



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**DİJİTAL ÖLÇÜ AŞAMASINDA KULLANILAN TİTANYUM VE
PEEK TARAMA GÖVDE MATERYALLERİNİN YER
DEĞİŞTİRMeye BAĞLI HASSASİYETİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Emre DİKER

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU**

ANKARA

2021

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DİJİTAL ÖLÇÜ AŞAMASINDA KULLANILAN TİTANYUM VE
PEEK TARAMA GÖVDE MATERYALLERİNİN YER
DEĞİŞTİRMeye BAĞLI HASSASİYETİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Emre DİKER

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU**

**ANKARA
2021**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Dijital Ölçü Aşamasında Kullanılan Titanyum ve PEEK Tarama Gövde Materyallerinin Yer Değiştirmeye Bağlı Hassasiyetinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Emre DİKER

Tarih:

İmza:

KABUL ve ONAY



İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantlar	1
1.2. Dental İmplantın Tanımı	2
1.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi	2
1.2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	4
1.2.2.1. Subperiosteal İmplant	4
1.2.2.2. Transosteal İmplant	4
1.2.2.3. Endosteal İmplant	5
1.2.2.3.1. External Bağlantılı İmplantlar	5
1.2.2.3.2. İnternal Bağlantılı İmplantlar	6
1.3. İmplant Üstü Protezler	7
1.3.1. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması	7
1.3.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü	8
1.3.2.1. Geleneksel Ölçü Yöntemleri	10
1.3.2.1.1. İmplant Seviyesi Ölçü Tekniği	11
1.3.2.1.1.1. Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği	12
1.3.2.1.1.2. Açık Kaşık Ölçü Tekniği	12
1.3.2.1.2. Abutment Seviyesi Ölçü Tekniği	13
1.3.2.2. Dijital Ölçü Yöntemleri	13
1.3.2.2.1. Ağız İçi Tarayıcılar	14
1.3.2.2.2. Ağız İçi Tarama Gövdeleri (Scanbody)	17
1.3.2.2.2.1. Tarama Gövdesi Yapısı	26
1.3.2.2.2.2. Tarama Gövdesi Üretiminde Kullanılan Materyaller	27
1.3.2.2.2.2.1. PEEK (Polietereterketon) Tarama Gövdeleri	27
1.3.2.2.2.2.2. Titanyum Tarama Gövdeleri	30
1.4. İmplant Üstü Protezlerde ve Tarama Gövdelerinde Yer Değiştirme ve Tespitinde Kullanılan Yöntemler	31
1.4.1. Dijital Mikrometre ile Doğrudan Yer Değiştirmenin Ölçülmesi	32
1.4.2. STL Veriler Kullanılarak Bilgisayar Yazılımları ile Yer Değiştirmenin Ölçülmesi	33
1.4.3. Dijital Görüntü Korelasyon Sistemi (Digital Image Correlation) Sistemi	33
1.5. Tarama Gövdelerinin Ultrasonik Temizliği ve Sterilizasyonu	35
1.5.1. Basınçlı Buhar (Otoklav)	36
1.5.1.1. Yer çekimi (N tipi) otoklav (gravity displacement)	36
1.5.1.2. Ön vakumlu (B tipi ve S tipi) otoklav (prevacuum)	37
1.5.1.3. Flash (Hızlı) Otoklav	38

1.6. Tarama Gövdelerinde Tork Kuvvetinin Uygulanması	38
2. GEREÇ VE YÖNTEM	40
2.1. Araştırmada Kullanılan Gereçler, Materyaller ve Cihazlar	40
2.2. Çalışmada Kullanılan Gruplar	40
2.3. Çalışmada Kullanılan Yöntem	42
2.3.1. Tarama Gövdesi Üretici Firmasının Temizlik ve Sterilizasyon Protokolü	46
2.3.2. Sterilizasyon	46
2.4. İstatistiksel Analiz	47
3. BULGULAR	49
3.1. Meziodistal Yer Değiştirme (X eksen)	49
3.2. Vertikal Yer Değiştirme (Y eksen)	51
3.3. Bukkolingual Yer Değiştirme (Z eksen)	53
4. TARTIŞMA	56
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
ÖZET	71
SUMMARY	73
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	87

ÖNSÖZ

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, her ihtiyaç duyduğumda içtenliğiyle yanımda hissettiğim, benim için sadece tez danışmanı değil çok daha fazlası olan, yeri geldiğinde ailemin bir parçası, yol göstericim, akademik bilgisini, hayata karşı duruşunu, vizyonunu ve başarılarını, bundan sonraki hayatımda da etik değerleri ve çalışmaları ile bir hekim ve bir insan olarak her zaman örnek alacağım en büyük şansım kıymetli hocam Sayın **Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU**'na,

Akademik birikimi ve katkılarının yanı sıra insani yönüyle beni her zaman kucaklayan, eğitim gördüğüm süre boyunca değerli katkılarından dolayı tez jürimin değerli üyelerinden anabilim dalı başkanımız Sayın **Prof. Dr. Yasemin KESKİN**'e

Tez jürimin değerli üyelerinden Sayın **Prof. Dr. Şenay CANAY**'a,

Yurt dışı eğitimim boyunca ve sonrasında bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, maddi manevi her konuda beni destekleyen ve cesaretlendiren farklı akademik bakış açısı ile ufkumu fazlasıyla genişleten, vizyonunu ve başarılarını her zaman örnek alacağım, tez çalışmamdaki çok büyük desteği ile ikinci tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Burak YILMAZ**'a

İstatistik çalışmalarında bilgi ve desteğiyle yardımını esirgemeyen Sayın **Prof. Dr. Muhittin SERDAR**'a ve ne zaman ihtiyacım olsa desteğini ve yardımını hissettiğim Sayın **Doç. Dr. Şivge KURGAN**'a

Lisans ve uzmanlık eğitimim süresince bilgi paylaşımları ile akademik gelişimimde büyük katkıları olan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok kıymetli öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimi sürecim boyunca keyifli ve eğlenceli vakit geçirmemizi sağlayan değerli uzmanlarımıza ve bölüm arkadaşlarıma,

Çalışmalarındaki desteklerinin yanı sıra bizlere yaşattıkları aile ortamı sayesinde eğitimim süresince desteklerini her zaman hissettiğim Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok kıymetli personelleri başta olmak üzere **Kadriye Yeşil, Mustafa YEŞİL, Mansur CİHAN, Necla YILDIZ** ve **Gülseren SOYTEKİN'e**

Eğitimim boyunca manevi desteklerini hep yanımda hissettiğim, zorlular karşısında hep yanımda olan çok kıymetli dostlarım **Dt. Safa ÖZER, Dt. Merter GÜÇLÜ, Dt. İlçi Berk İÇMEZ, Dt. Dilara EĞER, Dt. Ali TİSKE, Dt. Utku AÇICI, Dt. Büşra MÜEZZİNOĞLU, Dt. Gözde YILDIZ, Dt. Emre SİVA, Dt. Gökhan ÇİÇEKÇİ** ve **Dt. Şeyma KARAASLAN'a**

Hayatımdaki en büyük şanslarım dayanağım, sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiğim, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, bugünlerimin mimarı kıymetli ailem; canım annem **Selma DİKER'e**, biricik kardeşlerim **Sefa, Hilal** ve **Sude DİKER'e**

Ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim, motivasyon kaynağım, çalışkanlığı ve azmiyle her zaman gurur duyduğum, bana dürüst bir insan olmayı, yaptığım işi en doğru şekilde yapmayı öğreten ve benimle her zaman gurur duyduğunu bildiğim, ilk öğretmenim kıymetli babam **Ünal DİKER'e**

Tüm içtenliğimle, sevgi ve saygı ile teşekkür ederim...

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
±	Artı-eksi
≤	Küçük eşittir
° C	Santigrat Derece
°F	Fahrenheit
3B	Üç Boyutlu
Atm	Atmosfer
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
CCD	Yüklenme İliştirilmiş Araç (Charge Coupled Device)
DIC	Dijital Görüntü Korelasyonu (Digital Image Correlation)
GPa	Gigapaskal
IOS	Ağız İçi Tarayıcı (Intraoral Scanner)
IQR	Çeyrekler Arası Aralık (İnterquartile Range)
ISB	Ağız İçi Tarama Gövdesi
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilâtı (International Organization for Standardization)
kHz	Kilohertz
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
Ncm	Newton Santimetre
P	PEEK Grubu
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
PEEKK	Polietereterketonketon
PEKK	Polieterketonketon
PMMA	Polimetilmetakrilat

STL	Standart Mozaikleme Dili (Standard Tessellation Language)
T	Titanyum Grubu
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşıımı
TiO ₂	Titanyum Dioksit
x	X Eksenı (Meziodistal)
y	Y Eksenı (Vetikal)
z	Z Eksenı (Bukkolingual)
µm	Mikrometre



ŞEKİLLER

Şekil 1.1. A) External bağlantı, B) İnternal bağlantı, C) Mors Konik bağlantı	7
Şekil 1.2. Ağız içi tarayıcı.	15
Şekil 1.3. Çeşitli tasarımlarda, farklı üreticilere ait tarama gövdeleri.	19
Şekil 1.4. Tarama gövdesinin bileşenleri.	26
Şekil 1.5. PEEK tarama gövdesi ve tasarımı (Zimmer Biomet).	29
Şekil 1.6. Titanyum tarama gövdesi ve tasarımı (Medentika).	31
Şekil 1.7. DIC sistemi ve kamera sisteminin görünümü	34
Şekil 1.8. DIC sisteminde, referans ve deforme görüntüde alt kümelerin eşlenmesi	35
Şekil 2.1. İmplantların yerleştirildiği polimer kılıf	43
Şekil 2.2. İmplant-tarama gövdesi birleşiminin, polimer kılıflar kullanılarak kameraların bulunduğu masaya tutturulmuş görüntüsü.	43
Şekil 2.3. Chatillon tork ölçüm cihazı	44
Şekil 2.4. a) Titanyum tarama gövdesi, b) PEEK tarama gövdesi, c) Titanyum tarama gövdesinin implant ile birleştirilmiş görüntüsü, d) PEEK tarama gövdesinin implant ile birleştirilmiş görüntüsü	44
Şekil 2.5. Görüntü Korelasyon Sistemi (DIC) ile ölçümlerin yapılması.	45
Şekil 2.6. DIC yazılımı ile ölçümlerin yapılması ve kaydedilmesi	45
Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan S tipi sterilizasyon cihazı	47
Şekil 3.1. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin meziodistal yer değiştirmesinin dağılımı	50
Şekil 3.2. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin vertikal yer değiştirmesinin dağılımı	52
Şekil 3.3. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin bukkolingual yer değiştirmesinin dağılımı	54
Şekil 3.4. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin tüm eksenlerde ve kuvvetlerde yer değiştirmesinin dağılımı.	55

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması	8
Çizelge 3.1. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası meziodistal yer değiştirmenin karşılaştırılması	50
Çizelge 3.2. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası vertikal yer değiştirmenin karşılaştırılması	52
Çizelge 3.3. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası bukkolingual yer değiştirmenin karşılaştırılması	54



1. GİRİŞ

İnsanlar tarih boyunca kaybolan fonksiyonlarını geri kazanmak veya yerine alternatifler bulabilmek için birçok araştırma yapmışlardır. Diş hekimliğinin tarihini incelediğimizde de aynı arayış çok erken dönemlerden beri süregelmektedir.

Diş hekimleri ağızda doğal dişlerin kaybıyla sonuçlanan fonksiyon, fonetik ve estetik gibi problemleri gidermek amacıyla dental implantlardan yararlanmaktadır. Günümüzde popülaritesi oldukça yüksek olan dental implantlar sıklıkla uygulanmaktadır (Gaviria ve ark., 2014). Bu kadar yoğun kullanımının sebepleri arasında hastanın konfor seviyesini yükseltmesi, hareketli protezlerin kullanımını azaltması, eksik dişleri tek başına karşılayıp gerektiğinde doğal dişler üzerinde preparasyon yapma zorunluluğunun önüne geçerek dişleri koruması, dişsiz bölgedeki kemik rezorpsiyonunu önlemesi gibi birçok sebep sayılabilir.

Günümüzde, hızla gelişen teknolojiye paralel olarak her geçen gün daha da büyük aşamalar kaydeden diş hekimliği gerek malzeme gerekse yöntemler açısından büyük ilerlemeler sağlamıştır. Bu ilerlemelerden biri olan implant ve implant üstü protezler, klasik protetik rehabilitasyondan çok daha farklı, çok daha estetik, çok daha fonksiyonel ve tatmin edici sonuçlar ortaya koyabilmektedir. İmplant üstü protezler her aşamasında hem hasta hem de hekim tarafından büyük bir titizlik ve özveri gerektiren uygulamalardır. Çok yönlü düşünme, planlama, bilgi ve doğru uygulama gerektiren bu tedavi şekli sıklıkla başvurulanan tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir.

1.1. Dental İmplantlar

Yaklaşık 50 yıl önce, eksik diş unsurlarının yerini almak üzere kemiğe entegre edilmiş ilk implantların kullanımı, diş rehabilitasyon tekniklerinde büyük bir evrimi temsil etmiştir (Brånemark ve ark., 1969). Günümüzde implant tedavileri, diş

hekimliğine rutin bir tedavi yöntemi olarak girmiştir. Yıllar geçtikçe, dental implantların klinik performansını iyileştirmek için birçok çözüm önerilmiştir (Smeets ve ark., 2016). İmplant şekli, implant-abutment bağlantı tipi, protetik üst yapı tasarımı zamanla çok gelişmiştir. Bilimsel literatürler, implant-protetik rehabilitasyonun, 5 yıl hayatta kalma oranının %95, 10 yıl sonra yaklaşık %89' dan daha büyük olduğunu kabul etmektedir (Pjetursson ve ark., 2004).

1.2. Dental İmplantın Tanımı

İmplant sözcüğü Latince “in: içerisine, içerisinde” ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen kelimelerin birleşimiyle meydana gelmiştir. Anlam olarak ise; bir fonksiyon sağlamak amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir (Tunalı, 2000).

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya içine implant edilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıt; sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmaktadır.

Dental implantlar diş eksikliğini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik, çene kemiği içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır (Güzel ve ark., 2006)

1.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Oral implantolojinin tarihine baktığımızda, geçen yüzyılın sonlarına ve bu yüzyılın başlarına kadar gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu dikkat çekmektedir. Dental implantlara yönelik en eski bilgi, Çin imparatorluklarının M.Ö. 3000 yıllarında altın ve gümüş iğnelerle, diş

implantasyonları ve reimplantasyonları çalışmalarıdır. Dental implantların ilk kanıtı, mandibular dişlerin yerine implant olarak kabuk parçalarını kullanmada mükemmel oldukları için yaklaşık M.S. 600 civarında Maya popülasyonuna atfedilir (Ring, 1992).

Günümüz modern implantlarına en yakın ve temel oluşturacak girişimler ise 1880’de California’da Harris ve 1886’da New York’ta Edmonds tarafından demir materyalleri denenerek yapılmıştır.

19. yy’ın sonunda 20. yy’ın başında diş hekimleri tarafından değişik materyaller denenmeye başlanmıştır. 1913’te Greenfield, Philadelphia’da Stomatoloji Akademisinde yayınladığı bir makalede platin-iridium metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantını açıklamıştır. 1938’de Strock ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Daha sonra 1940’ta ilk defa endodontik implantı geliştirmiştir. 1938’de Dahl ilk subperiostal implantı geliştirmiştir. 1953’te Sollier ve Chercheve, implantın tutuculuğunun artması için boyunun artması gerektiğini, bu nedenle kemikten olabildiğince yararlanılması gerektiğini söyleyerek tarn osseoz implantı geliştirmişlerdir. 1962’de Peron ve Andre, vida şeklinde, öncekilerden daha gelişmiş bir implant şekli ortaya atmış ve implantoloji alanında histolojik çalışmalar yapmıştır. Yerinde stabil olarak kalabilen implantların kıvrımlarında kemik oluşumundan bahsetmiş ve implantın kemik entegrasyonundan ilk defa bahsedilmiştir. 1968’de Linkow blade implantları tasarlamıştır.

Branemark ve çalışma arkadaşları 1960’larda titanyumdan yapılmış silindir tipteki implantları insanlara uygulamaya başlamıştır. Bu çalışmalar sırasında, iki aşamalı implant uygulamalarında osteointegrasyon tarifini ortaya atmışlar ve daha önce Linkow tarafından ileri sürülen implant yüzeyi ile kemik arasında periodontal ligamente benzeyen bir fibröz doku oluşmasının istenen ve beklenen bir sonuç olması fikrine karşı olarak, titanyum ile kemik arasında sıkı bir temasın oluşumunu bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir. Branemark grubunun çalışmaları, oral implantolojide yıllardan beri eksik olan ciddi, uzun süreli bilimsel, klinik araştırmaları gidermek bakımından çok önemli olmuştur.

21. yy'da yüzden fazla implant tipi piyasada satılmakta ve çoğunluğu titanyumdan yapılmış bu implantlar diş hekimleri tarafından başarıyla hastalara uygulanmaktadır. Oral implantolojinin şimdiki amacı dişi çeker çekmez implant uygulamak suretiyle çekim sonucu meydana gelen kemik erimesini önlemek ve implant yüzeyini örten maddenin kemikle çok sıkı, kuvvetli bir bağlantıyı kısa sürede yapmasını sağlayarak, protez yüklemesi için geçen zamanı en aza indirmektedir (Güzel ve ark., 2006).

1.2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Tarihsel olarak, dental implantlar tasarımlarına göre sınıflandırılmışlardır. Tasarım, implantların cerrahi olarak yerleştirilme tekniğine göre değişmektedir. Son 50 yıldır implantlar en çok subperiosteal, transosteal ve endosteal yerleşimli olarak kullanılmışlardır (Powers ve Sakaguchi, 2006)

1.2.2.1. Subperiosteal İmplant

Aşırı kemik rezorpsiyonun görüldüğü vakalarda periosteumun altında ve kemiğin üzerine uzanacak şekilde tasarlanan, fibrointegrasyon ve bazal kemik desteği ile stabilizasyonu sağlanan kafes şeklinde tasarlanmış implant türüdür (Ulusoy ve Ak, 2003). Bu implant türü sıklıkla krom-kobalt-molibden alaşımından imal edilmişlerdir. Alaşımın temel özellikleri krom tarafından sağlanırken, kobalt ve molibden, alaşımın kuvvetini ve korozyona direncini artırır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.2.2.2. Transosteal İmplant

Bu tip implantlar sadece mandibulanın ön bölgesinde kullanılabilmektedir. Kortikal kemiği üstten ve alttan geçerek mandibula içinde boylu boyunca uzanan implant sistemi şeklinde uygulanmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.2.2.3. Endosteal İmplant

Günümüzde en sık kullanılan implant çeşitidir. Maksillaya ve mandibulaya doğrudan uygulanabilir. İmplantın tümünün kemik içine yerleştirilerek fiksasyonun sağlandığı implant türüdür. Protetik dişleri taşıyan üst yapılar, mukozayı geçen destek parçanın implant gövdesine doğrudan vidalanması ile birleşir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Blade implantlar ve silindirik implantlar olmak üzere ikiye ayrılırlar. Günümüzde çoğunlukla endosteal, solid, silindirik, düz veya vida tasarımı implantlar kullanılmaktadır (Ulusoy ve Ak, 2003).

Endosteal dental implantlar, tam ark rehabilitasyonlarından tek diş eksikliklerine kadar yaygın olarak kullanılmaktadır (Lin ve ark., 2013; Mangano ve ark., 2010). Yıllar içinde, implant-protez ara yüzünün stabilitesini korumak için farklı mekanik, biyolojik ve estetik özelliklere sahip bazı implant bağlantısı geometrileri geliştirilmiştir. Temel olarak iki geometri mevcuttur: dış (external) ve iç (internal) bağlantı. (Goiato ve ark., 2015). İmplant platformunda external bağlantı genellikle dıştan bir altıgen içerirken, internal bağlantı içten altıgen, içten sekizgen ve şu anda yaygın olarak kullanılan internal konik bağlantı (Mors konik bağlantı) olarak ayrılabilir (Coppedê ve ark., 2009) (Şekil 1.1).

