildiği malzeme özelliklerinin incelenip elde ettiğimiz değerlerle arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda farklı tip mekanik tork sınırlayıcı cihazların yaşlanma önce ve yaşlanma sonrası hedef torktan sapmaları, birbirilerine göre doğrulukları ve hedef torktan ilk sapma gösterdikleri zaman değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1-MTSC'lerden kalibre haldeyken ilk 10 kullanım sonrası elde edilen pik tork değerleri ve hedef tork değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadı. Cihazların hepsi başlangıçta hedef tork değerine yakın değerler gösterdi.

2-Yaylanım tipi MTSC'ler sürtünmesel tiptekilere göre başlangıçta ve 2000 kullanım sonrasında daha doğru sonuçlar vermiştir. Bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

3- Başlangıçta sürtünmesel tipteki her iki üretici arasında fark olmasına rağmen 2000 kullanım sonrasında fark bulunamamıştır.

4-Başlangıçta ve 2000 kullanım sonrasında yaylanım tipindeki 3 üretici arasında Nobel ve Straumann arasında fark olmamasına rağmen her ikisi de Bilim'e göre anlamlı fark göstermiştir.

5- Astra 294, Medentika 260, Nobel 180, Bilimplant 578, Straumann 374 kullanım sonrası, başlangıç durumunun PerDev ortalamasından anlamlı farklılıklar göstermeye başlamıştır. Bu değerler kalibrasyon zamanlaması için göz önüne alınmalıdır.

6- Çalışmada kullanılan tüm mekanik tork sınırlayıcı cihazlar hedef torka göre $\pm\%10$ değer aralığında kalmıştır. Ancak bu değer klinik olarak yeterli olup olmadığı bilinmediğinden düzenli aralıklarla cihazlar kalibrasyona gönderilmelidir.

7- Çalışmamızda tasarladığımız gibi bir cihazın, tork sınırlayıcı cihazların kalibrasyonunun yapılmasında ve doğruluklarının değerlendirilmesinde kullanılmasının standardizasyonun sağlanması açısından gerekli olduğunu düşünmekteyiz.

7.KAYNAKLAR

1. Wennerberg, A. & Albrektsson, T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J. Oral Rehabil.* **38**, 286–294 (2011).
2. Guzaitis, K. L., Knoernschild, K. L. & Viana, M. A. G. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J. Prosthet. Dent.* **106**, 159–169 (2011).
3. ÜNVER, S., GÜNGÖR, M. B. & NEMLİ, S. K. Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klin. Bilim. Derg.* **6**, 1109–1118 (2012).
4. Goodacre, B. J., Goodacre, S. E. & Goodacre, C. J. Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). *Eur. J. Oral Implantol.* (2018).
5. Rajatihaghi, H., Ghanbarzadeh, J., Daneshsani, N., Sahebalam, R. & Nakhaee, M. The Accuracy of Various Torque Wrenches Used in Dental Implant Systems. *J Dent Mater Tech* **2**, 38–44 (2013).
6. Britton-Vidal, E. *et al.* Accuracy and precision of as-received implant torque wrenches. *J. Prosthet. Dent.* **112**, 811–816 (2014).
7. Jaarda, M. J., Razzoog, M. E. & Gratton, D. G. Providing optimum torque to implant prostheses: A pilot study. *Implant Dent.* (1993) doi:10.1097/00008505-199304000-00010.
8. Dellinges, M. A. & Tebrock, O. C. A Measurement of Torque Values Obtained With Hand- Held Drivers in a Simulated Clinical Setting. *J. Prosthodont.* (1993) doi:10.1111/j.1532-849X.1993.tb00411.x.
9. Vallee, M. C., Conrad, H. J., Basu, S. & Seong, W. J. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J. Prosthet. Dent.* **100**, 86–92 (2008).
10. Yilmaz, B., L’Homme-Langlois, E., Beck, F. M. & McGlumphy, E. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants after clinical service. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 378–382 (2015).
11. Erdem, M. A. *et al.* The accuracy of new and aged mechanical torque devices employed in five dental implant systems. *Biomed Res. Int.* **2017**, (2017).
12. Kocatürk U. *Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü*. (Ankara Üniversitesi Basımevi, 1997).
13. Driscoll, C. F. *et al.* The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J.*