1.2.2.3.1. External Bağlantılı İmplantlar

Protez platformu altındaki external antirotasyonel konfigürasyon Branemark tarafından tanıtılmıştır. Başlangıçta, implantların yerleştirilmesini kolaylaştırmak için external altıgen sistemi geliştirilmiştir. External altıgen bağlantı, implant yerleştirme için rotasyonel bir tork aktarma mekanizması sağlamak üzere tasarlanmıştır. Abutment (dayanak), implantın dış yüzeyinde bulunan altı yüzeyli bir merkeze yerleşir. (Freitas- Júnior ve ark., 2013; Machado ve ark., 2013). Tersine çevrilebilirlik ve dönme önleyici mekanizma bu bağlantının bazı avantajlarındandır. Bununla birlikte, external altıgen, implant-abutment arayüzünde bir mikro aralığın varlığına izin verir. Ayrıca, bu sistem stres dağılımı için daha az

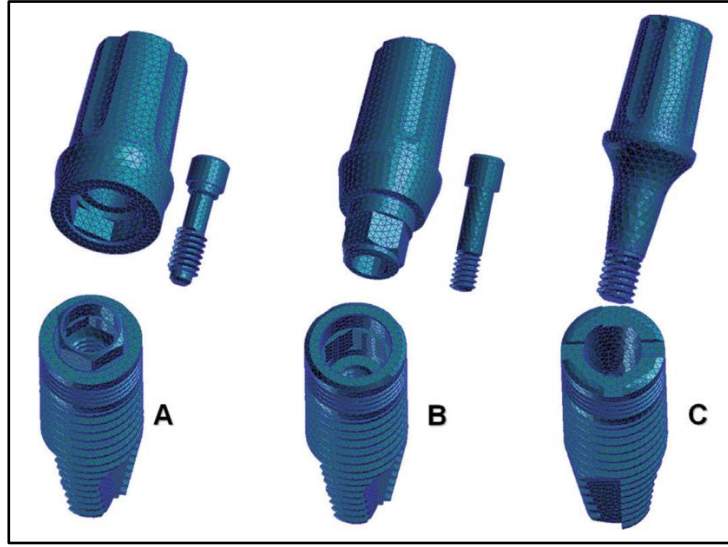
elverişlidir ve internal bağlantıya kıyasla daha düşük stabiliteye sahiptir, bu da abutment vidası üzerindeki stresi ve yükleme sırasındaki mikro hareketleri artırır (Almeida ve ark., 2013; Freitas- Júnior ve ark., 2013; Machado ve ark., 2013).

1.2.2.3.2. İnternal Bağlantılı İmplantlar

İnternal altıgen, implant-abutment temas alanını arttırmayı, böylece yüklerin dağıtılabılmesini ve ayrıca stabilite sağlamayı hedefleyerek geliştirilmiştir. İmplant, implant ve protezi birleştiren abutmentın implantın birkaç milimetre içine yerleştirilmesine izin veren bir şekle sahip olacak şekilde tasarlanır. (Coppedê ve ark., 2009; Machado ve ark., 2013; Ribeiro ve ark., 2011) .

Mors konik bağlantı tasarımında abutment, tutucu vida olmadan internal bir konik bağlantı aracılığıyla implanta birleştirilir. Bu bağlantı, abutmentın dış duvarı ile implantın iç duvarı arasındaki mekanik sürtünme nedeniyle sistemi kilitler ve abutmentın dönüşü gözlemlenmez.

İnternal altıgen bağlantı tipi, Mors konik internal bağlantı kadar implant-abutment teması sağlayamamıştır. Mors konik bağlantı, abutmentın konik geometrisi ile implantın karşılık gelen yüzeyi arasındaki bu yakın ilişki sayesinde büyük stabilite ve bakteriyel sızdırmazlık sağlar. Günümüzde en çok kullanılan bağlantı tipidir (Coppedê ve ark., 2009; Machado ve ark., 2013; Ribeiro ve ark., 2011).



Şekil 1.1. A) External bağlantı, B) İnternal bağlantı, C) Mors Konik bağlantı

1.3. İmplant Üstü Protezler

Bir implant üstü protez için gereken destek miktarı başlangıçta geleneksel diş destekli restorasyonlara benzer şekilde tasarlanmalıdır. Diş hekimi amaçlanan protezi tasarladıktan sonra, gerekli destek için implantları ve tedaviyi planlayabilir. Bu amaç doğrultusunda diş hekimi hastanın psikolojik ve anatomik ihtiyaç ve isteklerini belirlemelidir. Diş hekimi daha sonra bu hedeflere ulaşan ve mevcut sorunları ortadan kaldıran bir protez tasarlayabilir. Tam dişsiz bir vakada protetik tedavi seçenekleri sabit ya da hareketli tipte olabilir. Parsiyel dişsiz hastaların çoğu hasta tercihi ile sabit restorasyonlar kullanılarak tedavi edilebilir (Misch, 2004).

1.3.1. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant üstü protezler, Simon ve arkadaşlarının 2003 yılında yaptığı Protez Terimleri Sözlüğü'nde (Driscoll ve ark., 2017) yer alan sınıflamaya göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (Simon ve Yanase, 2003) (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

Protez Tipi	Parsiyel	Tam Ark
Hareketli	İmplant Destekli Parsiyel Hareketli Protezler	İmplant Destekli Tam Ark Hareketli Protezler
	İmplant-Doku Destekli Parsiyel Hareketli Protezler	İmplant-Doku Destekli Tam Ark Hareketli Protezler
Sabit	İmplant Üstü Parsiyel Sabit Protezler	İmplant Üstü Tam Ark Sabit Protezler

1. İmplant Üstü Sabit Protezler

- a. İmplant Üstü Parsiyel Sabit Protezler
- b. İmplant Üstü Tam Ark Sabit Protezler

2. İmplant Üstü Hareketli Protezler

a. İmplant Üstü Parsiyel Hareketli Protezler

- İmplant Destekli Parsiyel Hareketli Protezler
- İmplant-Doku Destekli Parsiyel Hareketli Protezler

b. İmplant Üstü Tam Ark Hareketli Protezler

- İmplant Destekli Tam Ark Hareketli Protezler
- İmplant-Doku Destekli Tam Ark Hareketli Protezler

1.3.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Herhangi bir protetik rehabilitasyonda başarılı bir sonuç elde etmek için doğru bir ölçü ve ana model çok önemlidir. İmplant destekli protezler için de bu geçerlidir, bu nedenle ölçü teknikleri öncelikle doğrudan geleneksel protez biliminden

uyarlanmıştır. Üretim sürecindeki önemli bir ilk adım, implant pozisyonunun ağızdan ana modele doğru bir ölçü ile doğru üç boyutlu pozisyonda elde edilmesi ve aktarılmasıdır (Wee ve ark., 1999) . Hatalı bir ölçü, hatalı bir ana model ile sonuçlanır ve bu da hastanın ağızındaki implantların üç boyutlu pozisyonuna uygun bir protez üretilmesini imkânsız kılar. Sonuçta ortaya çıkan protez uyumsuzluğu, protez ve kemik-implant-protez ara yüzündeki aşırı stres nedeniyle potansiyel biyomekanik komplikasyonlara yol açabilir (Jemt ve Book, 1996).

Osteointegre implantlar, dişlerin hareket toleransının yaklaşık onda birine sahip olduğu için, protetik altyapı uyumundaki farklılıkları telafi etmek için çok sınırlı bir kapasiteye sahiptir. Bu nedenle implant ölçüsü ve sonuçta meydana gelen ana modelin, implant destekli bir protezin başarılı bir şekilde üretilmesi için olabildiğince doğru olması önemlidir (Basaki ve ark., 2017).

Mevcut tüm geleneksel ölçü teknikleri, implant analoglarının implantların gerçek intraoral konumlarına kıyasla, ana modelde yer değiştirmesi şeklinde ortaya çıkan bir dereceye kadar hata ile sonuçlanmaktadır (Baig, 2014). İmplant ölçü doğruluğunu etkilediği görülen değişkenler, ölçü materyali seçimi, kaşık seçimi, ölçü tekniği, implant açılanmaları ve ölçü maddelerinin yapısal uyumunu içerir. Mevcut birçok çalışma implant ölçü tekniklerini değerlendirmiş ve karşılaştırmış olsa da, bugüne kadar yapılan araştırmalar, tek bir ölçü tekniğini tüm diğerlerinden üstün olarak desteklememektedir (Basaki ve ark., 2017).

İmplant destekli bir protezin pasif oturması, ölçü tekniğinin doğruluğu ve üretilen ana modelin hassasiyeti gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Papaspnyridakos ve ark., 2016). İmplant-abutment bağlantısı, protezin uzun vadeli başarısı ile doğrudan ilişkilidir. Yanlış bir bağlantı biyolojik sorunları artırabilir ve abutment veya implanttan oklüzal sorunlar ve vida kaybı gibi mekanik sorunlara neden olabilir. Bu nedenle, güvenilir bir ana model elde etmek için doğru bir ölçü son derece önemlidir (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2014).

İmplant üstü ölçülerde tam doğruluk kavramı, kesinlik ve hassasiyet (doğruluktan) oluşur (Moura ve ark., 2019). Kesinlik, tekrarlanan ölçümler arasındaki tekrarlanabilirlik derecesini temsil eder. Kesinlik arttıkça, ölçümün öngörülebilirliği artar. Doğruluk, ölçüm kontrolü ile test nesnesi arasında bir karşılaştırma ile tanımlanan nesnenin gerçek boyutlarına yakınlığı tanımlar (Ender ve Mehl, 2013; Moura ve ark., 2019).

Bir protezin yapım aşamasında, implantların konumunun hatasız transfer edilebilmesi için ana model doğruluğu; ölçü tekniğinden, implantların paralelliklerinden veya paralel olmamasından, kopinglerin doğru pozisyonda olmamasından, implant pozisyonunun derinliğinden, kullanılan ölçü malzemesinin türünden, alçının boyutsal stabilitesinden ve yeniden konumlandırılmasından etkilenir. İmplantların açılması, ölçü malzemesinin yerinden oynama olasılığını ve ardından ana modelin bozulmasını artırabilir. Ölçü prosedürünün her adımı, insan hatasından veya ölçü materyali hatasından etkilenebilir (Yuzbasioglu ve ark., 2014).

Günümüzde implant üstü restorasyonlardaki ölçü yöntemleri geleneksel ölçü yöntemleri ve dijital ölçü yöntemleri olarak iki ana başlığa ayrılmaktadır (Kalpana ve ark., 2019).

1.3.2.1. Geleneksel Ölçü Yöntemleri

İmplant protezlerinde ölçü alma, implant diş hekimliğinin günlük klinik perspektiflerinde protezin daha iyi sonuçlanması, başarısı ve dayanıklılığında öncü bir role sahiptir. İmplant diş hekimliğinde bir ölçü almanın amacı, implant analogunu veya implant abutment analogunu dental arktaki diğer ilgili yapılarla doğru bir şekilde ilişkilendirmektir. Bu, kullanılan bir ölçü tekniğinin türünden etkilenir. Uygun teknik seçimi ve manipülasyonu ile, implant destekli restorasyonların üretimi için çağdaş restoratif diş hekimi tarafından doğru ölçüler elde edilebilir. Uygun ölçü tekniği, uygun protez rekonstrüksiyonunun temellerinden biri olmaya devam

etmektedir. Bu makale, implant diş hekimliğinde kullanılan farklı ölçü tekniklerini eleştirel bir şekilde özetlemektedir (Kalamalla ve ark., 2020).

Doğal dişin yerine dental implantların kullanılması, çağdaş restoratif ve cerrahi diş hekimliğinde yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Modern diş hekimliğinde diş implantı, eksik dişlerin yerine konulmasında en hayati rolü oynar. İmplantlar, klasik tam ve bölümlü protezlere kıyasla işlevi artıran ve hastaların estetiğini geri kazandıran hareketli ve sabit protezler için mükemmel destek sağlar. Osseointegre implant ile protetik rehabilitasyonun kısmen veya tamamen dişsiz arkların tedavisinde tercih edilen terapötik çözüm olduğu ortaya çıktı. İmplant başarısı, klinik uygulamayı büyük ölçüde etkileyen ve hastayı implant destekli protezi tercih etmeye motive eden en çok arzu edilen yöndür. İmplant için ölçü alma, iyi bir protez elde etmek için önemli faktörlerden biridir. İyi bir implant ölçüsü, implantın ağız boşluğundaki üç boyutlu konumunu kaydeder. Pasif uyum ile kesin restorasyona uygun bir destek elde etmek için uzaysal implant pozisyonunun doğru bir şekilde kaydedilmesi gerektiğinden, implant destekli diş protezinin başarısı için doğru bir ölçü zorunludur (Kalpana ve ark., 2019).

İmplant üstü restorasyonlar için geleneksel temel ölçü teknikleri şunlardır:

1. İmplant seviyesi ölçü tekniği
2. Abutment seviyesi ölçü tekniği

1.3.2.1.1. İmplant Seviyesi Ölçü Tekniği

İmplant seviyesi ölçüsü, her tür restorasyonun üretilmesine izin veren evrensel bir tekniktir. Bu ölçü, bir abutmentin seçimi ve modifikasyonu için daha fazla esneklik sağlar. İmplantın ideal olarak yerleştirilmediği durumlarda önerilir. Kapalı kaşık ölçü tekniği ve açık kaşık ölçü tekniği olmak üzere iki tip ölçü tekniği vardır (Singh, 2013).

1.3.2.1.1.1. Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği

Kapalı kaşık tekniğinde, ölçü postlarının etrafındaki ölçü yırtılmadan ağızdan kolaylıkla çıkarılabilmesi için yumuşak ila orta kıvamlı (daha az sert) bir ölçü materyali kullanılmalıdır. Hastanın ağzında dişeti şekillendirici abutment (iyileşme başlığı) implanttan çıkarılır ve bir bağlantı vidası kullanılarak implant üzerine kapalı kaşık ölçü transfer abutmentı yerleştirilir. Ölçü abutmentının implant üzerine doğru ve tam oturması bir radyografi ile kontrol edilmelidir. Polieter veya ilave silikon malzeme kullanılarak bu ölçü abutmentının bir ölçüsü yapılır. Ölçüyü başarıyla kaydettikten sonra ölçü dayanağı implanttan çıkarılır ve uygun bir implant analogu ile birleştirilir. Ölçü abutmentı-analog tertibatı, ölçü transfer abutmentının ağızdakiyle aynı oryantasyonla yerleştirildiğinden emin olarak ölçüdeki karşılık gelen yere yeniden yerleştirilir. Ölçü, çalışma modelinin üretilmesi için diş laboratuvarına gönderilir. Ana model döküldükten sonra ölçü abutmentının çıkarılmasını kolaylaştırdığı ve laboratuvar teknisyenine implant abutment bağlantısı seviyesine kadar çalışma kolaylığı sağladığı için implant analogunun etrafına yumuşak doku replika materyali dökülmesi önerilir (Singh, 2013).

1.3.2.1.1.2. Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Açık kaşık tekniği, implant bölgelerine karşılık gelen deliklere sahip bir kişisel kaşık kullanılarak alınır. Bu teknik için geliştirilmiş uzun ölçü postları vardır. Şahsi kaşıktaki açılacak delikler bu postlara denk gelmelidir. Ölçü postları ölçü çıkarılırken hareket etmesin diye büzülmesiz soğuk akrilikle birbirilerine splintlenebilir. Ölçü sertleştikten sonra uzun ölçü postlarını implanta tutturan vida gevşetilerek kaşık ağızdan çıkartılır. Böylelikle ölçü postları ölçü, maddesi içerisinde hiç yer değiştirmeden, kaşıkla birlikte ağızdan çıkartılır. İmplant pozisyonunu ve oryantasyonunu kapalı tekniğe göre daha kesin ve doğru bir şekilde aktarır ve bu nedenle daha yüksek düzeyde bir doğruluk gerektiğinde izlenmelidir. Final protezin ağızda implantlara tam olarak oturtulması için yüksek düzeyde hassasiyet gerektiren dökülebilir implant bileşenleri kullanıldığında uyulması gerekir. Bu teknik, farklı

aıllarda yerleştirilen çoklu implant vakalarında da izlenmelidir, çünkü bu gibi durumlarda ağızdan çıkarıldığında kapalı kaşık tekniğı ölçüyü yırtabilir. Açık kaşık tekniğı, implantlar yumuşak dokuda çok derine oturuyorsa da yararlıdır, çünkü bu, kapalı kaşık ölçü postunun çok kısa bir kısmının kalın yumuşak dokudan dışarı çıkmasına neden olur, bu da ölçüye sıkıca oturmaz (Singh, 2013).

1.3.2.1.2. Abutment Seviyesi Ölçü Tekniğı

Abutment seviyesi ölçü tekniğı, vidalı çoklu ünitelerden tam ark eklemine implant protezi vakalarında uygulanır. Bu teknikte dişeti oluşturucular/iyileştirici abutmentler implantlardan çıkarılır ve yerine vida için abutment adı verilen uygun dayanaklar yerleştirilir. Bir tarafta bu abutment ağızda implanta vidalanır ve üstüne başka bir abutment veya protez bağlantı vidası kullanılarak sabitlenir. Böylece bu vida dayanakları implantların üzerine yerleştirildikten sonra ölçü postları bu abutmentlerin üzerine vidalanarak, kapalı veya açık teknikle abutment seviyesinde bir ölçü alınır. Ölçü başarılı bir şekilde kaydedildikten sonra ölçü postları “abutment-implant birleşik analoğu” ile birleştirilir ve ölçü her zamanki gibi dökölür. Restorasyon daha sonra çalışma modelinde abutment analogları üzerinde üretilir ve hastanın ağzına vida için abutmentler üzerine sabitlenir.

1.3.2.2. Dijital Ölçü Yöntemleri

Dijital diş teknolojileri, 1980'lerde bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sürecinin tanıtılmasından bu yana hızla gelişmiştir (Ramsey ve Ritter, 2012). Tanım olarak, CAD-CAM 3 unsurdan oluşur: bilgisayar destekli veri toplama, veri işleme/tasarım ve üretim (CAM). 2003 yılında, tek diş restorasyonlarının imalatında kullanılabilecek üç boyutlu bir dijital görüntüyü taramak ve üretmek için bu 3 öğeyi kullanmak mümkün hale gelmiştir (Moörmann, 2006). Bilgisayar destekli veri toplamanın dijital tarama sistemleri kullanılarak

ortodonti, protez ve implant diş hekimliği dahil olmak üzere diş hekimliğinin diğer alanlarında uygulanması çok hızlı bir süreçte gerçekleşmiştir.

Dijital teknolojinin gelişi, klinisyenlere geleneksel ölçü teknikleri yerine intraoral tarayıcıları kullanma seçeneği sunar. Dijital ölçülerin kullanılması, geleneksel ölçü malzemelerine duyulan ihtiyacı ortadan kaldırmakta, bu da işlem tekniğini hastalar için potansiyel olarak daha rahat hale getirmekte, aynı zamanda diğer tekniklerden gelen hataları azaltmaktadır (Schepke ve ark., 2015). Dijital ölçüler, ölçü prosedürünü basitleştirme, hasta başında çalışma süresini azaltma, klinisyen ve laboratuvar arasındaki iletişimi kolaylaştırma kapasitesine sahiptir (Lee ve ark., 2015) .

1.3.2.2.1. Ağız İçi Tarayıcılar

Ağız içi tarayıcılar, diş hekimliğinde doğrudan optik cihazlarla görüntüleri yakalamak için kullanılan araçlardır (Ting- shu ve Jian, 2015) (Şekil 1.2). Diğer üç boyutlu (3B) tarayıcılara benzer şekilde, taranacak nesneye bir ışık kaynağı (lazer veya daha yakın zamanda yapılandırılmış ışık) yansıtırlar, bu durumda hazırlanmış dişler ve implant tarama gövdeleri (scanbody) dahil olmak üzere dental arkların 3B implant konumunu aktarmak için kullanılır (Zimmermann ve ark., 2015). Görüntüleme sensörleri tarafından yakalanan dentogingival dokuların (aynı zamanda implant tarama gövdelerinin) görüntüleri, nokta bulutları oluşturan tarama yazılımı tarafından işlenir. Bu nokta bulutları daha sonra aynı yazılım tarafından üçgenlenir ve bir 3B yüzey modeli (ağ) oluşturulur. Dentogingival dokuların 3B yüzey modelleri, optik ölçü ile elde edilir ve geleneksel alçı modellerine 'sanal' alternatiftir (Martin ve ark., 2015).



Şekil 1.2. Ağız içi tarayıcı.

Prostodonti alanında CAD/CAM sürecine yardımcı olmak için ağız içi dijital ölçü tekniği kullanılmıştır. Nispeten yeni bir teknik olarak, ağız içi dijital ölçünün tekrarlanabilirliğindeki eksikliklerin çözülmesi gerekmektedir, ancak ağız içi dijital ölçülerle üretilen dental ürünler, geleneksel ölçülerle eşit doğruluk göstermiştir. Polivinil siloksan ve polieter gibi konvansiyonel ölçü malzemeleri iyi geliştirilmiş ve birçok protezde büyük doğruluk sunsa da ağız içi dijital ölçü tekniği, iş verimliliği ve malzeme tasarrufu açısından belirgin bir üstünlüğe sahiptir. Ağız içi dijital ölçü tekniğinin daha da geliştirilmesi, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına yol açacaktır (Ting- shu ve Jian, 2015).

Daha yakın zamanlarda, implant protezlerindeki en büyük gelişmelerden biri, implant protezi inşa etmek için bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) biçiminde mühendislik ilkelerinin benimsenmesi olmuştur. Bu teknoloji, ölçü alma şeklimizde devrim yaratan üç boyutlu ağız içi tarayıcıları kullanır. Dijital implant ölçü tekniği, analog ölçü alma tekniği için etkili bir alternatif olarak olanaklarını kanıtlamıştır.

Dijital ölçünün avantajları şunlardır:

1. Geliştirilmiş hasta kabulü,
2. Ölçü materyallerinde daha az bozulma,
3. Hazırlığın üç boyutlu olarak ön görselleştirilmesi
4. İmplant protez boşluğunun sanal değerlendirilmesi
5. Restoratif ara yüzün derinliği

6. Laboratuvar adımlarına geçmeden önce acil durum profili yapılandırması ve
7. Potansiyel maliyet ve zaman etkinliği (Lee ve Gallucci, 2013)

CAD/CAM sistemi için temel gereksinimler şunlardır:

1. Geometriyi tarayan ve bilgisayar tarafından işlenebilen dijital verilere dönüştüren dijital tarayıcı
2. Verileri işleyen ve bir CAD modeli oluşturan yazılım
3. CAM aracılığıyla veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi (Abduo ve Lyons, 2013)

Ağız içi tarama cihazları, bir kameraya benzer şekilde çalışan gelişmiş bir optik yüzey tarama teknolojisi kullanır, ancak sensörler, yalnızca ışıkları ve renkleri yakalamak yerine, nesneyi üç boyutlu olarak yakalamak için çeşitli yüzeylerden ışık yansıma sürelerini ölçer. Bu bilgi daha sonra nesnenin kaydedilmesine izin vermek için özel hizalama algoritmalarını kullanan üç boyutlu yazılım tarafından yakalanır. Bugün piyasada ağız içi dental tarayıcılar tarafından kullanılan yaygın tarama ilkelerinden üçü üçgenleme, aktif dalga ön örnekleme ve paralel konfokal lazer taramadır. Bu tekniklerin her biri, dişlerin ve mukozanın yüzey verilerini toplamak için bu çeşitli görüntüleme yakalama metodolojilerinin bir kombinasyonunu kullanır, böylece bilgiler kaydedilebilir ve sanal üç boyutlu model oluşturmak için bir hizalama işlemi aracılığıyla "birleştirilir" (Bolding, 2012).

Dijital ölçünün dezavantajları şunlardır:

1. Direkt görüş nedeniyle maksillada uygulanması daha kolaydır.
2. Birden fazla implant olması durumunda, abutmentların konumunu belirlemek zordur.
3. Abutmente çok yakın yerleştirildiğinde komşu dişin proksimal alanını tarayamaktadır (Wismeijer ve ark., 2014).

Dijital implant diş hekimliği, öngörülebilir sonuçlar, daha öngörülebilir maliyet ve hem hasta hem de diş ekibi için zaman tasarrufu sağlaması nedeniyle yakın gelecekte dental implant pazarında çok büyük bir etkiye sahip olacaktır. Dijital planlama ve işleme, diş implantı tedavi seçeneğini diş implantı ekibi ve hasta için çok daha az külfetli ve daha kolay sunacak, böylece dünya çapında kabul edilebilirliği ve kullanımı iyileştirecektir (Lee ve Gallucci, 2013).

1.3.2.2.2. Ağız İçi Tarama Gövdeleri (Scanbody)

İmplant destekli kronları imal etmek için CAD-CAM teknolojisinin kullanımı son on yılda popüler hale gelmiştir ve iş akışında ağız içi tarayıcı, ağız içi tarama gövdesi veya laboratuvar tarayıcı olmasına bağlı olarak laboratuvar tarama gövdesi kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (Yılmaz ve ark., 2021).

Tarama Gövdeleri, doğrudan hastanın ağızındaki implantların veya abutmentlerin üzerine yerleştirilip ve bir ağız içi tarayıcı kullanarak dijital bir ölçü almanın bir aracı olarak tasarlanmıştır. Alternatif olarak, bunlar bir modeldeki bir implant analoğu üzerine yerleştirilebilir ve bir masaüstü 3B tarayıcı kullanılarak dijital bir ölçü kaydedilebilir.

Dijital ölçünün amacı, farklı tasarım kullanan bir restoratif çözümün tasarım çalışmasına hazırlık olarak implantın veya bazen bir abutmentin doğal dişlere, diğer implantlara ve yumuşak doku konturlarına göre konumunu doğru bir şekilde dijital bir laboratuvar modeline aktarmaktır.

Operatör tercihlerine bağlı olarak tedavi sırasında farklı aşamalarda dijital ölçü alınabilir ve hem ağız içi hem de diş laboratuvarında alınabilir:

- **İlk cerrahi sırasında-** Bir aşamalı cerrahi teknikler için yani implant yerleştirilmesini takiben veya ikinci aşama cerrahide geçici bir kronun verilmesini sağlamak için,

- **İkinci aşama cerrahide-** İkinci aşama cerrahi işlemden aynı iyileşme başlığı takıldıktan sonra yumuşak doku iyileşmesini takiben final kron üretimi için,
- **Diş laboratuvarında-** Yukarıdaki aşamalardan herhangi birinde geleneksel bir ölçünün ardından elde edilen model üzerinden.

Ölçü aşaması implant diş hekimliğinde çok önemli bir adımdır. İmplant pozisyonunun yanlış transferi, sonuçta hem biyolojik hem de mekanik komplikasyonlarla sonuçlanabilecek, uygun olmayan bir proteze yol açabilir (Papaspriidakos ve ark., 2012).

CAD/CAM teknolojisinin ortaya çıkmasıyla birlikte, doğası gereği doğrudan veya dolaylı olabilen, implant destekli restorasyonların imalatında dijital bir iş akışı kullanmak artık mümkündür (Christensen, 2009). Dolaylı iş akışı, daha sonra bir optik masaüstü tarayıcı ve laboratuvar tarama gövdeleri kullanılarak laboratuvarda sayısallaştırılan geleneksel bir implant ölçüsü oluşturmayı içerir. Ancak doğrudan iş akışı, doğrudan hastanın ağzından dijital bir tarama oluşturmak için ağız içi tarama gövdelerinin ve ağız içi tarama cihazının kullanımını içerir. Doğru bir şekilde dijital ölçü alındıktan sonra, dijital bir implant analoğu, belirli implant/tarama gövdesi kitaplıklarına sahip bir dijital modele yerleştirilebilir ve restorasyonun üretilmesinde diş hekimliğine özel CAD yazılımı kullanılır. Dijital implant ölçüleri, laboratuvar aşamalarında ölçünün bozulma riskleri dahil olmak üzere geleneksel ölçülere göre avantajlar sunar; geliştirilmiş hasta konforu ve uyumu, geliştirilmiş doğruluk ve verimlilik (Christensen, 2009).

1994 yılında, bir dental implantın üç boyutlu konumunu fotogrametri kullanarak ölçmek için bir teknik ilk kez tanımlanmıştır (Lie ve Jemt, 1994). Yazarlar, bu tekniğin geleneksel yöntemlere benzer bir hassasiyet seviyesi gösterdiği ve implant pozisyonlarını intraoral olarak kaydetmek için geçerli bir seçenek olduğu sonucuna varmışlardır ve bu daha sonra doğrulanmıştır (Bergin ve ark., 2013).

2004 yılında, bitişik dişler, karşıt dişler ve çevre yumuşak dokular ile ilgili olarak implant konumu hakkında 3B bilgi sağlayan yenilikçi bir kodlanmış iyileşme başlığı (The Bellatek Encode; Biomet 3i) kullanılarak ilk dijital olarak taranabilir implant bileşenleri tanıtılmıştır.

2008 yılında, geleneksel ölçü alma prosedürlerine alternatif olarak diğer 3B görüntü elde etme teknolojilerini kullanma olasılığı önerilmiştir (Del Corso ve ark., 2009). Kısa bir süre sonra ilk taranabilir ölçü kopingleri piyasaya sürülmüş ve Straumann Group tarafından tarama cisimleri olarak adlandırılmıştır. Başlangıçta, bu tarama gövdeleri ticari olarak yalnızca tek implantlı bir sistem için mevcut olup belirli bir tarayıcı ve tarama teknolojisi (Itero, paralel konfokal mikroskopi) gerektirmekteydi. Tarayıcı teknolojisi geliştikçe ve popülerlik kazandıkça, tarama gövdelerinin tasarımları gelişmiş ve kullanımı da artmıştır. Günümüzde neredeyse tüm büyük implant üreticileri ve çok sayıda diş laboratuvarı gibi yardımcı şirketler dental implantlar için taranabilir ölçü tarama gövdeleri sunmaktadır.

Ticari ağız içi tarama gövdeleri tasarımı, malzeme, şekil, boyut, yüzey, bağlantı, yeniden kullanılabilirlik, yazılım/tarayıcı uyumluluğu ve maliyet açısından oldukça değişkendir (Stimmelmayer ve ark., 2012) (Şekil 1.3). Ağız içi tarama gövdesinin indekslenmesine ve CAD yazılımı tarafından gerçekleştirilen yüzey tanımanın iyileştirilmesine yardımcı olan, asimetrik bir şekil oluşturmak için genellikle düz bir yüzey eklenir (Mizumoto ve Yılmaz, 2018).



Şekil 1.3. Çeşitli tasarımlarda, farklı üreticilere ait tarama gövdeleri.

Temaslı ve temassız olmak üzere iki ana tarayıcı kategorisi vardır. Dış hekimliğinde kullanılan tarayıcıların çoğu temassız tiptedir ve ham verileri yakalamak için konfokal mikroskopi, üçgenleme, interferometri, dalga cephesi (wavefront) örnekleme, yapılandırılmış ışık, lazer ve video gibi çeşitli yöntemler kullanır (Logozzo ve ark., 2014). Teknolojilerdeki farklılıklar nedeniyle tarayıcı doğruluğundaki değişkenlik belgelenmiştir (Hack ve Patzelt, 2015; Patzelt ve ark., 2014). Kullanılan belirli teknolojiden bağımsız olarak, ağız içi tarayıcılar aynı anda bir nesnenin yalnızca bir kısmını yakalayabilir. Bu nedenle, elde edilen nokta bulutu veri setleri ilk olarak tarayıcı konumu tarafından belirlenen global bir koordinat sistemine kaydedilmelidir, böylece görüntü yeniden oluşturma adımlarında daha aşağı akışta birleştirilebilirler (Campbell ve Flynn, 2001). Genel olarak, tarama sırasında oluşturulan nokta bulutu yoğunluğu ne kadar fazlaysa, sanal yüzey rekonstrüksiyonu o kadar doğru olur (Persson ve ark., 2009). Bunun tersi de doğrudur, çünkü bir nokta bulutundaki eksik veri noktaları, yüzey yeniden oluşturulduğunda sorunlara neden olur ve her ikisi de ağız içi tarama gövdesinin yüzeyini implant kitaplığıyla kaydetmeye ve hizalamaya çalışırken hatalara yol açabilir.

Sayısallaştırılmış verilerin genel kalitesi öncelikle kullanılan ölçüm sistemine bağlı olmakla birlikte, nokta bulutu yoğunluğunu etkileyebilecek bir diğer önemli faktör de taranacak yüzeyin özellikleridir (Rudolph ve ark., 2002). Sayısallaştırılmış yüzey rekonstrüksiyonunun kalitesi ve müteakip ölçümler genellikle şekle bağlı olarak kabul edilir, oysa malzeme tipi elde edilen noktaların sayısını etkiler (Holst ve ark., 2012; Zhu ve ark., 2007).

Birincil yapı olarak bilinen genel şeklin sayısallaştırılması, ikincil ve üçüncül yapılarda görülen daha ince ayrıntıları oluşturmaktan daha kolaydır (Barbero ve Ureta, 2011). Donuk, pürüzsüz ve opak yüzeylerin taranması, tükürüğün yansıtıcı yüzeyler oluşturma eğiliminde olduğu ve sert ve yumuşak dokuların çeşitli dokulara sahip olduğu ağızda özellikle zorlayıcı olabilen parlak, pürüzlü veya yarı saydam yüzeylerden daha kolaydır (de Villaumbrosia ve ark., 2016; Li ve ark., 2017). Çalışmalar, derin, alttan oyulmuş, dik, keskin, açılı veya kalabalık yüzeylerin

taranmasının daha zor olduğunu ve bunun daha az doğru nokta bulutlarına yol açtığını göstermiştir (Chan ve ark., 2011; Gimenez- Gonzalez ve ark., 2017; Wismeijer ve ark., 2014). Bu nedenle, ağız içi durumlar için belirli özelliklere sahip tarama gövdeleri oluşturmak gerekli ve avantajlı olabilir. Örneğin dar bir ağız içi tarama gövdesi, sınırlı interproksimal alana sahip durumlarda daha etkili olabilir. Aynı şekilde, tam dişsizliği olan hastalarda daha kısa bir ağız içi tarama gövdesini yakalamak daha kolay olabilir.

Bir nokta bulutu oluşturmaya çalışırken tarayıcı teknolojisi ve ağız içi tarama gövdesi tasarımı arasındaki etkileşim de dikkate alınmalıdır. Tarama teknolojileri tescillidir ve üreticiler arasında farklılık gösterir, bu nedenle belirli bir ağız içi tarama gövdesi özelliği veya tasarımı ile eşleştirildiğinde belirli tarama sistemleri daha uygun ve daha doğru olabilir. Bugüne kadar bu kavramı değerlendiren çalışmalar eksiktir (Mizumoto ve Yılmaz, 2018).

Bir veri seti elde edilip ortak bir koordinat sisteminde düzenlendikten sonra, tersine mühendislik süreçleriyle görüntünün yeniden yapılandırılması başlayabilir (Campbell ve Flynn, 2001). Yüzey rekonstrüksiyonu, bir nesnenin yüzeyinden nokta bulutlarını kullanma ve bu noktaların geldiği orijinal yüzeyi yeniden birleştirme işlemidir. Bu, çeşitli nokta bulutlarını bir araya getirmekten, filtrelemekten ve tek bir sanal görüntüye dönüştürmekten sorumlu olan son derece özel yazılım algoritmaları kullanılarak yapılır; bu, 3B model elde etme olarak adlandırılan bir mühendislik sürecidir (Bernardini ve Rushmeier, 2002; Rusinkiewicz ve ark., 2002). Bu ardışık düzen içinde geometri için (aralık görüntüleri) ve ince ölçekli yüzey görünüm özellikleri için (yoğunluk görüntüleri) olarak iki temel işleme akışı vardır. Yoğunluk görüntülerinin bir parçası olarak, daha yeni tarayıcılar da nesnenin rengi için veri üretebilir ve depolayabilir. İşlemin kalitesini ve verimliliğini artırmak için iki işlem akışı arasında bilgi alışverişi yapılır ve sonunda, nesnenin tek bir kompakt sayısal açıklaması oluşturulur ve bu daha sonra yüzeyi sanal olarak yeniden yapılandırmak için kullanılır (Bernardini ve Rushmeier, 2002).

Ağız içi tarama cihazı şirketleri tarafından kullanılan algoritmalar tescilli olsa da en yaygın olarak kullanılan algoritma, iki ayrı nokta bulutunda ortak noktalar arasındaki mesafeleri hesaplayarak karşılıkları bulan ve en aza indiren bir hizalama dönüşümünü hesaplayan yinelemeli en yakın nokta algoritmasının bir şeklidir. Nokta bulutu daha sonra, taranan yüzey bir dizi düz çokgen ile temsil edildiğinden, genellikle çokgen ağ olarak adlandırılan dijital bir görüntü oluşturmak için kullanılır. Çokgen yüzeyin oluşturulması, yeniden oluşturulmuş modelin görselleştirilmesini hızlandırmak ve işleme algoritmalarının karmaşıklığını azaltmak için genellikle üçgenlere basitleştirilir (Campbell ve Flynn, 2001). Bununla birlikte, ağız içi tarayıcı (IOS) monitöründe gösterilen yeniden oluşturulmuş görüntü, alınan veri noktalarının kesin bir temsili olmadığı gibi veri kümesi hatasız da değildir. Çoğu çokgen ağ, izole edilmiş veya sarkan elemanlar, tekil kenarlar veya köşeler, delikler, boşluklar veya örtüşmeler, kesişmeler, bozulmalar, gürültü, örtüşme, topolojik gürültü veya tutarsız yönlendirme gibi hatalı alanlar içerir (Campen ve ark., 2012). Bu nedenle, işlem sonrası aşama, aşağı akıştaki dijital implant kitaplığı ile yüzey eşleştirme ve hizalamanın iyileştirilmesinde kritik bir adımdır.

Mevcut ağız içi tarayıcılar büyük miktarlarda ham, yoğun, nokta bulutu verisi üretebilse de en büyük zorluklardan biri, ağız boşluğunun taranmasıyla ilgili doğal sorunlardan kaynaklanan görüntü parazitlerini ve aykırı değerleri sınırlamaktır. Hastanın hareketi, zayıf görüş ve aydınlatma, yüksek yansıma ve sınırlı alan derinliği ve odak mesafeleri buna dahildir. Bu nedenle yazılım algoritmaları, yalnızca nokta bulutlarını doğru bir şekilde birbirine birleştirmekle kalmamalı, aynı zamanda yeniden oluşturma veya işlem sonrası adımdaki paraziti de filtreleyebilmelidir. Orijinal taranan yüzey, belirli tarama gövdelerinde görülenler gibi keskin özellikler içerdiğinde, parazit ve keskin özellikler tarama yazılımının gözünde belirsiz olabileceğinden, parazite karşı güvenilir olma gerekliliği özellikle zordur. Bu keskin ayırt edici özellikleri bulanıklığa ve parazite meyilli, belirsiz örnekleri aşırı amplifikasyona maruz bırakır (Wang ve ark., 2013).

Tarama sırasında parazit miktarını sınırlamanın bir yolu, tarayıcının belirli şekilleri aramasına izin veren önceden ayarlanmış parametreleri kullanmaktır (Ye ve

ark.,) Bu, bireyler arasındaki morfolojik değişkenlik nedeniyle dişlerde mümkün olmayabilir; ancak, ağız içi tarama gövdesi boyutlarını ve benzersiz özellikleri önceden yazılıma girmek mümkün olduğundan, ağız içi tarama gövdelerini tararken faydalı olabilir. Görüntü yeniden oluşturma sürecini iyileştirmenin bir başka yolu da tarama çözünürlüğünü artırmaktır. Daha düşük çözünürlüklerin, özellikle yüksek yüzey detayına veya yüksek eğriliklere sahip bölgelerde genel hataları artırdığı gösterilmiştir (Pinto ve ark., 2015). Ancak yüksek çözünürlükte taramanın dezavantajları vardır ve klinik diş hekimliğinde pratik olmayabilir, çünkü tarayıcı maliyetlerini artırabilir, tarama sürecini yavaşlatabilir ve önemli ölçüde daha fazla bellek kullanabilir.

Yeniden yapılandırma aşamasındaki en büyük zorluk, taranan yüzeyin yeterli benzersiz veri noktasına sahip olmadığı veya nokta bulutları arasında kaliteli referans noktaları bulunmadığında dişsiz bir hastada ortaya çıkar. Bu durumda, görüntüler düzgün bir şekilde birbirine eklenemeyebilir, bu da görüntüler birbirine dikilirken yanlış ve gürültülü ağ oluşumuna ve birleştirme hatasına neden olabilir; veya son işleme algoritması, yanlışlıkla gereksiz noktalar olarak tanımlayabileceği taramanın önemli kısımlarını kesebilir (Giménez ve ark., 2015). Bu durumda tarama doğruluğunu geliştirmek için daha basit ve daha pratik bir teknik, taramadan önce tarama gövdeleri arasındaki referans veri noktalarının sayısını, bunları birbirine ayırarak veya taranacak yüzeyleri değiştirerek artırmak olabilir (Kim ve ark., 2017).