- Prosthet. Dent.* **117**, e1–e105 (2017).
14. Abraham, C. M. Send Orders of Reprints at reprints@benthamscience.net 50 The Open Dentistry Journal. **8**, 50–55 (2014).
 15. Greenfield, E. J. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *Int. J. Oral Implantol.* (1991).
 16. Brånemark, P. I. *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.* (1977).
 17. Misch, C. E. & Kutay, O. *Dental Implant Protezler.* (Nobel Tıp Kitabevleri, 2009).
 18. Secondary, C. A., Author, C., Park, J. & Park, J. Journal of Oral Implantology 2006,228-236.pdf. (2013).
 19. Linkow LI, C. R. Theories and techniques of oral implantology. (CV Mosby Co., 1970).
 20. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P. Review article A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* (1981).
 21. Barfeie, A., Wilson, J. & Rees, J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br. Dent. J.* **218**, 1–9 (2015).
 22. Legeros, R. Z. & Craig, R. G. Strategies to affect bone remodeling: Osteointegration. *J. Bone Miner. Res.* **8**, S583–S596 (1993).
 23. Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. & Woody, R. D. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15**, 675–90 (2000).
 24. Parr, G. R., Gardner, L. K. & Toth, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent.* (1985).
 25. Ogle, O. E. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. *Dent. Clin. North Am.* **59**, 505–520 (2015).
 26. Lacefield, W. R. Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants. *Implant Dent.* (1998).
 27. Fiench, L. L. & Wilson, J. Surface-Active Biomaterials.
 28. Andreiotelli, M., Wenz, H. J. & Kohal, R. J. Are ceramic implants a viable

- alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin. Oral Implants Res.* **20**, 32–47 (2009).
29. Wataha, J. C. Materials for endosseous dental implants. *J. Oral Rehabil.* **23**, 79–90 (1996).
 30. Oliva, J., Oliva, X. & Oliva, J. D. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **25**, 336–44 (2010).
 31. Kawahara, H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int. Dent. J.* (1983).
 32. HEİMKE, G. *The aspects and modes of fixation of bone replacements.* (1990).
 33. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C. & Raghoobar, G. M. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **15**, 240–248 (2004).
 34. Misch, C. E. *Contemporary implant dentistry.* (Elsevier, 2008).
 35. Jayesh, R. S. & Dhinakarsamy, V. Osseointegration. *J. Pharm. Bioallied Sci.* **7**, S226–S229 (2015).
 36. GEÇKİLİ, Onur, BİLHAN, H. A l t çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans f r e k a n s analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi. 24–31 (2012).
 37. Beutel, B. G. *et al.* Implant design and its effects on osseointegration over time within cortical and trabecular bone. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* **104**, 1091–1097 (2016).
 38. NIH Consensus Statement 1978. Dental Implants: Benefit and Risk. in *Dental Implants: Benefit and Risk.* 1(3): 13-9 (1978).
 39. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. & Eriksson, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **1**, 11–25 (1986).
 40. Misch, C. E. *et al.* Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent.* **17**, 5–15 (2008).
 41. Topaloğlu, U., Ketani, M. A, SARUHAN, B. Kemik Doku ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Vet. Fakültesi Derg.* **10**, 62–71 (2017).
 42. Ross, M. & Pawlina, W. *Histology: A Text and Atlas, with Correlated Cell and*

Molecular Biology, 6th Edition. Histology: A Text and Atlas (2010).