Ağız içi tarama gövdesi yüzeyi dijital olarak yeniden oluşturulduktan sonra, genellikle standart bir mozaikleme dili (STL) dosyası biçiminde kullanılabilir bir dosya olarak dışa aktarılmalıdır. Ağız içi tarama sistemleri, kullanılabilir dijital dosyaların dışa ve içe aktarılmasındaki serbestlik derecesini ifade eden kapalı, yarı kapalı ve açık mimarilerde mevcuttur. Bu adımda klinisyene ve ortak laboratuvara daha fazla esneklik sağladığı için açık veya yarı kapalı bir sistem tercih edilebilir. Bu adımda, dışa aktarılan dosya, ağız içi tarama gövdesi yüzeyini tanımak ve eşleştirmek ve implant analogunu dijital modelde konumlandırmak için kullanılan belirli özelliklere sahip bir dental CAD yazılım programına aktarılır. Bir yüzey eşleştirme algoritmasının doğru ve verimli bir şekilde çalışması için, ağız içi tarama

gövdesi üreticisi tarafından bir implant kitaplığı şeklinde sağlanan, yüzey için uygun bir temsil şemasına ihtiyaç vardır (Yamany ve Farag, 2002). Bu bilgiyi kullanarak, CAD programı, dijital implant analogunu otomatik olarak uygun 3B konumuna konumlandıran bir yüzey eşleştirme algoritması kullanarak dosyayı hizalayabilir. Birçok şirket implant kitaplıklarını ücretsiz olarak kullanıma sunsa da bazı üreticiler bunun ve diğer alt aşamaların ilgili bir diş laboratuvarı ile yapılmasını şart koşturmaktadır.

CAD geometrisini elde edilen yüzey geometrisi ile hizalamak için en yaygın olarak kullanılan algoritma, edinilen ağız içi tarama gövdesi nokta bulutu ile implant kitaplığında depolanan ilgili referans ağız içi tarama gövdesi arasındaki global mesafeleri en aza indiren en uygun algoritmadır. Bu algoritma, yüzey hizalamanın kesinliğini belirlemek için kullanılan ortalama karekök hatasını doğal olarak en aza indirmeye çalıştığı için avantajlar sunar. 0,010 mm'nin altındaki ortalama karekök hataları mükemmel olarak değerlendirilirken, 0,050 mm'nin üzerindeki değerler zayıf uyumu gösterir (Peters ve ark., 1999). Ek olarak, diş hekimliğine özel CAD yazılım programlarının çoğunda, en iyi eşleşen yüzeyleri görsel olarak gösteren bir yüzey hizalama haritalama özelliği bulunur ve bu alanlar hizalamanın doğruluğunu artırmak için özel olarak seçilebilir. Bazı programlar, tanıma sürecini hızlandırabilecek nokta örnekleme alanını en aza indirme çabalarında 3 noktalı veya manuel şekil eşleştirme algoritması da kullanır (Rodolà ve ark., 2015).

İmplant dosyası düzgün bir şekilde hizalandığında, bir Boole çıkarma algoritması kullanılarak ağız içi tarama gövdesi (ISB) veri kümeleri kaldırılabilir (Gong ve ark., 2009). Bu adımla, ağdan belirli poligonlar kesilir, bu da dijital implant analogunun doğru şekilde konumlandırılmasını ve içe aktarılan orijinal dosyayla birleştirilmesini sağlar. Tescilli algoritmalar aykırı değerler ve diğer gürültülü verileri barındırmaya çalışsa da yüzey eşleştirme sırasında elde edilen veri setlerinin mümkün olduğunca doğru olması zorunludur. Yukarı akış süreçlerindeki küçük hatalar bile dijital iş akışı boyunca birikecek ve gerçek implant pozisyonunun dijital olarak yanlış gösterilmesine yol açacaktır (Koch ve ark., 2016).

Veriler alındıktan sonra, dosya artık dijital iş akışındaki işleme ve üretim adımlarında kullanılmaya hazırdır (Beuer ve ark., 2008). Bir ana model gerekiyorsa, örneğin porselen katman uygulaması gerektiğinde, bir STL modeli yazdırılabilir veya implant analoglarının uygun 3B oryantasyonunda manuel olarak konumlandırılması için boşluk bırakılabilir. İmplant analogu daha sonra özel kılavuz oluklar, dikey durdurucular veya diğer kama yolları kullanılarak modele yapıştırılır. Bu yöntemle implant ara yüzü/bağlantısı ile ana model oluşturmak bile mümkündür. Bununla birlikte, fiziksel bir model oluşturulduktan sonra, geleneksel bir iş akışına devam edilebilir ve final restorasyon imal edilebilir. Bu nedenle, ağız içi tarama gövdeleri kullanılırken iş akışı tamamen veya kısmen dijital olabilir.

Ağız içi tarayıcı performansı tükürük varlığı, dil ve yanak hareketi, yapışık diş eti miktarı, dişsiz kret şekli ve uzunluğu gibi hasta faktörlerinden olumsuz etkilenebilir; ağız içi tarayıcıyı engelleyen ve doğruluğunu azaltan sayı, konum ve implantlar arası mesafe gibi implant faktörleridir (Giménez ve ark., 2015; Rutkūnas ve ark., 2017). Ayrıca, bağlantı tipi, tasarım, boyutlar, malzeme, yeniden kullanılabilirlik, yüzey ve yazılım/tarayıcı uyumluluğu gibi implant tarama gövdesi özellikleri, ağız içi dijital ölçünün genel doğruluğunda rol oynayabilir (Mizumoto ve Yılmaz, 2018).

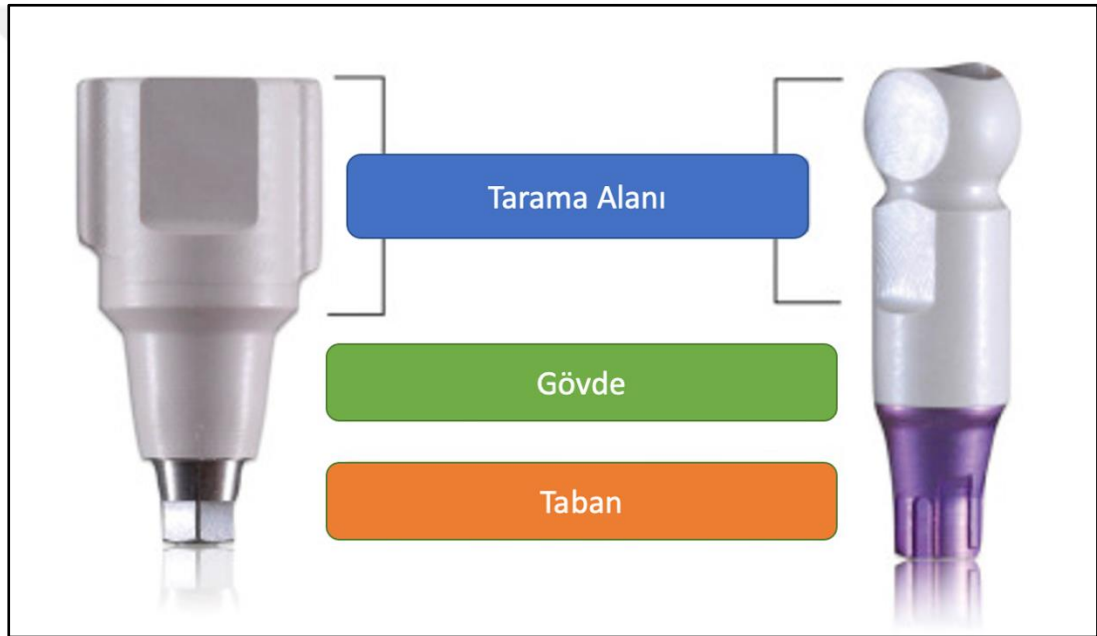
Ağız içi tarama gövdeleri, monolitik bileşenler olarak veya titanyum alaşımı, polietilenterketon (PEEK), alüminyum alaşımı ve çeşitli rezinler gibi farklı malzemelerin bir kombinasyonu ile üretilmektedir.

İmplant tarama gövdesinin hassasiyetinde;

- Yapı (Taban, gövde, tarama bölgesi)
- Materyal (PEEK, titanyum, rezin, PEEK/titanyum, alüminyum)
- Tasarım (Tek veya çift parçalı)
- Hata Payı (Fabrikasyon ve üretim doğruluğu)
- Pozisyon etkilidir (Mangano ve ark., 2017).

1.3.2.2.1. Tarama Gövdesi Yapısı

Boyut ve şekil açısından oldukça değişken olmasına rağmen, bir ağız içi tarama gövdesi genellikle 3 farklı bileşenden oluşur: tarama bölgesi olarak adlandırılan üst kısım; gövde olarak bilinen orta kısım ve taban olarak bilinen en apikal kısım (Şekil 1.4). Ağız içi tarama gövdeleri, ağız boşluğu içindeki alan kısıtlamaları nedeniyle laboratuvar tarama gövdelerinden daha küçüktür ve implanta elle sıkılmalıdır. Tarama bölgesi, bir implantın oryantasyonunu ve açılanmasını dijital olarak kaydetmek için kullanılan ana bileşendir (Mizumoto ve Yılmaz, 2018).



Şekil 1.4. Tarama gövdesinin bileşenleri.

Tarama bölgesi, ağız içi tarayıcı tarafından taranacak kısımdır, taban ise implant bağlantısına uygun şekilde oturmaktan sorumludur; şekli implant bağlantı tipine ve platform boyutuna bağlıdır. Tarama bölgesi malzemesinin yüzey özellikleri, ağız içi tarayıcı tarafından elde edilen noktaların sayısı açısından optik dijital algılamayı etkileyebilirken, üretildiği malzeme implanta vidalama sırasında oturma ve aşınma direncini etkileyebilir (Rudolph ve ark., 2002; Rutkūnas ve ark., 2017).

1.3.2.2.2.2. Tarama Gövdesi Üretiminde Kullanılan Materyaller

Tarama bölgesi, dijital taramanın doğruluğunu artırabilecek bir veya birden fazla tarama alanı içerebilir. Bu kısım genellikle gövdeyle aynı malzemeden yapılır, ancak genellikle farklı bir şekle sahiptir. Gövde, tarama bölgesinden tabana kadar uzanır ve PEEK dahil olmak üzere, titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve rezinler gibi çeşitli malzemelerden yapılmıştır. Bu malzemelerin işlenebilirliği ve üretim toleransları, tarama gövdelerinin doğruluğunda önemli bir husus olabilir.

1.3.2.2.2.2.1. PEEK (Polietereterketon) Tarama Gövdeleri

PEEK, (Polietereterketon) yüksek sıcaklık dayanımı (300 °C'yi aşan), yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan PAEK (poliarileterketon) polimer ailesinin bir üyesidir (Chen ve ark., 2016). Bu polimer ilk olarak 1978'de bir grup İngiliz bilim adamının önerileri dikkate alınarak 'ICI Advanced Materials' tarafından üretilmiş ve yine aynı şirket tarafından 'Vitrex PEEK' adı altında ticarileştirilmiştir. PEEK polimeri başlarda enjeksiyon kalıplama işleminde ve kompozit yapılarda güçlendirici olarak kullanılsa da yapılan araştırmalar bu polimerin oldukça yüksek performans özelliklerine sahip olduğunu göstermiştir. 1980'li yıllarda bu polimerin yüksek potansiyelinin fark edilmesi ile birlikte, diğer üreticiler de bu polimere rakip özelliklere sahip polimer geliştirme çalışmaları başlatmıştır (Kalaycı ve ark., 2017). Bu çalışmalar arasından DuPont tarafından geliştirilen PEKK (polieterketonketon) ve Hoechst tarafından geliştirilen PEEKK (polietereterketonketon) öne çıksa da 1990'ların sonuna gelindiğinde PEEK bu malzemeler arasından sıyrılarak önemli bir yüksek performanslı termoplastik malzeme gibi uygulama alanını zenginleştirmeyi başarmıştır (Hearle, 2001). PEEK polimeri 1993'te resmi olarak ICI Advanced Materials'dan ayrılan Victrex LTD. şirketi tarafından üretilmeye başlanmıştır.

PEEK polimerizasyondan önce fonksiyonelleştirilmiş monomer ilavesiyle veya polimerizasyondan sonra sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle modifiye edilebilir (Staniland ve ark., 1992). Buna ek olarak, PEEK doğal

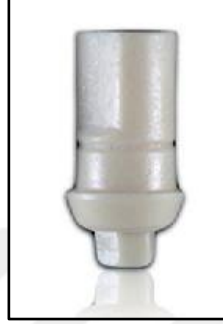
olarak radyolüsens olup bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur. PEEK'in radyoopasitesi alt yapı kaldırma veya değiştirmeye gerek kalmadan klinik hastalıkların muayene, tanı ve tedavisine olanak tanır. Bu nedenle, PEEK ortopedik, spinal ve travma implantlarında geleneksel metalik malzemelerin (titanyum ve paslanmaz çelik gibi) yerine geçebilir (Feerick ve ark., 2013; Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK ısıya dayanıklılık, solvent direnci, mükemmel elektriksel izolasyon, iyi aşınma direnci ve yüksek yorulma direnci gibi cazip mekanik özelliklerinden dolayı havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Zhou ve ark., 2014).

PEEK doğru üretildiğinde ve işlendiğinde vücut tarafından kolayca kabul edilir ve parçalanma göstermez. Yapılan araştırmalar PEEK'in insan vücudunda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılık gösterdiğini kanıtlamıştır (Sagomonyants ve ark., 2008). Lieberman ve ark., PEEK, polimetilmetakrilat (PMMA) ve kompozit reçineyi karşılaştırdığı in vitro çalışmasında, PEEK'in en düşük çözünürlük ve su emme değerlerine sahip olduğunu göstermiştir (Liebermann ve ark., 2016). PEEK'in eğilme modülü 140-170 MPa'dır. PEEK'in mekanik özellikleri buhar, gama ve etilen oksit kullanarak yapılan sterilizasyon işlemi sırasında değişmez (Skirbutis ve ark., 2017).

PEEK materyalinin en önemli özelliği, insan kemiğine yakın elastik modülünün (3-4 GPa) olmasıdır (Skinner, 1988). Titanyum ve alaşımları, kemikten önemli derecede daha yüksek bir elastik modüle sahip olmasından dolayı dokular üzerinde ciddi bir gerilim oluşturur ve başarısızlıkla sonuçlanır (Lee ve ark., 2012). Doldurucusuz PEEK yaklaşık 4 GPa elastik modülüne ve 100 MPa gerilim direncine sahiptir. Dental implant materyalleri ve özellikle üst yapılar için kullanılan PEEK'in daha yüksek elastik modüllü olması gereklidir. PEEK materyalinin elastik modülüs değeri hem kortikal kemik hemde spongiyöz kemik elastik modülüne uymak için yapısal katkı maddeleri kullanılarak ayarlanabilir.

PEEK materyalinin çeşitli malzeme ve teknikler kullanılarak modifiye edilebilmesi nedeniyle yakın gelecekte implantolojide daha fazla uygulamalarda kullanılacağı tahmin edilmektedir. PEEK materyalinden iyileşme başlıkları, geçici ve bireysel abutmentlar ve ağız içi tarama gövdeleri (Şekil 1.5) üretilebilir. Genellikle geçici restorasyonlar için kullanılırlar.



Şekil 1.5. PEEK tarama gövdesi ve tasarımı (Zimmer Biomet).

PEEK materyalinin elastik modulusunun kemik elastik modülüsüne yakın olması gelen kuvvetleri daha iyi paylaştırır ve sonuç olarak stresleri azaltarak kemik (Schwitalla ve ark., 2016) remodelasyonunu hızlandırır. Koutouzis ve ark. tarafından yürütülen randomize, kontrollü bir klinik çalışma PEEK ve titanyum abutmentların etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından anlamlı bir fark olmadığını öne sürmüşlerdir (Koutouzis ve ark., 2011). Ayrıca, PEEK abutmentların oral mikrobik flora bağlantısı titanyum, zirkonya ve polimetilmetakrilattan yapılanlara benzerdir (Hahnel ve ark., 2015). Bir başka rapor, titanyum takviyeli PEEK abutmentların geleneksel titanyum abutmentlara kıyasla daha etkili bir alternatif malzeme olabileceğini açıklamaktadır, çünkü PEEK kemik yüksekliğinin ve yumuşak doku stabilitesinin korunmasını geliştirebilir (de Val ve ark., 2016). Kemik ve PEEK yüzeyinin elastik modüllerinin yakın uyumu, stress koruyucu etkilerini artırır ve kemiğin yeniden biçimlenmesini teşvik eder. Bu nedenle PEEK materyalinin implant abutmentlarının yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabileceği kanıtlamıştır.

PEEK'in optik özellikleri (yansıma) metallerinkinden çok daha iyidir. Bu nedenle, ağız içi tarama gövdelerinin çoğu, PEEK gövde üzerinde metal taban ile iki

parçadır. Üreticiler tarafından monte edilirler. Montaj anahtarlıdır ve klinisyen tarafından demonte edilebilecek ağız içi tarama gövdesinden kaçınmak daha iyidir. PEEK'ten yapılmış tek parça ağız içi tarama gövdesi tek kullanımlık olarak kabul edilir. Diğer bir seçenek tek parça metal ağız içi tarama gövdesidir (Mangano ve ark., 2017).

1.3.2.2.2.2. Titanyum Tarama Gövdeleri

Titanyum ve alaşımları, mükemmel mekanik ve fiziksel özellikler, biyouyumluluk ve korozyon direnci sergileyerek çeşitli mühendislik (örneğin havacılık, gemi yapımı) ve tıp (örneğin ortopedi, implantoloji) alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Jun ve ark., 2014; Souza ve ark., 2012). Bununla birlikte titanyum, vücut ortamlarında bozulmasını artıran zayıf aşınma direncine sahiptir. Titanyum esas olarak TiO_2 'den oluşan bir oksit filmi oluşturur. Titanyum implantların biyouyumluluğunda önemli bir rol oynayan titanyum yüzeyini kendiliğinden kaplar (Souza ve ark., 2012). Ortopedik eklem implantlarında, vücut sıvılarına maruz kalan bileşenler arasında kayan temas vardır. Dental implantlar söz konusu olduğunda, temas eden yüzeyleri, asidik pH'ta tükürük ve gıda alımından veya diş fırçalamadan kaynaklanan sert partiküllerin varlığında kayma aşınmasına maruz kalır. Titanyum esaslı yapıların bozulması, fizyolojik ortamın aynı anda aşınması ve korozyonu ile gerçekleşebilir. Bu fenomen, dental restorasyonların, implantların ve protezlerin başarısızlıklarını önlemek için bir çok çalışmanın hedefi olmuştur (Souza ve ark., 2015).

Bir zamanlar nadir bulunan bir metal olarak kabul edilen titanyum, günümüzde endüstrideki en önemli metallerden biridir ve Bränemark'ın çalışmaları sonucunda diş hekimliğinde en yaygın kullanılan implant malzemesi haline gelmiştir. Bu element ilk olarak 1790'da Gregor tarafından İngiltere'de keşfedilmiştir. Klaproth tarafından 1795'te titanyum olarak adlandırılmış ve adını dünyanın mitolojik ilk oğulları Titanlardan almıştır. Titanyum, alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra yerkağında en bol bulunan dokuzuncu element ve dördüncü en bol bulunan

metalik elementtir (Duraccio ve ark., 2015). Günümüzde en sık kullanılan implant malzemesi titanyumdur. Brånemark'ın kapsamlı çalışmalarının bir sonucu olarak, titanyum implant diş hekimliğinde altın standart haline gelmiştir.

Titanyum tarama gövdeleri üretici firmaların uzun dönem kullanım için önerdiği ve deformitenin PEEK tarama gövdelerine oranla daha az olduğu tarama parçalarıdır. Tarama gövdeleri, bir tarayıcıda hem ağız içi hem de geleneksel kullanım için uygundur. Titanyum tarama gövdeleri, önemli ölçüde daha yüksek hassasiyet ve dayanıklılık sağlayan titanyumdan üretilmiştir. Özel bir yüzey işlemine sahip tarama gövdeleri sterilize edilebilir (Kim ve ark., 2020) (Şekil 1.6).



Şekil 1.6. Titanyum tarama gövdesi ve tasarımı (Medentika).

1.4. İmplant Üstü Protezlerde ve Tarama Gövdelerinde Yer Değiştirme ve Tespitinde Kullanılan Yöntemler

Dental implant protezlerinin ve tarama gövdelerinin, yatay (meziodistal), vertikal (insizoservikal) ve düzlem dışı (bukkolingual) aksenal hareketlerine yer değiştirme denir ve beş faktörden herhangi biri ile olur. İlk faktör, ölçü almak için ölçü koping ile bağlantılı aksenal yer değiştirmedir (Lee ve ark., 2014; Liu ve ark., 2019; Spector ve ark., 1990). İkinci faktör, implantın çalışan bir modelini üretmek için bir laboratuvar analogunu ölçü kopingine bağlarken yer değiştirmedir. Üçüncü faktör, çalışan bir implant modelinde protez üretmenin mekanik çalışması sırasında yer değiştirmedir. İlk üç faktör, el sıkma nedeniyle ve aksenal yer değiştirme, yaklaşık 10 Ncm ya da 11-38 Ncm arasında tork meydana gelir (Kanawati ve ark., 2009). Dördüncü faktör, üreticinin vida sıkma sırasında tavsiye ettiği torktaki yer

değiştirir. Beşinci faktör, ağız boşluğundaki tekrarlayan yük nedeniyle yer değiştirir (Lee ve ark., 2014; Moon ve ark., 2009). Dolayısıyla dental implant protezlerinin aksel yer değiştirmesi, sıkma torkuna, tekrarlayan yüke ve implant-abutment bağlantılarının tipine ve malzemesine bağlı olarak farklılık gösterebilir (Gilbert ve ark., 2015).

Aksel yer değiştirmeli bir abutmentte implant protezinin deneme uyarlaması, komşu dişlerle oklüzal teması büyük ölçüde etkileyebilir ve abutment vida gevşemesi meydana gelebilir (Green ve ark., 2002). Birden fazla nedene sahip aksel yer değiştirme, uygun olmayan implant protezine yol açar ve ağız fonksiyonunu olumsuz etkiler (Shim ve Yang, 2015). Bu problem nedeniyle, bir implant abutmentinin aksel yer değiştirmesini belirlemek için bir mikrometre kullanılarak doğrudan mesafe ölçülür (Lee ve ark., 2014; Moon ve ark., 2009). Alternatif olarak, yer değiştirme üç boyutlu bir dijital görüntü korelasyon tekniği kullanılarak ya da standart bir mozaikleme dili (STL) veri üzerinden bilgisayar yazılımları ile ölçülebilir (Kim ve ark., 2020; Messias ve ark., 2014; Rebeah ve ark., 2018).

1.4.1. Dijital Mikrometre ile Doğrudan Yer Değiştirmenin Ölçülmesi

Abutmentin veya tarama gövdesinin toplam uzunluğunu ölçmek için 0.01 mm birim hassasiyete sahip dijital mikrometreler kullanılmaktadır. Bağlantı parçasına basınçsız ve hafifçe bağlanan abutment pozisyonu bir referans uzunluk olarak kabul edilir ve her bir torklama eklendikten sonra her yeni abutment uzunluğu tecrübeli bir operatör tarafından ölçülür. Abutment yer değiştirme miktarı (mm), her yükleme sonrasında abutment uzunluğunun referans uzunluğundan çıkarılmasıyla elde edilir (Moon ve ark., 2009).

1.4.2. STL Veriler Kullanılarak Bilgisayar Yazılımları ile Yer Değiştirmenin Ölçülmesi

Referans modellerin, yer değiştirme işlemi öncesinde ağız içi veya laboratuvar tipi tarayıcılarla taranıp STL verileri elde edilmektedir. Torklama sonrasında ağız içi veya laboratuvar tipi tarayıcılarla tekrar tarama işlemi gerçekleştirilerek STL veriler elde edilir. Geomagic Control X (3D Systems, Rock Hill, SC, ABD) veya GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Germany) gibi bilgisayar yazılımları kullanılarak referans STL veriler ile torklama sonrası STL veriler arasındaki yer değiştirme miktarı ölçülebilir. Bu yöntemde tarama yapılan cihazların kalibrasyonu ve hassasiyeti önemlidir.

1.4.3. Dijital Görüntü Korelasyon (Digital Image Correlation) Sistemi

Dijital Görüntü Korelasyonu (DIC), bir nesnenin yüzeyinin dijital görüntülerini yakalayabilen ve daha sonra tam alan deformasyonu ve ölçümleri elde etmek için görüntü analizi gerçekleştiren temassız, optik bir yöntemdir (Şekil 1.7). DIC, malzeme yüzeylerinin görüntülerini dijital biçimde saklayan deneysel bir yöntemdir. DIC yönteminin temel prensibi, farklı yük seviyelerine göre referans görüntü ile deforme olmuş görüntüler arasında bir görüntü korelasyonu bulmaktır. Literatürde görüntülerin elde edilmesinde ve analizinde çeşitli yazılımların ve kameraların kullanıldığı bildirilmektedir (Pan ve ark., 2009). Dijital görüntü korelasyonu yöntemi, deneysel dünyanın önemli bir parçası olmuştur ve birçok dijital görüntü korelasyonu yöntemi geliştirilmiştir. Dijital görüntü korelasyon analizini, deformasyonu ölçen diğer yöntemlerden ayıran özellik kameranın kullanılmasıdır (Berfield ve ark., 2007). Dijital görüntü korelasyonu deforme olmuş yüzeylerin görüntülerini kaydetme yeteneğine sahip olmasının yanında yük altında gerilen malzemenin doğru analizini yapabilir. Elde edilen sonuçların kalitesi esas olarak iki faktöre bağlıdır: kameranın çözünürlüğü ve numunedeki leke deseninin kalitesidir (Berfield ve ark., 2007). Çalışmada Dijital görüntü korelasyon yönteminden faydalanarak en yaygın olarak kullanılan farklı birleştirmeler (minifix,

trapez, kelebek) ve malzemelerden (orta yoğunlukta lif levha, yonga levha, kaplamalı yonga levha) oluşturulmuş mobilya birleştirmelerinin deformasyon davranışları analiz edilmiştir. Aynı zamandan birleştirmelerin mekanik özellikleri belirlenmiştir.

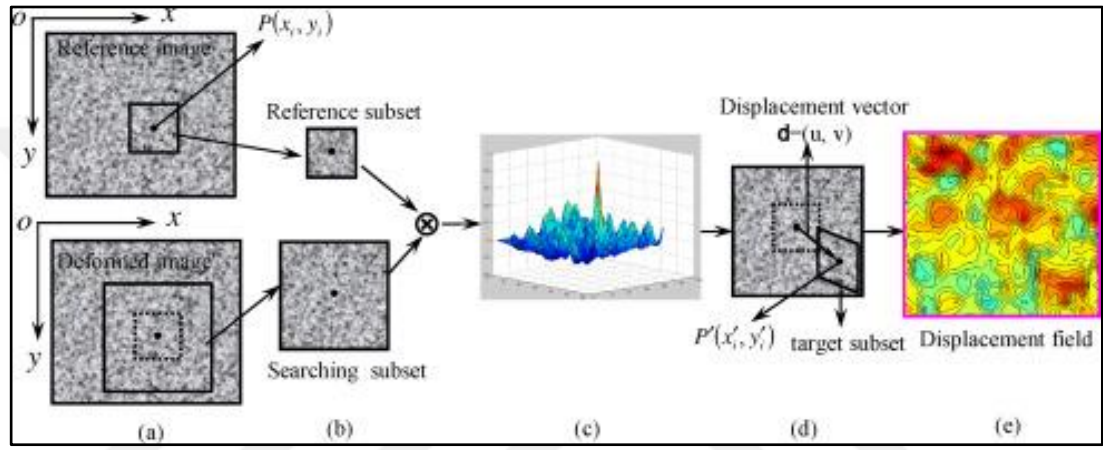


Şekil 1.7. DIC sistemi ve kamera sisteminin görünümü

Teknolojinin hızlı ilerleyişi ve optik aletlerin geliştirilmesi, endüstri alanında ve özel uygulamalarda temassız ölçüm tekniklerinin yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır. Son yıllarda geliştirilen, düşük maliyetli ve esnek bir çözüm sağlayan DIC yöntemi, otomotiv endüstrisi, malzeme testleri ve tıbbi uygulamalar gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Aydın ve ark., 2015). DIC; kullanımı kolay, basit optik içeren, titreşimden daha az etkilenen, güvenilir ve tüm malzeme sınıflarına uygulanabilir bir deformasyon ölçüm yöntemidir (Kashfuddoja ve ark., 2014). Uygun çözünürlüğe sahip olan bir kamera seti, beneklenerek hazırlanmış numune, soğuk ışık kaynağı ve analizde kullanılacak programı içeren bir bilgisayar dijital görüntü korelasyonu yönteminin düzeneğini oluşturur (Pan ve ark., 2016).

DIC analizi, rastgele benekli desenle kaplanmış numunenin deforme olmadan ve deforme olduktan sonraki iki görüntüsü arasındaki model uyuşması üzerine kuruludur. Buradaki amaç eşleşen görüntü fonksiyonlarının yakalanmasıdır. DIC'in temel ilkesi, deforme olmamış haldeki numune yüzeyi üzerinde analiz edilecek bölge içindeki küçük kareler arasında maksimum korelasyonu aramaktır. Bir dizi piksel

içeren küçük kare bölüm alt küme, altındaki iki grubun arasındaki mesafe adım aralığı olarak tanımlanır. Alt küme boyutu, yer değiştirme ölçümü için ardışık görüntüler arasında izlenen görüntünün alanını belirler. Adım aralığı ise yer değiştirmeyi tahmin etmek için alt kümenin üzerinde kaydırılması gereken piksel sayısını belirler. Araştırmacılar tarafından korelasyon kriterinin tanımında; normalleştirilmiş çapraz korelasyon, kareler toplamının farkları vb. yöntemler kullanılmıştır (Liu ve ark., 2015) (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. DIC sisteminde, referans ve deforme görüntüde alt kümelerin eşlenmesi

1.5. Tarama Gövdelerinin Ultrasonik Temizliği ve Sterilizasyonu

Ultrasonik yıkama veya mikroskobik fırçalama yöntemi suyun ses dalgaları ile belirli bir hızla çalkalanması prensibine dayanır. Daha kolay, hızlı ve standart bir temizlik sağlar. Ayrıca, sağlık personeli açısından daha güvenlidir. Uzun vadede daha ekonomik bir yıkama metodudur. Nötral Ph'a sahip bir solüsyon aletlerde oluşabilecek korozyonu önlemesi açısından tercih edilmelidir. Suyun sıcaklığı 40°C olmalıdır. Yerleştirme esnasında aletler birbirine temas etmemeli ve açık olarak yerleştirilmelidir. Durulamada kullanılacak su yine distile veya deiyonize su olmalıdır. Bu cihazların standartlara uygunluğuna ve yapımının uyarıları doğrultusunda kullanılmasına özen gösterilmelidir. Ultrasonik temizleyici ya da yıkayıcı dezenfektörlerin etkinlikleri rutin olarak kontrol edilmeli ve kayıtları da tutulmalıdır (Külekçi, 1978).

Protetik diş hekimliğinde, kontamine olmuş materyallerin laboratuvar ve klinik arasında taşınması çapraz enfeksiyon riskini arttırmaktadır. Çapraz enfeksiyonların önlenebilmesi için uygulanabilecek en iyi yöntem tüm aletlerin steril edilmesidir. Diş hekimliği pratiğinde kullanılan malzemelerin sterilizasyonu ve dezenfeksiyonu, oluşabilecek patojen mikroorganizma kontaminasyonunun kontrol altına alınmasını sağlamakta ve böylece çapraz enfeksiyon riskini ortadan kaldırmaktadır. Ancak dezenfeksiyon ve sterilizasyon sırasında kullanılan dezenfektanların protetik malzemelerin boyutsal stabilitesi ve renk gibi fiziksel özelliklerine etki etmemeleri gerekmektedir. Bu nedenle materyallerde olumsuz etki oluşturmayacak yöntemler tercih edilmelidir (Akan ve ark., 2015).

Sterilizasyon, virüsler, bakteriler, mantarlar ve sporlar olmak üzere tüm mikroorganizmaların yok edilmesidir (Acar, 2007).

1.5.1. Basınçlı Buhar (Otoklav)

Diş hekimliğinde kullanılan en yaygın sterilizasyon yöntemidir. Basınçlı buhar mikroorganizmaların RNA ve DNA'larının protein koaglasyonunu bozarak öldürür. (Acar, 2007). N, B ve S tipi olmak üzere 3 tip otoklav çeşidi vardır.

1.5.1.1. Yer ekimi (N tipi) otoklav (gravity displacement)

Bilinen klasik otoklav sistemleridir. Bu tür otoklavlarda su kaynağı bir rezervuar veya aletin bir parçası olarak buhar jeneratörü bulunmaktadır. Jeneratörden üretilen veya suyun ısınmasıyla oluşan doymuş buhar, sterilizasyon bölmesinden girerek alet veya malzemenin bulunduğu kabini doldurur. Buhar ve hava arasındaki ağırlık farkı nedeniyle, buhar kabin içerisindeki havayı iterek hava ile yer değiştirir. Yer ekimi otoklavları genellikle oyukları bulunmayan alet, malzeme veya cihazların sterilizasyonu için uygundur. Bu tip otoklavlarda sterilizasyon koşulları; 1 atm, 121°C ve 15 dakika olarak kabul edilir. Yer ekimi otoklavlarda sterilizasyonun

etkin olarak gerçekleşebilmesi alet kıvrımları arasında veya paketler içerisinde hava olmamasına bağlıdır. Hava olması durumunda buharın alet veya malzemeye geçişi engelleneceğinden etkin ısıya ulaşamaz ve sterilizasyon gerçekleşemez. Bu kapsamdaki otoklav sistemlerde, sterilizasyon sona erdiğinde ısının düşmesiyle buhar yoğunlaşarak suya dönüşür ve içerideki tüm malzeme ıslanır. Kabin duvarlarının ısıtılmasıyla suyun buharlaşması ve ıslaklığın kuruması sağlanır. Oluşan bu ıslaklık nedeniyle yer çekimi otoklavlarında steril edilen aletler bu aşamada sıcak, ıslak veya nemlidir. Bu nedenle, paslanma karşıtı ajanlar kullanılmadığında, özellikle paslanmaz çelik olmayan aletler korozyona uğrayabilir. Ayrıca otoklavdan çıkan paketler mevcut nemi absorbe edeceğinden soğuyuncaya kadar beklenmesi gerekir. Islak paketlere dokunulması, hava veya toz ile temas etmesi durumunda yeniden kontaminasyonlarına neden olabilir (Külekçi, 1978).

1.5.1.2. Ön vakumlu (B tipi ve S tipi) otoklav (prevacuum)

Buhar verilmeden önce, kabin veya yük içerisindeki havanın ön vakum ile uzaklaştırıldığı otoklav sistemleridir. Vakumla yükün içinde hiç hava kalmamış olduğundan buhar yükün her noktasına nüfuz eder. B tipi otoklavlarda, vakum sisteminde uygulanan teknik ayrıntılar nedeniyle hava kalma olasılığı %0,1'den daha azdır. S tipi otoklavlarda ise havanın uzaklaştırılma işlemi tek aşamada gerçekleştirilir ve her S tipi otoklav ön vakumlu olmayabilir. Ön vakumlu otoklavlarda, sterilizasyon döngüsünün sonunda kalan buhar, vakumla uzaklaştırılarak, kabin içerisine filtreden geçirilmiş hava verilir. Böylece steril olan alet ya da malzeme cihazdan kuru olarak çıkar. Havanın sadece buhar ile uzaklaştırılması tatmin edici bir sterilizasyon sağlamadığından, buhar verilmeden önce bir vakum ile havanın mekanik olarak alınması, sterilizasyonun güvencesini artırır (Külekçi, 1978).

1.5.1.3. Flash (Hızlı) Otoklav

B tipi ya da S tipi otoklavlarda ayrı bir çevrim seçeneği olarak bulunabileceği gibi tek başına kaset otoklav şeklinde de olabilir. Yedeği olmayan özel bir alet istenmeden kontamine edildiğinde hızlı bir şekilde paketlenmeden sterilizasyon sağlar. Son yıllarda küçük paketleri steril edebilenleri de çıkmıştır. 134°C’de 3 dakikada sterilizasyon sağlar. Paketleme gerektirmeyen az sayıda aletin sterilizasyonunda kullanılabilir. İmplantlar ve lümenli aletlerin sterilizasyonunda kullanılmamalıdır. Aletler flash otoklav içerisine açık ya da ayrılmış bir şekilde yerleştirilmelidir. Süre oldukça kısadır. Flash otoklavlar hiçbir zaman rutin sterilizasyonda kullanılmamalıdır. Sadece acil ve beklenmedik durumlarda kullanılmalıdır. Flash otoklavlar merkezi sterilizasyon ünitesinde değil operasyon odasına yakın bir yerde bulundurulmalı ve steril edilmiş malzemeler aseptik koşullarda taşınmalıdır (Külekçi, 1978).

Otoklavlarda sterilizasyon için gerekli işlem ısıları ve süreleri aşağıda verildiği gibi olmalıdır:

- 134°C’de 3-3,5 dakika (ön vakumlu otoklavlarda)
- 121°C’de 15 dakika (ön vakumlu otoklavlarda)
- 121°C’de 30-45 dakika (ön vakumsuz otoklavlarda)

1.6. Tarama Gövdelerinde Tork Kuvvetinin Uygulanması

Kanawati ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada bir el tork ile 50 katılımcı tarafından üretilen ortalama momentte 11-38 Ncm arasında değişen ortalama 24 Ncm olan büyük farklar bulmuşlardır (Kanawati ve ark., 2009). Başka bir çalışmada elle uygulanan ortalama tork yaklaşık 10 Ncm olarak bulunmuştur (Dellenges ve Tebrock, 1993). Bu nedenle, uygulanan tork miktarına bağlı olarak, ana modeldeki implant analoğu ile intraoral olarak implant arasında abutment ve

tarama gövdesi yer değiştirmesi beklenebilir. Alikhasi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elle sıkma torku 15 Ncm olarak bulunmuştur (Alikhasi ve ark., 2017).

PEEK malzeme tarama gövdesi üreticisi tarafından önerilen sıkma torku, 10 Ncm'den daha az bir tork gerektirir ve manuel olarak sıkılabilir. Kim ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 Ncm sıkma torku ile implant fiktürlerine sıkıştırılmış tarama gövdelerine, 10 Ncm ve elle sıkma kuvveti olan 15 Ncm sıkma torku uygulamayı tercih etmişlerdir (Kim ve ark., 2020).

Tez çalışmamızda amaç, dijital görüntü korelasyon sistemini kullanarak, 2 farklı malzeme tipine (PEEK ve titanyum) göre seçilen tek parça tarama gövdesinde, farklı tork değerlerinde vida sıkma sırasında ve uygulanan sterilizasyon işlemleri sonrasında vertikal, meziodistal ve bukkolingual yer değiştirmenin meydana gelip gelmediğini değerlendirmektir.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi, tarama gövdelerinin yapıldığı materyalin ve uygulanan sterilizasyon işleminin ya da sıkma tork değeri farklılıklarına göre 3B yer değiştirmede bir fark oluşturmayacağıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Ohio State Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif ve Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

2.1. Araştırmada Kullanılan Gereçler, Materyaller ve Cihazlar

- 2 adet Zimmer (Zimmer Biomet, Amerika Birleşik Devletleri) 4.3 mm çapında implant
- 2 adet Polimer kılıf (İmplant oturumu için)
- 10 adet PEEK Zimmer Tarama Gövdesi (Zimmer Biomet, Amerika Birleşik Devletleri)
- 10 adet Titanyum Medentika Tarama Gövdesi (MPS, Medentika, Straumann, Almanya)
- Dijital Görüntü Korelasyon Sistemi (DIC) ((İki adet 1624×1224 piksel çözünürlüklü kamera (GRAS-20S4) (35 mm lenslerle donatılmıştır) (Schneider-Kreuznach; Jobs. Schneider Optische Werke))
- DIC yazılımı (Vic-3D, 2009 Digital Image Correlation Version 2009.1.0, Build RC 2009.448, Correlation Solutions)
- Sterilizasyon Cihazı (Statim 5000S, Kanada)
- Ultrasonik Temizleme Cihazı (Elmasonic S 300 H, Almanya)

2.2. Çalışmada Kullanılan Gruplar

Materyalin tork üzerindeki etkisini göstermek için, 10 adet PEEK Zimmer Tarama Gövdesi (P Grubu), 10 adet titanyum Medentika Tarama Gövdesi (T Grubu) olacak şekilde gruplandırılmıştır.

Sterilizasyon aşamaları uygulanmadan önceki ölçümler 1 numaralı grup ile, sterilizasyon aşamaları uygulandıktan sonraki ölçümler 2 numaralı grup ile adlandırılmıştır.

Tork uygulamasının yer değiştirmeye etkisini göstermek için de tarama gövdesi tork değerinin 5 Ncm'den 10 Ncm kuvvete çıkması 10 ismi ile, 10 Ncm'den 15 Ncm kuvvete çıkması 15 ismi ile isimlendirilmiştir.