43. Lekholm, U. & Zarb, G. Patient selection and preparation. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence* (1985).
44. Richter, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J. Prosthet. Dent.* (1989) doi:10.1016/0022-3913(89)90285-0.
45. Şahin, S., Çehreli, M. C. & Yalçın, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J. Dent.* **30**, 271–282 (2002).
46. Rieger, M. R., Mayberry, M. & Brose, M. O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* (1990).
47. Soykan, E. *et al.* Dental implantların biyomekanik ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları Biomechanical Aspects Of Dental mplants And Considerations Based On Finite Element Stress Analysis. *Fak. Derg* **39**, 87–95 (2013).
48. Bidez, M. W. & Misch, C. E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of oral implantology* (1992).
49. Weinberg, L. A. & Kruger, B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int. J. Prosthodont.* **8**, 421–33 (1995).
50. Brunski, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **3**, 85–97 (1988).
51. Anitua, E. & Orive, G. Short Implants in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Study With 1 to 8 Years of Follow-Up. *J. Periodontol.* **81**, 819–826 (2010).
52. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W. & Wright, R. F. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J. Prosthet. Dent.* **94**, 377–381 (2005).
53. Ivanoff, C. J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B. & Lekholm, U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants: An experimental study in rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **26**, 141–148 (1997).
54. Ivanoff, C. J., Gröndahl, K., Sennerby, L., Bergström, C. & Lekholm, U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **14**, 173–80.

55. Thoma, D. S. *et al.* Randomized controlled multicentre study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11–15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures: 5-Year data. *J. Clin. Periodontol.* **45**, 1465–1474 (2018).
56. Şen, N. & Ölçer Us, Y. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi. *Abutment Sel. Implant Support. Fixed Prosthodont. Restorations.* (2019).
57. Krennmair, G., Seemann, R., Weinländer, M., Wegscheider, W. & Piehslinger, E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **26**, 1043–50 (2011).
58. EKREN, Orhun, K. C. Dayanak-implant birleşme tipinin implant destekli sabit restorasyonların klinik başarısına etkisi konusunda bir derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.* **19**, 131–137 (2009).
59. M., S., D., K. P., N.H.G., S. & R., J. Implant abutment connection: Biomechanical perspectives. *Nitte Univ. J. Heal. Sci.* **4**, 47–53 (2014).
60. Rodrigues Neto, D. J., Cerutti-Kopplin, D., Do Valle, A. L. & Pereira, J. R. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *J. Prosthet. Dent.* **112**, 839–842 (2014).
61. Ugurel, C. S., Steiner, M., Isik-Ozkol, G., Kutay, O. & Kern, M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin. Oral Implants Res.* **26**, 137–142 (2015).
62. Çakır, T. B., Vanlıoğlu, B. & Kulak Özkan, Y. Platform switching konsepti. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.* (2015).
63. Serrano-Sánchez, P. *et al.* The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **16**, 400–405 (2011).
64. Linkevicius, T., Pros, D., Apse, P., Pros, D. & Med, H. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **101**, 143 (2009).
65. Yılmaz, H. G. & Yılmaz, S. K. Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi Dokuların Sağlığına Etkileri. *EÜ Diş Hek. Derg.* **32**, 69–75 (2011).
66. Kim, E. S. & Shin, S. Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J. Adv. Prosthodont.* **5**, 21–28 (2013).

67. Priest, G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **63**, 22–32 (2005).
68. Öztürk, Ö. KİŞİYE Özel Dentalİmplant Abutmentlari Custom-Made Dental Implant Abutments. 73–79 (2015).
69. Lee, A., Okayasu, K. & Wang, H. L. Screw- versus cement-retained implant restorations: Current concepts. *Implant Dent.* **19**, 8–15 (2010).
70. Büttel, A. E., Bühler, N. M. & Marinello, C. P. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* (2009).
71. Zarb, G. A. & Schmitt, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J. Prosthet. Dent.* **64**, 185–194 (1990).
72. August, M. Complications in oral and maxillofacial surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* (2003).
73. Jung, R. E., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M. & Thoma, D. S. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin. Oral Implants Res.* **23**, 2–21 (2012).
74. Schwarz, M. S. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implants Res.* 11 Suppl1, 156–158 (2000).
75. Hanif, A., Qureshi, S., Sheikh, Z. & Rashid, H. Complications in implant dentistry. *European Journal of Dentistry* (2017).
76. Cantwell, A. & Hobkirk, J. A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **19**, 124–32 (2004).
77. Gratton, D. G., Aquilino, S. A. & Stanford, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J. Prosthet. Dent.* (2001).
78. Kano, S. C., Binon, P., Bonfante, G. & Curtis, D. A. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J. Prosthodont.* **15**, 77–81 (2006).
79. Collins, J. A. & Dooner, D. B. Mechanical Design of Machine Elements and Machines: A Failure Prevention Perspective. *J. Mech. Des.* (2003).
80. Bhandari, V. B. *Design of machine elements*. (New Delhi: Tata McGraw-Hill, 2007).