Çalışmamızın amacı implant üstü dijital ölçülerde kullanılan ağız içi tarama başlıklarının;

- Materyal farkına bağlı
- Uygulanan kuvvette bağlı
- Uygulanan sterilizasyon ve yüzey temizleme işlemleri sonrasında yer değişiminin ölçülmesidir.

Yer değiştirme, görüntü korelasyon sistemi ile ölçülmüştür. Uygulanan tekrarlı işlemler sonrası hassas kameralar yer değişimini ölçmektedir. Bu sistemde veriler:

- x eksen- meziodistal
- y eksen- vertikal
- z eksen- bukkolingual olarak 3 farklı koordinatta elde edilmektedir.

Verilerdeki isim kısaltmaları:

- x10-1 (x eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)
- y10-1 (y eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)
- z10-1 (z eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)
- x15-1 (x eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)
- y15-1 (y eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)
- z15-1 (z eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler öncesi ilk ölçümler)

x10-2 (x eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)
y10-2 (y eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)
z10-2 (z eksenindeki 10 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)
x15-2 (x eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)
y15-2 (y eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)
z15-2 (z eksenindeki 15 Ncm torktaki uygulanan işlemler sonrası ikinci ölçümler)

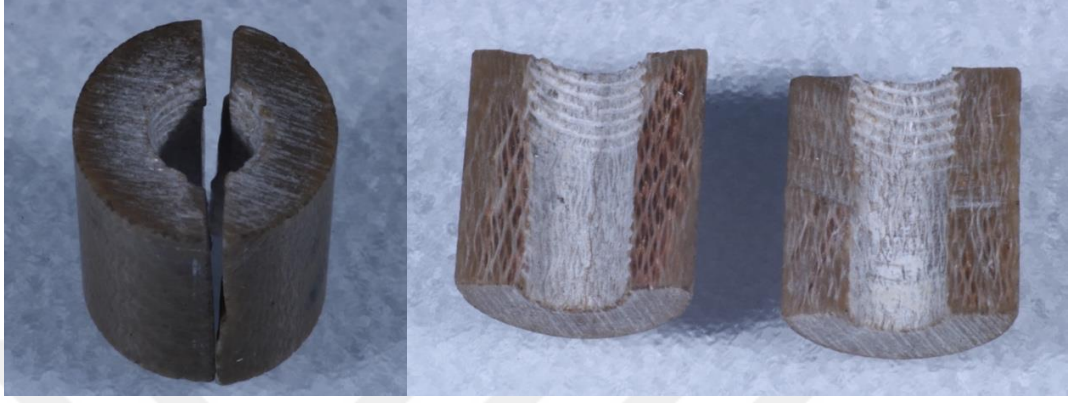
Karşılaştıracığımız veriler (tüm eksenlerde):

- Materyal tipine göre oluşabilecek farklar (P ve T) (aynı kuvvetlerde materyalin yer değiştirmeye etkisi)
- Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) ölçümleri arası tüm gruptaki fark (yüzey işlemlerinin yer değiştirmeye etkisi)
- P'nin kendi içinde ve T'nin kendi içinde tork kuvvetin yer değiştirmeye etkisi (10 Ncm ve 15 Ncm karşılaştırması)

2.3. Çalışmada Kullanılan Yöntem

Dijital Görüntü Korelasyonu tekniği yer değiştirmelerini ölçmek için kullanılmıştır. Ticari görüntü korelasyon yazılımı, başlangıç ve torklama sonrası iki tarama gövdesinin görüntülerinden veri toplamış ve analiz etmiştir. Sıkma torku nedeniyle yer değiştirmeyi değerlendirmek için implantlar, polimer kılıflar (Şekil 2.1) kullanılarak kameraların bulunduğu masaya tutturulmuştur (Şekil 2.2). Kameralar, bir masaya sabitlenmiş polimer kılıf üzerindeki numunelere yönelik özel bir sabitleyici tripod üzerine monte edilmiştir. Yüksek çözünürlüklü dijital kameralar, deney sırasında örneklerin senkronize bir stereo görüntüsünü almıştır. Her kamera, aynı 1 inç'lik kalibrasyon ızgarasının farklı görünümünde görüntülerini alarak bağımsız olarak kalibre edilmiştir. Her kalibrasyon görüntüsünü yakalama için, kalibrasyon ızgara noktalarının sensör konumunu kamera parametreleriyle ilişkilendiren bir denklem sistemi oluşturulmuştur. Bu denklemlerin çözümleri, kamera sensör koordinatlarını ortak bir dünya koordinat sistemine dönüştürmek için kameralara parametreler sağlar. Bu dünya koordinat sistemi, her iki kameradaki

görüntü konumlarını ortak bir 3B konuma ilişkilendirmek için temel sağlar. İki dijital kamera, tarama gövdesi abutmentlarına uygulanan tork değerini olarak rastgele nokta düzenindeki değişiklikleri kaydeder.



Şekil 2.1. İmplantların yerleştirildiği polimer kılıf



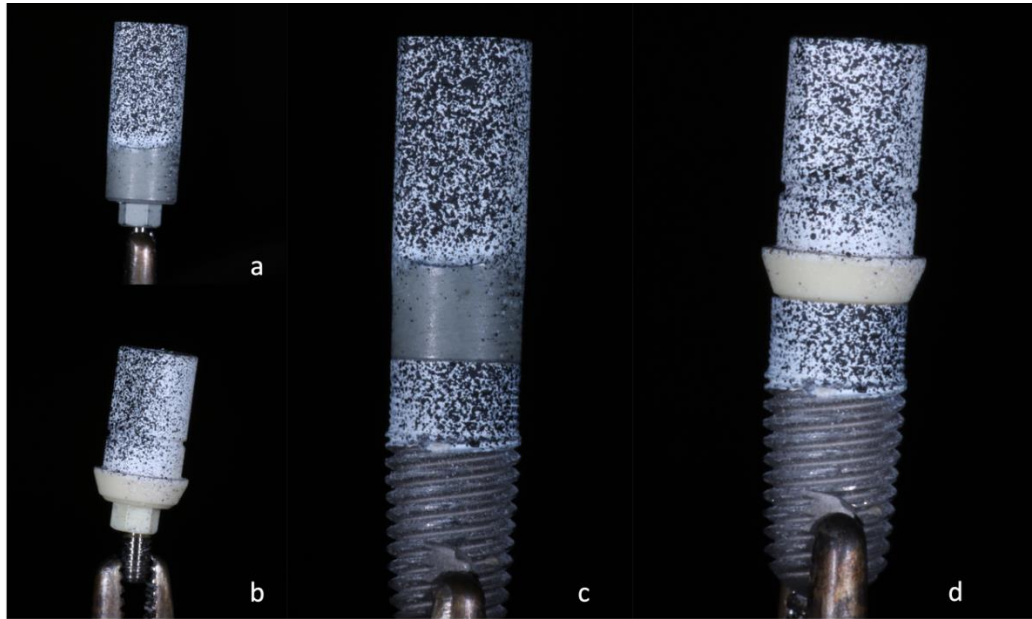
Şekil 2.2. İmplant-tarama gövdesi birleşiminin, polimer kılıflar kullanılarak kameraların bulunduğu masaya tutturulmuş görüntüsü.

Kamera sistemi kalibre edildikten sonra torklama işlemi, hedef torkun iletilmesini ve kontrol edilmesini sağlamak için torku okuyan tork ölçüm cihazı (Chatillon, Amatek Test & Calibration Instruments, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Chatillon tork ölçüm cihazı

10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdeleri (Şekil 2.4) klinik olarak 10 yıl tecrübeli aynı operatör tarafından torklanmıştır. 20 adet tarama gövdesinin torklanma sırası rastgele seçilmiştir. Tarama gövdeleri sırasıyla 5 Ncm, 10 Ncm ve 15 Ncm (elle sıkma) (Alikhasi ve ark., 2017) için torklanmıştır. Temel olarak vida anahtarı tork ölçüm cihazına bağlanmış ve tarama gövdelerindeki tork okuması gerçek zamanlı olarak yapılmış ve kaydedilmiştir.

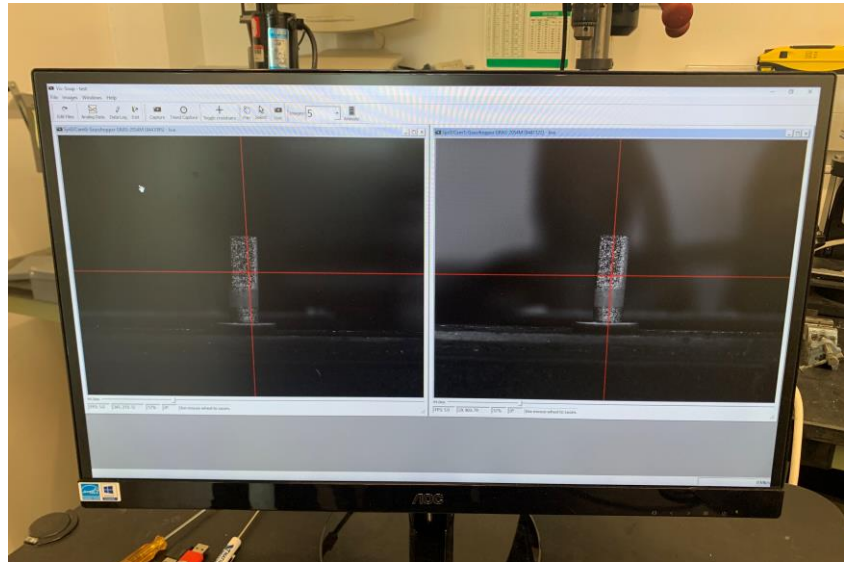


Şekil 2.4. a) Titanyum tarama gövdesi, b) PEEK tarama gövdesi, c) Titanyum tarama gövdesinin implant ile birleştirilmiş görüntüsü, d) PEEK tarama gövdesinin implant ile birleştirilmiş görüntüsü

Sterilizasyon aşamaları uygulanmadan önceki ilk ölçümler için 10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdelerine önce 5 Ncm ile torklandıktan sonra görüntü korelasyon sistemi (DIC) ile ilk ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir (Şekil 2.5) (Şekil 2.6). Ardından tork değeri 10 Ncm'e çıkarılmış ve ölçümler yapıp tekrar kaydedilmiştir. Son olarak 15 Ncm ile ölçümler tamamlanmıştır. Her tarama gövdesi iki farklı implanta yerleştirilerek ölçümler tamamlanmıştır (toplamda her grup için 20 adet veri).



Şekil 2.5. Görüntü Korelasyon Sistemi (DIC) ile ölçümlerin yapılması.



Şekil 2.6. DIC yazılımı ile ölçümlerin yapılması ve kaydedilmesi

İlk torklamalar ve ölçümler yapıldıktan sonra 10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdesine, üretici firmanın sterilizasyon protokolüne uygun olarak sterilizasyon uygulanmıştır:

2.3.1. Tarama Gövdesi Üretici Firmasının Temizlik ve Sterilizasyon Protokolü

Tarama gövdeleri üretici firmanın önerisine göre, 25 otoklav döngüsü olacak şekilde çoklu kullanıma uygundur. Bu otoklav döngüsü sayısı aşıldığında ürün doğruluğu garanti edilemez. Tarama gövdesini hastaya yerleştirmeden önce ve her kullanımdan önce tarama gövdesi temizlenmeli ve sterilize edilmelidir.

1. Ağız İçi Tarama Gövdesini 2 dakika boyunca akan soğuk musluk suyu altında durulayın.
2. Aletleri demineralize su ile 5 dakika banyoda yıkayın. Mümkünse yumuşak bir fırça ile kalıntıları temizleyin. Kaviteler bir şırınga ile yıkanmalıdır. Bu, tüm kalıntılar temizlenene kadar tekrarlanmalıdır.
3. Cihazı, 20 dakika boyunca en az 40 kHz frekansta hafif alkali bir temizleyici (%1,5) kullanarak ultrasonik banyoda temizleyin.
4. 1 dakika boyunca demineralize su ile iyice durulayın.

2.3.2. Sterilizasyon

Önerilen sterilizasyon prosedürü, 134 °C (273,2 °F) sıcaklıkta 3 dakika, minimum 4 darbe veya 134 °C (273,2 °F) sıcaklıkta 3,5 dakika boyunca tam döngülü vakumlu buhar sterilizasyonudur. Otoklavlama işleminden 5 dakika sonra ürünler kullanıma hazırdır.

Bu protokol göz önüne alınarak 10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdesine önce 20 dakika ultrasonik temizleme (Elmasonic S 300 H, Almanya), ardından 134 °C’de 3,5 dakika tam döngülü S tipi

sterilizasyon cihazında (Statim 5000S, Kanada) 25 defa sterilizasyon protokolü uygulanmıştır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan S tipi sterilizasyon cihazı

Sterilizasyon aşamaları uygulandıktan sonra ikinci ölçümler aşamasına geçilmiştir. 10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdelerine önce 5 Ncm ile torklandıktan sonra görüntü korelasyon sistemi ile ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir. Ardından tork değeri 10 Ncm'e çıkarılmış ve ölçümler yapıp tekrar kaydedilmiştir. Son olarak 15 Ncm ile ölçümler tamamlanmıştır. Her tarama gövdesi iki farklı implanta yerleştirilerek ölçümler tamamlanmıştır (toplamda her grup için 20 adet veri). Tamamlanan ölçümlerde DIC yazılımı (Vic-3D, 2009 Digital Image Correlation Version 2009.1.0, Build RC 2009.448, Correlation Solutions) kullanılmıştır ve veriler işlenmiştir.

2.4. İstatistiksel Analiz

IBM SPSS versiyon 26 kullanılmıştır. Grupların normal dağılımda olup olmadığını saptamak için Shapiro-Wilk testi uygulanmıştır ve değerlerin non-parametrik olduğu bulunmuştur. Buna göre de sonuçlar Mean $\pm$ SD ve Median

eyrekler arası aralık (Median interquartile range) olarak sunulmuştur. Grup karşılaştırmasında titanyum (T) ve PEEK (P) gruplarının karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Torklama ve sterilizasyon işlemleri öncesi ve sonrası değerlerin karşılaştırılmasında ise bağımlı gruplar olduğu için Wilcoxon Signed Ranked testi uygulanmıştır. Korelasyon çalışmalarında Spearman testi uygulanmıştır. Anlamlılık değeri $p < 0,05$ seçilmiştir.



3. BULGULAR

Tarama gövdelerinin yer değiştirmesi değerlendirilirken;

- Materyal tipine göre
- Uygulanan kuvvet büyüklüğüne göre
- Uygulanan işlemler sonrası (sterilizasyon ve ultrasonik yüzey temizleme) yer değiştirme değerleri ölçülmüştür.

Bu ölçümler ağız içinde kronun pozisyonu düşünöldüğünde meziodistal, vertikal ve bukkolingual yöndeki yer değiştirmeleri gösterecek şekilde yapılmıştır.

3.1. Meziodistal Yer Değiştirme (X eksenı)

Meziodistal yer değiştirmede 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerde materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakmak için titanyum ve PEEK grupları arasındaki değerler incelendiğinde, tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir ($p<0,001$) (Çizelge 3.1, Şekil 3.1).

Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında fark gözlenmezken ($p>0,05$), bu değerler PEEK grupları için anlamlı bulunmuştur (10 Ncm için $p=0.028$ ve 15 Ncm için $p=0,002$).

Materyallerin kendi grupları içindeki kuvvet değişimine bağlı yer değiştirmede; titanyum grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,823$ ve $p=0,145$)

φ 10 (1) ve 15 (1) arasında PEEK için anlamlılık vardır ($p <0,001$).

φ 10 (2) ve 15 (2) arasında PEEK için anlamlılık vardır ($p=0,006$).

Çizelge 3.1. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası meziodistal yer değiştirmenin karşılaştırılması

Sıkma Torku (Ncm)		TİTANYUM (µm)	PEEK (µm)	p
10 Ncm (1)	Mean±SD	-1,818 ± 1,791	-14,395 ± 22,721	<0,001
	Median (IQR)	-1,996 (-2,768/-0,749)	-16,489 (-25,297/-10,032)	
10 Ncm (2)	Mean±SD	-2,339 ± 4,506	-40,287 ± 34,654	<0,001
	Median (IQR)	-1,494 (-2,750/-0,190)	-49,788 (-66,222/-16,316)*	
15 Ncm (1)	Mean±SD	-1,639 ± 2,497	-39,576 ± 19,489	<0,001
	Median (IQR)	-1,726 (-3,339/0,380)	-39,636 (-46,723/-27,872) ^φ	
15 Ncm (2)	Mean±SD	-2,171 ± 5,103	-70,617 ± 33,042	<0,001
	Median (IQR)	-0,616 (-3,372/0,666)	-67,596 (-97,638/-44,112)* ^φ	

(1): Başlangıç;

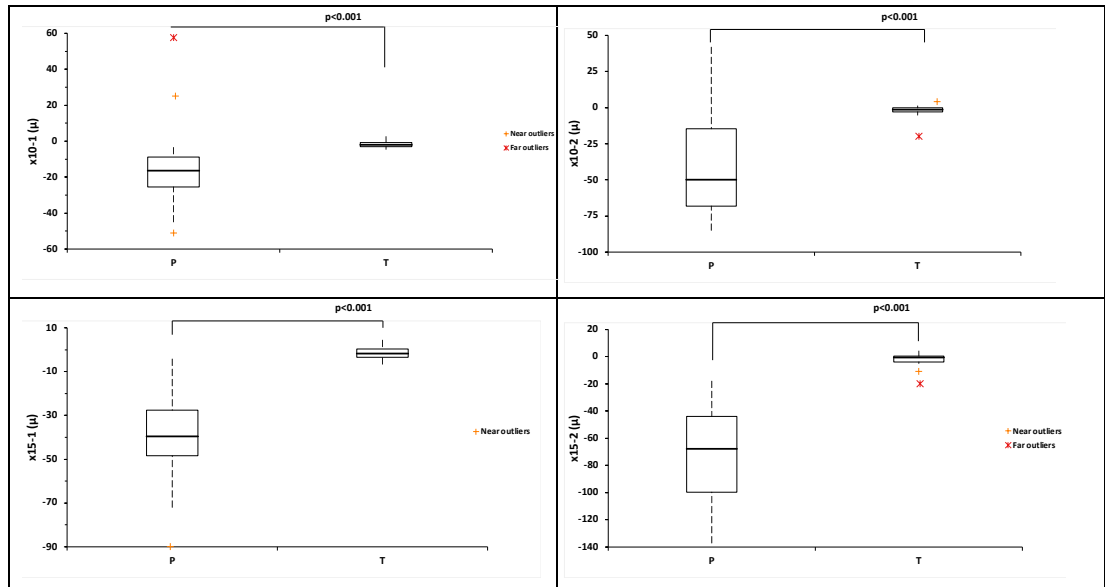
(2): Uygulanan İşlemler Sonrası

IQR: Çeyrekler arası aralık

Mann-Whitney U testi ile belirlenen PEEK ve Titanyum grupları için p değeri

* Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler için anlamlılık (p<0,05)

^φ Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen her iki materyalin kendi içinde 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetler arasındaki anlamlılık (p<0,05)



Şekil 3.1. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin meziodistal yer değiştirmesinin dağılımı

3.2. Vertikal Yer Değiştirme (Y eksen)

Vertikal yer değiştirmede 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerde materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakmak için titanyum ve PEEK grupları arasındaki değerler incelendiğinde, 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir ($p=0,033$ ve $p=0,001$) (Çizelge 3.2, Şekil 3.2)

Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında sadece 10 Ncm için istatistiksel olarak anlamlı fark var iken ($p=0,019$) bu değerler PEEK gruplarında sadece 15 Ncm için anlamlı bulunmuştur ($p=0,028$).

Materyallerin kendi grupları içindeki kuvvet değişimine bağlı yer değiştirmede;

- ϕ 10 (1) ve 15 (1) arasında titanyum için anlamlılık vardır ($p < 0,001$).
- ϕ 10 (2) ve 15 (2) arasında titanyum için anlamlılık vardır ($p=0,002$).
- ϕ 10 (1) ve 15 (1) arasında PEEK için anlamlılık vardır ($p < 0,001$).
- ϕ 10 (2) ve 15 (2) arasında PEEK için anlamlılık vardır ($p < 0,001$).