81. Pardal-Pardal-Peláez, B., Sanz-Alonso, J., González-Serrano, J. & Montero-Martín, J. Strategies to reduce torque loss of abutment screws. *J. Oral Res. Rev.* (2018).
82. Bulaqi, H. A., Barzegar, A., Paknejad, M. & Safari, H. Assessment of preload, remaining torque, and removal torque in abutment screws under different frictional conditions: A finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* **121**, 548.e1-548.e7 (2019).
83. Martin, W. C., Woody, R. D., Miller, B. H. & Miller, A. W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J. Prosthet. Dent.* (2001).
84. Kanneganti, K. C., Vinnakota, D. N., Pottem, S. R. & Pulagam, M. Comparative effect of implant-Abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: An in vitro study. *J. Indian Prosthodont. Soc.* (2018) .
85. Winkler, S., Ring, K., Ring, J. D. & Boberick, K. G. Implant Screw Mechanics and the Settling Effect: An Overview. *J. Oral Implantol.* **29**, 242–245 (2003).
86. Bulaqi, H. A., Mousavi Mashhadi, M., Safari, H., Samandari, M. M. & Geramipناه, F. Dynamic nature of abutment screw retightening: Finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J. Prosthet. Dent.* **113**, 412–419 (2015).
87. Sakaguchi, R. L. & Borgersen, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **10**, 295–302 (1997).
88. Goheen, K. L., Vermilyea, S. G., Vossoughi, J. & Agar, J. R. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **9**, 149–55 (2015).
89. McCracken, M. S., Mitchell, L., Hegde, R. & Mavalli, M. D. Variability of mechanical torque-limiting devices in clinical service at a US dental school. *J. Prosthodont.* **19**, 20–24 (2010).
90. Albayrak, H., Gumus, H. O., Tursun, F., Kocaagaoglu, H. H. & Kilinc, H. I. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *J. Prosthet. Dent.* **117**, 81–86 (2017).
91. Lee, K.-Y. *et al.* Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* **46**, 133–142

(2020).

92. Kulkarni, D. P. N., Bulbule, D. N. S., Kakade, D. D. M., Mondal, D. S. S. & Bhandari, D. A. Influence of different implant abutment connection designs on abutment screw loosening in dental implant systems – a systematic review. *Int. J. Med. Biomed. Stud.* (2019).
93. Burguete, R. L., Johns, R. B., King, T. & Patterson, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J. Prosthet. Dent.* (1994).
94. Weiss, E. I., Kozak, D. & Gross, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J. Prosthet. Dent.* (2000).
95. Farina, A. P., Spazzin, A. O., Xediek Consani, R. L. & Mesquita, M. F. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J. Prosthet. Dent.* (2014).
96. Weinberg, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* (1993).
97. Hill, E. E., Phillips, S. M. & Breeding, L. C. By General Dentists Using a Hand Driver in a. 277–279.
98. Kanawati, A., Richards, M. W. & Becker, J. J. Measurement of Clinicians' ability to hand.
99. Standlee, J. P., Caputo, A. A., Chwu, M. J. & Sun, T. T. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. *INT J ORAL MAXILLOFAC Implant. Implant.* **17**, 220–224 (2002).
100. L'Homme-Langlois, E., Yilmaz, B., Chien, H. H. & McGlumphy, E. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants. *J. Prosthet. Dent.* (2015).
101. Neugebauer, J. *et al.* Comparison of Design and Torque Measurements of Various Manual Wrenches. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **30**, 526–533 (2015).
102. Goldstein, G., Ghoujal, B. & Abdullah, S. An in vitro assessment of the accuracy of new and in-use torque-limiting devices. *J. Prosthet. Dent.* 1–4 (2020).
103. Saboury, A., Sadr, S. J., Fayaz, A. & Mahshid, M. The effect of aging on the accuracy of new friction-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J. Dent. (Tehran)*. **10**, 41–50 (2013).
104. Kazemi, M., Rohanian, A., Monzavi, A. & Nazari, M. S. Evaluation of the