Çizelge 3.2. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası vertikal yer değiştirmenin karşılaştırılması

Sıkma Torku (Ncm)		TİTANYUM (µm)	PEEK (µm)	p
10 Ncm (1)	Mean±SD	-2,123 ± 0,562	-2,445 ± 1,830	0,841
	Median (IQR)	-2,170 (-2,434/-1,796)	-2,285 (-3,908/-0,937)	
10 Ncm (2)	Mean±SD	-2,870 ± 1,145	-3,136 ± 2,748	0,678
	Median (IQR)	-2,851 (-3,642/-2,227)*	-3,227 (-4,427/-1,866)	
15 Ncm (1)	Mean±SD	-4,162 ± 0,671	-5,298 ± 1,556	0,033
	Median (IQR)	-4,137 (-4,588/-3,909) ^φ	-4,770 (-6,630/-3,940) ^φ	
15 Ncm (2)	Mean±SD	-4,569 ± 1,531	-8,462 ± 7,873	0,001
	Median (IQR)	-4,999 (-5,891/-3,550) ^φ	-7,406 (-10,343/-5,969)* ^φ	

(1): Başlangıç;

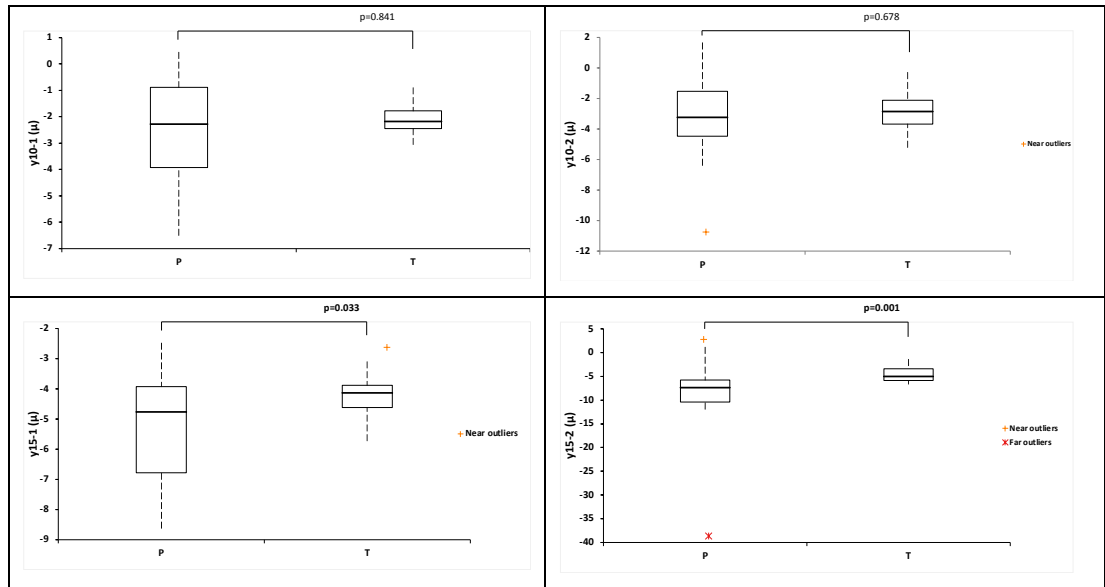
(2): Uygulanan İşlemler Sonrası

IQR: Çeyrekler arası aralık

Mann-Whitney U testi ile belirlenen PEEK ve Titanyum grupları için p değeri

* Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler için anlamlılık (p<0,05)

^φ Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen her iki materyalin kendi içinde 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetler arasındaki anlamlılık (p<0,05)



Şekil 3.2. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin vertikal yer değiştirmesinin dağılımı

3.3. Bukkolingual Yer Değiştirme (Z eksen)

Bukkolingual yer değiştirmede 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerde materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakmak için titanyum ve PEEK grupları arasındaki değerler incelendiğinde 10 Ncm (1) kuvvetinde ve 15 Ncm (1) kuvvetinde $p=0,001$, 15 Ncm (2) kuvvetinde $p=0,015$ olup istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir. 10 (2) Ncm kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,102$) (Çizelge 3.3, Şekil 3.3).

Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında fark gözlenmezken ($p>0,05$), bu değerler PEEK grupları için anlamlı bulunmuştur (10 Ncm için $p=0,044$ ve 15 Ncm için $p=0,351$).

Materyallerin kendi grupları içindeki kuvvet değişimine bağlı yer değiştirmede;

φ 10 (1) ve 15 (1) arasında titanyum için anlamlılık var $p=0,033$

φ 10 (2) ve 15 (2) arasında titanyum için anlamlılık yoktur $p=0,794$

φ 10 (1) ve 15 (1) arasında PEEK için anlamlılık yoktur $p=0,204$

φ 10 (2) ve 15 (2) arasında PEEK için anlamlılık var $p=0,008$

Çizelge 3.3. Tarama gövdesi materyal tipine, uygulanan kuvvet büyüklüğüne ve uygulanan işlemler sonrası bukkolingual yer değiştirmenin karşılaştırılması

Sıkma Torku (Ncm)		TİTANYUM (µm)	PEEK (µm)	p
10 Ncm (1)	Mean±SD	-0,420 ± 1,939	-2,999 ± 2,206	0,001
	Median (IQR)	-0,286 (-1,433/0,648)	-2,897 (-4,224/-1,494)	
10 Ncm (2)	Mean±SD	0,476 ± 2,880	-0,913 ± 4,323	0,102
	Median (IQR)	0,425 (-0,616/2,561)	-1,430 (-3,776/1,078)*	
15 Ncm (1)	Mean±SD	0,175 ± 1,975	-3,581 ± 4,541	0,001
	Median (IQR)	0,051 (-1,372/1,721) ^φ	-3,709 (-6,594/-2,050)	
15 Ncm (2)	Mean±SD	0,341 ± 4,734	-3,141 ± 4,469	0,015
	Median (IQR)	1,447 (-1,852/3,697)	-3,258 (-5,507/0,575)* ^φ	

(1): Başlangıç;

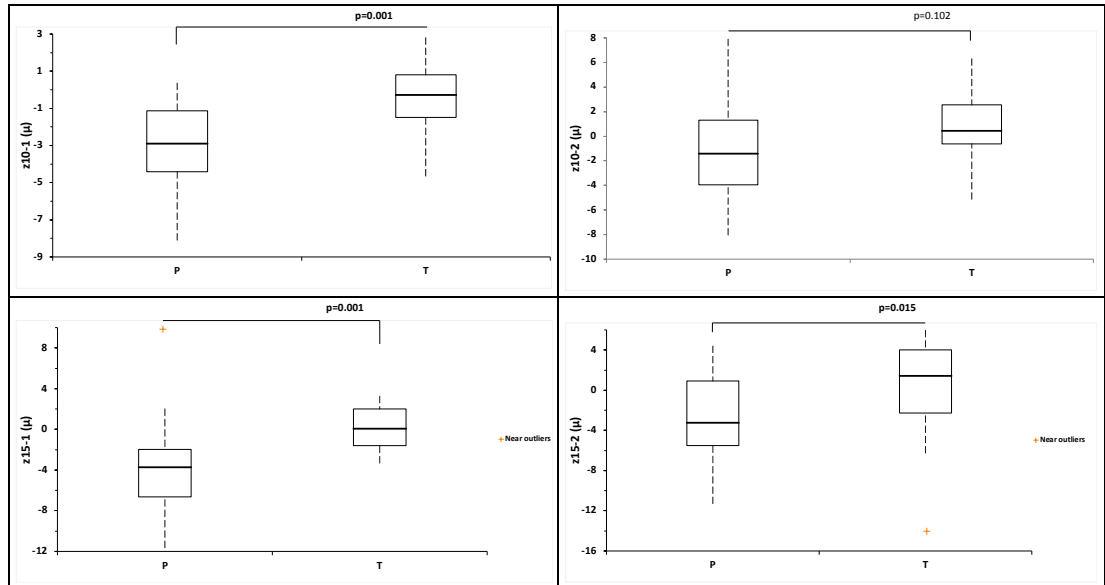
(2): Uygulanan İşlemler Sonrası

IQR: Çeyrekler arası aralık

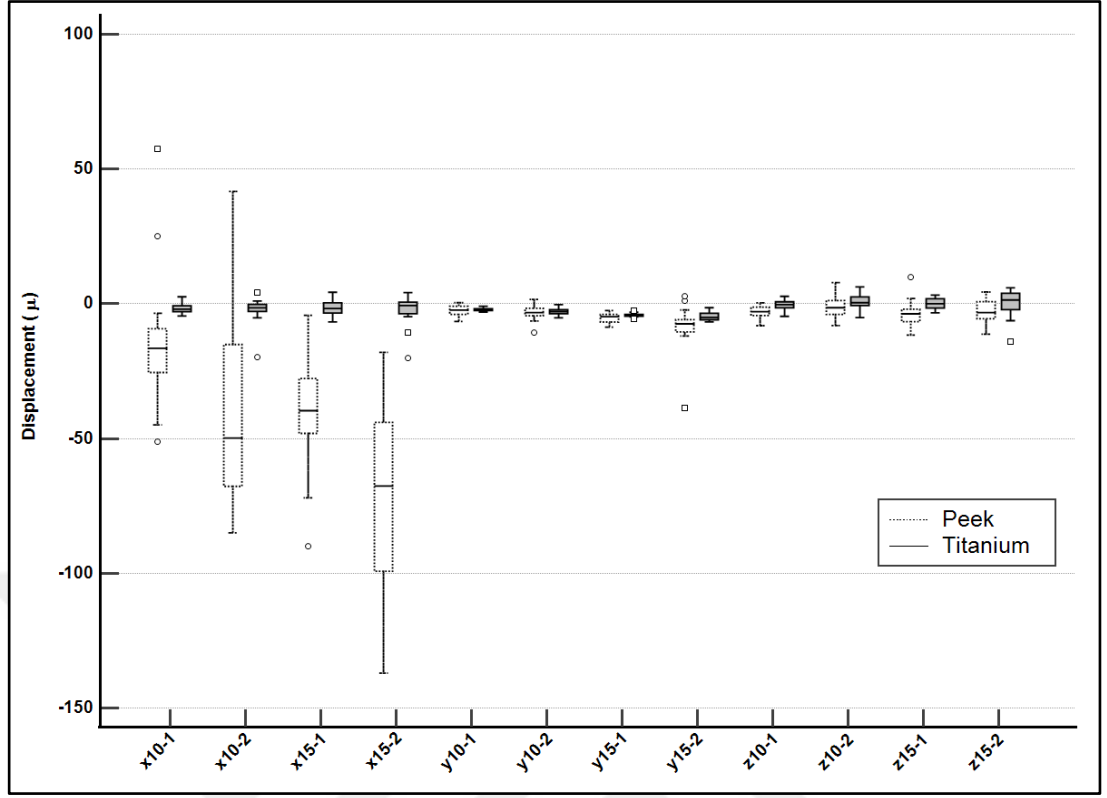
Mann-Whitney U testi ile belirlenen PEEK ve Titanyum grupları için p değeri

* Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler için anlamlılık ($p < 0,05$)

^φ Wilcoxon Signed Ranks Testi ile belirlenen her iki materyalin kendi içinde 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetler arasındaki anlamlılık ($p < 0,05$)



Şekil 3.3. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin bukkolingual yer değiştirmesinin dağılımı



Şekil 3.4. PEEK (P) ve Titanyum (T) gruplarındaki örneklerin tüm eksenlerde ve kuvvetlerde yer değiştirmesinin dağılımı.

4. TARTIŞMA

İmplant destekli sabit protezlerde pasif uyum elde etmek diş destekli sabit protezlere göre daha önemlidir (Tan, 1995). Periodontal ligament boşluğu 100 ile 200 µm'lik abutment hareketliliğini barındırırken implantlar için bu değer 17 ile 66 µm'dir (van Steenberghe, 1989). Protez üretimi sırasındaki doğal bozulmalar nedeniyle gerçek uyum pasifliği elde edilemez. Ek olarak, üretim aşamasında implant bileşenleri arasındaki işleme toleransının 22 ila 100 µm aralığında olduğu bildirilmiştir (Ma ve ark., 1997).

Tarama gövdelerinin yüksek hassasiyetle üretildiği ve implantlara veya laboratuvar kopyalarına mükemmel şekilde oturduğu varsayılabilir. Bununla birlikte, orijinal veya diğer üreticilerden üretilen tarama gövdeleri tasarım, şekil ve boyutun yanı sıra işleme toleransı açısından farklılık gösterebilir. Bu farklılık da eşleşen bileşenlerin ve yüzeylerin implantlara veya laboratuvar kopilerine farklı şekilde oturmasına yol açabilir. Bu faktörlerin artan tork uygulaması, tekrarlanan kullanım, sterilizasyon veya dezenfeksiyon prosedürlerinden sonra boyutsal bozulma üzerindeki önemi de bilinmemektedir (Tan ve ark., 2021).

İmplant destekli protezlerin uzun vadeli başarısını elde etmek için, pasif bir uyum elde etmek ve implant destekli protezlerin üretiminde yer alan bir tarama gövdesi kullanarak dijital taramanın ölçü sürecinde implant pozisyonunun doğru konumunu tespit etmek esastır. Bu nedenle, bu çalışmada tarama gövdesinin sıkma torku, yapıldığı materyal ve sterilizasyon işlemleri sonrası; tarama gövdesi vidasının implant içerisine sıkıldığında ortaya çıkabilecek yer değiştirme değerlendirilmiştir. Güncel literatür incelendiğinde, sıkma kuvveti ve sterilizasyonunun yer değiştirmeye etkisinin birlikte araştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamız orijinal bir çalışmadır.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi, “Tarama gövdelerinin yapıldığı materyalin tipinin, uygulanan sterilizasyon işleminin ve sıkma tork değeri farklılıklarının 3B yer

değiştirmede bir fark oluşturmayaçağıdır’’ şeklindedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, meziodistal ekseninde materyal tipine göre titanyum ve PEEK grupları arasında yer değiştirmede istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,001$). Materyal tipine göre karşılaştırılırken, kuvvet artışına bağlı yer değiştirmede PEEK grubu daha fazla etkilenmiştir.

Meziodistal ekseninde uygulanan işlemler sonrasında titanyum grubunda tüm kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($p>0,05$), PEEK grubunda bu değerler istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (10 Ncm için $p=0,028$ ve 15 Ncm için $p=0,002$). Bu sonuçlar, meziodistal ekseninde PEEK grubunun uygulanan işlemlerden etkilendiğini göstermektedir.

Meziodistal ekseninde materyallerin kendi grupları içindeki kuvvet değişiminde Titanyum grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. PEEK grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p <0,001$ ve $p=0,006$). Bu sonuçlar titanyum grubunun PEEK grubuna göre kuvvet değişiminde kendi içinde daha stabil kaldığını göstermektedir.

Meziodistal yer değiştirmede titanyum grubunda uygulanan işlemlerde ve kendi grubu içindeki kuvvet değişiminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ve çalışmanın sıfır hipotezi titanyum için kabul edilmiştir. PEEK grubunda uygulanan işlemler sonrasında ve PEEK grubunun kendi içindeki kuvvet değişimine bağlı yer değiştirmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ve çalışmanın sıfır hipotezi PEEK için reddedilmiştir.

Vertikal ekseninde materyal tipine göre titanyum ve PEEK grupları arasında, 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,05$). Materyal tipine göre karşılaştırılırken, kuvvet artışına bağlı yer değiştirmede 10 Ncm kuvvetindeki yer değiştirmede titanyum ve PEEK grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Vertikal ekseninde uygulanan işlemler sonrasında titanyum grubunda 10 Ncm kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülürken ($p=0,019$), PEEK grubunda 15 Ncm kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p=0,028$).

Materyallerin kendi grupları içindeki kuvvet değişiminde 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerinde tüm değerlerde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p<0,05$). Bu sonuçlar Titanyum ve PEEK grubunun vertikal kuvvet değişiminde kendi içinde stabil kalmadığını göstermektedir.

Bukkolingual ekseninde materyal tipine göre titanyum ve PEEK grupları arasında, uygulanan işlem sonrası 10 Ncm kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0,102$). Uygulanan işlem öncesi 10 Ncm kuvvetinde ve 15 Ncm işlem öncesi ve sonrası kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,05$).

Bukkolingual ekseninde uygulanan işlemler sonrasında titanyum grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($p>0,05$), PEEK grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,05$). Bu sonuçlar uygulanan işlemlerin bukkolingual ekseninde PEEK grubunda yer değiştirme oluşturduğunu göstermektedir.

Bukkolingual ekseninde, materyallerin kendi grupları içinde; titanyum grubunda uygulanan işlem öncesi 10 Ncm ve 15 Ncm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüş ($p<0,05$) ve çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Titanyum grubunda uygulanan işlem sonrası 10 Ncm ve 15 Ncm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$) ve çalışmanın sıfır hipotezi kabul edilmiştir. PEEK grubunun kendi içindeki yer değiştirmesinde uygulanan işlem öncesi 10 Ncm ve 15 Ncm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($p>0,05$) çalışmanın sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Uygulanan işlem sonrası 10 Ncm ve 15

Ncm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüş ($p<0,05$) ve çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Bukkolingual ekseninde, uygulanan işlemler öncesi ve sonrası yer değiştirmede titanyum grubunda 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ve çalışmanın sıfır hipotezi kabul edilmiştir. PEEK grubunda ise 10 Ncm ve 15 Ncm kuvvetlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ve çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Literatürde yayınlanmış birçok çalışmada, abutmentin vidası sıkıldığında yer değiştirmenin meydana geldiğini bildirmiştir ve bu çalışmalarda daha çok vertikal yer değiştirme ölçülmüştür (Kim ve ark., 2018; Moreira ve ark., 2015; Schmidt ve ark., 2019). Kim ve ark. eksenel yer değiştirmenin yaklaşık 10 Ncm veya 11-38 Ncm ortalama torkla gerçekleştiğini bildirmiştir (Kim ve ark., 2018). Gilbert ve ark. (2015) dokuz tip abutmentin eksenel yer değiştirmesini ölçmüş ve yatay yer değiştirmenin 3-12 μm ve vertikal yer değiştirmenin 3-5 μm olduğunu bildirmiştir (Kunavisarut ve ark., 2002). Rebeeah ve ark. iki tip implant sisteminde eksenel yer değiştirmeyi ölçmüştür ve yer değiştirmenin 14 μm 'yi geçmediğini bulmuştur (Rebeeah ve ark., 2018). Kim ve ark. vidayı sıkarak dört tip abutmentin yer değiştirmesini değerlendirmiş ve zirkonya abutmentin (internal tip) ($39.6 \pm 10.9 \mu\text{m}$) en büyük vertikal yer değiştirmeye sahip olduğunu, titanyum abutmentin (external tip) ($2,6 \pm 0,8 \mu\text{m}$) ise en küçük yer değiştirme sahip olduğunu göstermiştir (Kim ve ark., 2018). Ayrıca internal tipte external tipe göre vertikal hareketi durdurabilecek küçük bir parça olduğu için nispeten daha küçük bir vertikal yer değiştirme meydana gelmiştir (Kim ve ark., 2018).

Yılmaz ve arkadaşları, internal bağlantılı implantlar üzerinde üretilen vida tutuculu tek kronların, teslimat sırasında üretici tarafından önerilen tork uygulandıktan sonra yerinden çıkabileceğini bulmuştur (Yılmaz ve ark., 2013). Kronlar elle sıkıldığında dikey ve yatay üst yapı yer değiştirmelerini sırasıyla 43 μm ve 18 μm olarak bildirmiş ve ardından bir tork aleti ile kuvvet uygulanmıştır. Dailey ve arkadaşları, tork uygulamasındaki her 5 Ncm'lik artışla 7

ila 12 µm'lik sabit bir eksenel yer değiştirme bildirmiştir (Dailey ve ark., 2009). Diğer alışmalar, el torku kullanan her klinik ve laboratuvar prosedürünün, belirsiz bir eksenel yer değiştirme ile sonuçlanabileceğini bulmuştur (Dellinges ve Tebrock, 1993; Sorensen, 1989; Takahashi ve ark., 1978; Tan ve Nicholls, 2002). Bu yer değiştirmenin üst yapı uyumsuzluğuna, kronun interproksimal ve oklüzaldeki hatalı temaslarına ve sonrasında özellikle ön bölgede estetik problemlere neden olabileceği belirtilmiştir (Heckmann ve ark., 2004; Sahin ve ehreli, 2001).