- accuracy and related factors of the mechanical torque-limiting device for dental implants. *J. Dent. (Tehran)*. (2013).
105. Çehreli, M. C., Akça, K. & Tönük, E. Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: A technical note. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* (2004).
 106. Pincha, S., Shetty, S. & Mithra, A. Accuracy of Implant Torque Wrenches after Clinical Service. *J. Interdiscip. Dent.* (2018).
 107. Mahshid, M., Saboury, A., Sadr, S. J., Fayyaz, A. & Kadkhodazadeh, M. The combined effect of dismantling for steam sterilization and aging on the accuracy of spring-style mechanical torque devices. *J. Periodontal Implant Sci.* **43**, 221–226 (2013).
 108. Stroosnijder, E., Gresnigt, M., Meisberger, E. & Cune, M. Loss of Accuracy of Torque Wrenches Due to Clinical Use and Cleaning Procedure: Short Communication. *Int. J. Prosthodont.* **29**, 253–255 (2016).
 109. Yilmaz, B., L’Homme-Langlois, E., Beck, F. M. & McGlumphy, E. Effect of long-term steam autoclaving on changes in torque delivery of spring- and friction-type torque wrenches. *J. Prosthet. Dent.* **115**, 718–721 (2016).
 110. Steinebrunner, L., Harder, S., Wolfart, S., Freitag-Wolf, S. & Kern, M. The Precision of Mechanical Torque Wrenches Used for Implants in Dental Offices. *Int. J. Prosthodont.* **28**, 527–530 (2015).

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	: Mesut KÖKSAL
Doğum Yeri	: Samsun
Doğum Tarihi	: 05.06.1991
Medeni Hali	: Bekar
Bildiği Yabancı Diller	: İngilizce
Katıldığı Kongreler	: 23. Uluslararası Türk Prostodonti Derneği Bilimsel Kongresi Türk Dişhekimleri Birliği 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi ITI Turkey&Azerbaijan Section Meeting 2019
Bilimsel Çalışmalar	:23. Uluslararası Türk Prostodonti Derneği Bilimsel Kongresi (Poster Sunumu); Kazanılmış defektli üst çenenin protetik rehabilitasyonu: Vaka sunumu Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (Poster Sunumu); Tam Seramik Restorasyon ile Anterior Estetiğin Sağlanması: Olgu Sunumu Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (Sözlü Sunum); Azalmış Dikey Boyut Vakalarında Okluzal Morfolojinin Dijital İş Akışıyla Yeniden Oluşturulması: Olgu Sunumu Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (Sözlü Sunum); Aşırı Madde Kayıplı Dişlerin Farklı Preperasyonlarla Tedavisi: Cad-Cam Restorasyonları Tez çalışması (2019-Halen); Farklı Sistem Tork Sınırlayıcı Cihazların Doğruluklarının Dijital Tork Ölçer ile Değerlendirilmesi
Eğitim Durumu	: Samsun Atatürk Anadolu Lisesi (2005-2009) Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2015)

	AİBÜ Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. AD (2017)
	OMÜ Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. AD (2017- Halen)
Çalıştığı Kurumlar	: AİBÜ Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. AD (2017)
	OMÜ Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. AD (2017- Halen)
E-posta	: dt.koksalmesut@gmail.com