Çalışmamızda önceki diğer çalışmalardan farklı olarak meziodistal, vertikal ve bukkolingual yer değiştirmeye birlikte bakılmıştır. Yapılan önceki çalışmalar incelendiğinde vertikal yer değiştirmenin çalışmamızın sonuçlarına benzer çıktığı görölmüştür. Ancak alışmamızda meziodistal ve bukkolingual eksenindeki yer değiştirme miktarı diğer çalışmalara göre yüksek bulunmuştur (Kim ve ark., 2018; Moreira ve ark., 2015; Schmidt ve ark., 2019). Değerlerin yüksek çıkmasının nedeni, in-vitro şartların farklı olması ve test için kullanılan cihazlardaki operatörün etkisi ile açıklanabilir. Ayrıca uygulanan sterilizasyon ve ultasonik temizlik işlemleri de bu farklılıkta etken olabilir. Yatay eksenlerde karşılaştırma yapabilmek için çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda elde edilen sonuçları incelediğimizde, meziodistal ekseninde uygulanan işlem öncesi 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 1,8 µm, PEEK grubunda 14,3 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 1,6 µm, Peek grubunda 39,5 µm yer değiştirme ölçölmüştür. Uygulanan işlem sonrasında 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 2,3 µm, Peek grubunda 40,2 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 2,1 µm, Peek grubunda 70,6 µm yer değiştirme ölçölmüştür.

Vertikal ekseninde uygulanan işlem öncesi 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 2,1 µm, Peek grubunda 2,4 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 4,1 µm, Peek grubunda 5,2 µm yer değiştirme ölçölmüştür. Uygulanan işlem sonrasında 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 2,8 µm, Peek grubunda 3,1 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 4,5 µm, Peek grubunda 8,4 µm yer değiştirme ölçölmüştür.

Bukkolingual ekseninde uygulanan işlem öncesi 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 0,4 µm, Peek grubunda 3 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 0,4 µm, Peek grubunda 3,5 µm yer değiştirme ölçülmüştür. Uygulanan işlem sonrasında 10 Ncm kuvvette titanyum grubunda 0,4 µm, Peek grubunda 0,9 µm; 15 Ncm kuvvette ise titanyum grubunda 0,3 µm, Peek grubunda 3,1 µm yer değiştirme ölçülmüştür.

Bu çalışmada vertikal ve yatay yer değiştirmelerin karşılaştırılmasında yatay yer değiştirmenin (meziodistal ve bukkolingual) çok büyük olduğu görülmüştür. Ayrıca, sıkma torkuna göre vertikal yer değiştirmede titanyum grubunda önemli bir fark yoktur. Bu nedenle, bu çalışmanın sonucunda, vertikal yer değiştirme 15 Ncm tork değerinde çıktığında, yatay yer değiştirmeyi büyük ölçüde etkilemiştir. Başka bir deyişle, vida tarama gövdesinde sıkıldığında, implant pozisyonunun konumunda dikeyden ziyade yatay yönde hareketlilik oluşmaktadır. Bu sonuç, tarama gövdesi yerine abutmentin yer değiştirmesini değerlendiren önceki çalışmaların sonuçlarına benzememektedir (Kim ve ark., 2020; Kim ve ark., 2018).

PEEK grubunda tüm eksenlerde salınımlar istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca PEEK grubundaki tüm eksenlerdeki yer değiştirmeler titanyum grubuna göre daha fazladır. Klinik olarak meziodistal yer değiştirmenin, iki kron arasında ideal mesafenin 10 µm olması gerektiği göz önünde bulundurulduğunda önemli olduğu düşünülebilir. Bu durum kronun pasif uyumunu etkileyerek implantın prognozunu etkileyebilir (Ren ve ark., 2021).

Bu çalışmada, titanyum tarama gövdesi hariç, PEEK tarama gövdesi önceki çalışmalara kıyasla nispeten büyük bir yatay (meziodistal) yer değiştirme göstermiştir. Bunun nedeni, tarama gövdesinin implant-abutment bağlantı kısmının PEEK malzemeden yapılmış olmasıdır. Ancak, PEEK malzemeli abutment sıkıştırıldığında yer değiştirmenin meydana geldiğine dair sadece birkaç çalışma olduğu için bu çalışmayı diğer çalışmalarla karşılaştırmak zordur (Kim ve ark., 2020; Kim ve ark., 2018).

Tan ve arkadaşlarının yaptığı benzer çalışmada her grup için 10 örnek kullanılmıştır (Tan ve ark., 2021). Kim ve arkadaşlarının yaptığı benzer çalışmada her grup için 15 örnek kullanılmıştır (Kim ve ark., 2020). Yine Ren ve arkadaşlarının yaptığı benzer çalışmada her grup için 12 örnek kullanılmıştır (Ren ve ark., 2021). Çalışmamızda titanyum ve PEEK grupları için grup başına 10 örnek kullanılmıştır. Her örnek 2 farklı implanta bağlanarak ölçümler yapılmış, böylece grup başına 20 örnek ile çalışmamız tamamlanmıştır.

Çoğu tarama gövdesi sistemi metalden, polimerlerden veya bir malzeme kombinasyonundan oluşur. Polietereterketon (PEEK), üretim sıcaklığına bağlı olarak değişen özelliklere sahip yarı kristal bir yapıdır. Polimerin termal olarak işlenmesi yapının kristalliliğini etkiler ve dolayısıyla malzemenin mekanik özellikleri üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. PEEK'in akma mukavemeti artan kristallik ile artar (Chivers ve Moore, 1994). Ek olarak, bazı PEEK malzemeleri hidroksiapatit veya karbon fiberlerle güçlendirilmiştir. Lif içeriği ve yönü, elastik modülü etkiler (Monich ve ark., 2016). Ancak, farklı tarama gövdesi sistemlerinin imalatında kullanılan belirli PEEK varyantı hakkında bilgi genellikle mevcut değildir. Braian ve arkadaşları, metal bileşenlere kıyasla polimerik bileşenlerin önemli ölçüde daha büyük yatay işleme toleransını bildirmiştir (Braian ve ark., 2014). Diğer yazarlar, tamamen PEEK'ten yapılmış bir tarama gövdesi sistemine uygulanan artan tork ile yükseklikte bir azalma bildirmiştir (Chia ve ark., 2017; Tan ve ark., 2019).

Kim ve arkadaşları, farklı üreticilerin ürettiği PEEK tarama gövdeleri gruplarından Myfit ve Dentium'dan farklı olarak Straumann Grubu PEEK malzemesinin yer değiştirmesini titanyuma benzer bulmuştur (Kim ve ark., 2020). Bunun nedeni, tarama gövdesinin taban bölgesinin PEEK olmasına rağmen, taban bölgesinin tasarımındaki farklılık nedeniyle çok daha düşük bir yer değiştirmenin meydana gelmesidir (Kim ve ark., 2020). Straumann (PEEK) Grubunun tarama gövdesinin implant-dayanak bağlantı kısmı internal tiptedir; bununla birlikte, implantın boyun bölümünün tarama gövdesinin taban bölgesi tarafından kaplanacağı bir şekle sahiptir. Bu yapı, external tipte olduğu gibi dikey hareketi durdurabilecek bir parça görevi görmüştür. Bu nedenle, yer

değiştirme, tarama gövdesinin malzemesi (PEEK malzemesine karşı titanyum malzeme) türünden büyük ölçüde etkilense de taban bölgesinin tasarımını da dikkate almak önemlidir. Bu çalışmada tamamen PEEK materyalinden yapılmış olan tarama gövdesi torklama ve ısısal işlemler sonrası daha çok salınım göstermiş ve özellikle yatay ekseninde meziodistal yöndeki salınımları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bu çalışmanın tüm gruplarında, 15 Ncm'de elle sıkma yapıldığında yer değiştirme daha büyük çıkmıştır. Pek çok üretici, bu deneyde kullanılan tarama gövdesinin üreticisi de dahil olmak üzere, PEEK tarama gövdesi için elle sıkma torku önermektedir (Mizumoto ve Yılmaz, 2018). Daha önceki bir çalışmada el sıkma torkunun ölçülmesi sonucunda ortalama tork 15 ± 6 Ncmdir (Alikhasi ve ark., 2017). Bu çalışmada tek bir klinik uzman tarafından uygulanan elle sıkma torku (15.7 ± 1.3 Ncm) önceki çalışmanın sonucuna benzerdir. Ancak elle sıkmanın gücü operatöre bağlı olarak değişir ve torkun ne kadar güçlü uygulanması gerektiği net değildir. Vertikal yer değiştirme, elle sıkmada 10 Ncm'ye göre daha fazla arttığından, elle sıkma torkunu önermek zordur. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarına göre en küçük yer değiştirmeyi gösterdiği için 5 Ncm tork önerilebilir.

Tarama gövdesinin yer değiştirmesi, implant destekli final protezleri olumsuz etkileyebilir. Doğru olmayan bir tarama gövdesi yoluyla elde edilen implant konumunu kullanarak final implant destekli protezlerin üretimi, vertikal yer değiştirme hatasına sahip implant destekli protezlerin üretilmesine yol açmaktadır. Brånemark ve ark. (Branemark, 1983), protezin pasif oturmasının bir protez ve bir abutment arasında $10 \mu\text{m}$ 'den daha az bir boşluğa sahip olması gerektiğini savunurken, Jemt ve arkadaşları (1991), bir protez ve bir abutment arasında $150 \mu\text{m}$ 'den daha az bir boşluk olması gerektiğini savunmuştur. Ayrıca Karl ve arkadaşları (2004) protezlerin implanta vidalanmasından sonra boşluk kalmaması gerektiğini kaydetmiştir. Ayrıca implant destekli protezlerin uyumsuzluğundan kaynaklanan stresin oklüzal kuvvete benzer bir kuvvete sahip olduğunu söylemiştir (Branemark, 1983). Ayrıca Kunavisarut ve arkadaşları, protezlerin pasif oturmasının oluşmasından sonra, kuvvetin implantın tüm elemanlarına dağıldığını ve her

elemanın minimum strese sahip olabileceğini olabileceğini bildirmiştir (Kunavisarut ve ark., 2002). Bu bilgiler ışığında implant destekli protezlerin pasif uyumunu elde etmek için, tarama gövdesini kullanarak ölçü işlemindeki hataları azaltmak esastır.

Ağız içi tarayıcı kullanan optik ölçüler, hastanın rahatsızlığını azaltır. Ağız içi tarayıcılar zaman açısından verimlidir ve diş hekimi için klinik prosedürleri basitleştirir, alçı modelleri ortadan kaldırır ve diş teknisyeni ve hasta ile daha iyi iletişim sağlar (Park ve ark., 2019). Ender ve arkadaşlarının yaptığı dijital tarama yoluyla protez üretmek için tarama doğruluğu çalışmasına göre, tarama doğruluğunda 100 µm'den fazla bir sapma varsa protezlerin yanlış üretilbileceği bildirilmiştir (Ender ve ark., 2016). Ayrıca, 100 µm'den daha düşük tarama doğruluğunun, protezlerin kabul edilebilir siman alanı için klinik olarak izin verilen bir aralık olabileceği de belirtilmiştir (Ender ve ark., 2016; Park ve ark., 2019). Benzer çalışmalarda da gösterildiği gibi, belirsiz bir torkun kullanılması, önemli bir yer değiştirmeye ve ölçü işleminde meydana gelen hataların birikmesine neden olarak implant-abutment uyumsuzluğuna yol açabilmektedir. Bu nedenle, üretici tarafından sunulandan daha küçük bir önerilen tork değerlerinde çalışmak gereklidir.

Pasif olarak oturan bir protez elde etmek için implantların 3 boyutlu pozisyonlarını tam olarak kaydeden bir ölçü çok önemlidir. Bu nedenle, implant diş hekimliğinde, ölçü tekniklerinin ve malzemelerinin karşılaştırmalı doğruluğu, pasif uyum göz önüne alındığında önemli bir konu haline gelir (Al Quran ve ark., 2012). Çalışmada, dijital ölçü tekniği için değerlendirme ve ölçümler yapılmıştır. Diğer ölçü yöntemlerinin doğruluğu ve implant açılanmasının ölçü doğruluğuna etkisi göz önünde bulundurulmalıdır. İstatistiksel analiz, ölçü tekniğinin, ölçü malzemesinin ve implant açılanmasının ölçülerin doğruluğu üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymuştur (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2014).

Tarama gövdelerinin implant diş hekimliğinde kullanılmasının nispeten yakın tarihli olması nedeniyle bu konuda yayınlanmış çalışmaların sayısı sınırlıdır. Veriler, belirli tarama gövdesi özellikleriyle ilgili olarak sınırlı olsa da tarama gövdeli dijital taramalar, geleneksel implant ölçülere göre doğruluk açısından benzer

görülmektedir. Doğruluk açısından benzer olmasına rağmen, tarama gövdelerini kullanan dijital implant ölçüleri, hasta merkezli sonuçlarda iyileşme ve işlem süresinin azalması gibi başka avantajlar da sunar (Joda ve Brägger, 2016; Schepke ve ark., 2015; Wismeijer ve ark., 2014). Ağız içi tarama gövdelerinin üretim toleranslarının, implantların kaydedilen ağız içi konumundan dijital modele aktarım doğruluğunu kesin olarak etkileme potansiyeline sahip olduğunu gösterilmektedir (Schmidt ve ark., 2019).

Ağız içi tarama gövdeleri kullanılan dijital taramalar sorunsuz değildir ve bir tarama gövdesinin hem yerleştirilmesi hem de taranmasıyla ilgili sınırlamalar mevcuttur. İmplant diş hekimliğinde, abutmentlerin eşleşen yüzeylerindeki uyumsuzlukların ve bazı implant iç bağlantı tasarımlarının, değişen derecelerde tork altında abutment yer değiştirme miktarını etkilediği gösterilmiştir (Gilbert ve ark., 2015; Semper ve ark., 2010). Ağız içi tarama gövdeleri için hassasiyet ve yer değiştirmeyi araştırmak için ek çalışmalar gereklidir. Bir ağız içi tarama gövdesi, bağlantı bölgesi içinde düzgün bir şekilde konumlandırıldıktan sonra bile diğer faktörler, yüzeylerini tarama ve doğru bir şekilde dijitalleştirme yeteneğini etkileyebilir. Bu faktörler, kullanılan ağız içi tarama gövdesinin tarama teknolojisi ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra dental ark ve komşu yapılar içindeki konumlandırmasıyla ilgili olabilir. Şu anda, bu konular için sınırlı bilgi mevcuttur ve ağız içi tarama gövdeleri özellikleri ile dijital tarama doğruluğu arasındaki ilişkiyi araştırmak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (Mizumoto ve Yılmaz, 2018).

Mevcut optik yöntemlerin sınırlamasının üstesinden gelmek için, çeşitli araştırma alanlarında dijital görüntü korelasyonu (DIC) tanıtılmıştır. DIC tekniği, temassız bir ölçüm yöntemi olması ve deformasyon öncesi ve sonrası gri tonlamalı bir görüntüyü karşılaştırarak ilgilenilen bölgelerin tüm deformasyon alanının değerlendirilmesine olanak sağladığı için biyomekanik araştırmalarda yaygın ilgi görmüştür (Palanca ve ark., 2016; Park ve ark., 2017; Zhang ve Arola, 2004). DIC tekniği, biyomekanik alanda birçok avantaja sahiptir, çünkü DIC analizi, numuneye bir gösterge bağlamadan optik sistem kullanılarak temassız işleme ile yer değiştirme alanının tam alan ölçümlerini mümkün kılabilir. Özellikle kolayca deforme olabilen

yumuşak dokularda ve biyomalzemelerde, numuneyi bozmadan deformasyon alanları kolayca elde edilebilir (Disney ve ark., 2018; Ruspi ve ark., 2017). DIC tekniklerinin uygulanması, numune tipi ve materyalin boyutundan bağımsız olarak kullanımı basit ve kolaydır, bu nedenle birçok araştırma alanına ilgi artarak devam etmiştir (Lu ve Cary, 2000; Poissant ve Barthelat, 2010). Bu nedenle mühendislik alanına dayalı birçok DIC algoritması geliştirilmiş ve çeşitli laboratuvar ölçekli testler ve saha deneylerinde doğrulama aracı olarak kullanılmıştır.

Tam alan DIC metodolojisi, implantlar, implant üstü yapılar ve çevreleyen kemik yapısı tarafından desteklenen dental restorasyonlarda ve protezlerde karmaşık geometrik yapılarda yer değiştirmesini ölçmeyi sağlayabilen oldukça verimli bir sistemdir (Yoon ve ark., 2021). DIC teknikleri, tam alan deformasyonunun hassas bir şekilde belirlenmesini sağlasa da DIC prosedürlerinde ölçüm hataları donanım ve yazılım faktörlerinden kaynaklanabilir. DIC ölçümlerinin belirsizliği, varyans hataları veya yanlışlık hataları olarak karakterize edilebilir (Jones ve Iadicola, 2018). Yukarıda bahsedildiği gibi, DIC tekniğinin çalışma prensibi büyük ölçüde uygun benek modeline ve gri tonlama dağılımına dayanır. DIC'nin doğruluğu tipik olarak varyans hatalarından yani dedektör veya CCD (Charge Coupled Device) sensörünün katkıda bulunduğu kamera gürültüsünden ve aydınlatma gibi fiziksel koşullardan etkilenebilir. Önyargılı (sistemik) hatalar, düzeltilmemiş kamera lensi distorsiyonu ve düzlem dışı hareket ve korelasyon algoritmaları tarafından ortaya konabilir, ancak bunların ölçülmesi genellikle zordur. Bu nedenle, DIC hataları kamera kurulumu ve lens kalibrasyonu, gürültü filtreleme ve veri kalibrasyonu vb. ile azaltılabilir (Baldoni ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2006). Ayrıca, alt küme pencere boyutu gibi algoritmayı ilişkilendirmek için optimum parametreler, tam alan yer değiştirmesi için DIC ölçümünün sistemik hatalarını azaltmak için belirlenmelidir. Bazı teknik problemler (gürültü etkileri, uzun görüntü alma süresi) dental materyallerde ve protezlerde daha fazla potansiyel uygulamadan önce iyileştirilmelidir (Wang ve ark., 2012).

DIC yöntemi diğer dijital yöntemlerle yapılan ölçümlere göre çeşitli avantajları olmasına rağmen dental araştırmalarda yaygın olarak kullanılmamaktadır. Ortam

titreşimlerine karşı çok daha az hassastır, katı gövde hareketini algılayabilir ve aynı anda yüksek dinamik aralıkta (mikrometre ile milimetre) 3D yer değiştirmeleri ölçebilir. Optik ölçme tekrarlanabilirliği %0,5 bir varyasyon katsayısı ile çok iyi bir hassasiyetle sanal model doğrulanmasına olanak sağlar. Ana dezavantajları düşük hassasiyet 0.3 um aşmayan görüş alanı tarafından belirlenir ve kameraların inceleme altındaki örneklerin sadece bir tarafını kaydedebilmesidir. Kameralar, alan görünümünde numunenin yalnızca düz yüzeylerini yakalar, bu nedenle yapıdaki gerinim yalnızca kamera görünümünde algılanabilir (Yoon ve ark., 2021).

Yılmaz ve arkadaşlarının splintli ve splintsiz siman tutuculu implant kronlarının neden olduğu gerilimi araştırdıkları çalışmalarında dikey ve eğik yönlerde 400 N yük uygulandığında kronun gerilmesini ölçmek için 3B-DIC yöntemi uygulanmıştır (Yılmaz ve ark., 2013). Deneysel sonuçlar, splintlemenin bitişik simanla tutulan kronlar arasındaki yük paylaşımı üzerinde minimal bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca 3B-DIC kullanarak farklı internal bağlantılara sahip CAD/CAM titanyum ve zirkonya abutmentların yer değiştirmesini karşılaştırmışlardır (Yılmaz ve ark., 2018). Abutmentların yer değiştirmesini ölçmek için üç boyutlu DIC tekniği kullanılmıştır ve daha yüksek tork gerektiren numunelerde daha büyük gerinimler gözlemlenmiştir. Salaita ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, çeşitli implant abutment tasarımı ve tedavi seçeneklerinin gerinim transfer davranışında analiz yapmak için 3B DIC'yi kullanmışlardır (Salaita ve ark., 2017). Genel olarak bu araştırmalar, mevcut karmaşık sensör cihazlarının yerine, çıkarılabilir ve sabit protezlerin düzlem içi ve dışı gerilmelerini ilgili yapılarla ölçmek için 3B-DIC tekniğinin yararlılığını göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda DIC yöntemi tercih edilmiştir.

Dental implant protezleri, başarılı bir sonuç için her adımda en yüksek hassasiyeti gerektiren çok aşamalı bir disiplindir. Ölçü adımı, ilk olarak henüz standartlaştırılmış bir süreç olmadığı için ve ikinci olarak diş hekiminin, şekil ve boyut, implant açılanması ve ölçü malzemesi gibi çok sayıda yönü hesaba katması gerektiğinden, implant doğruluğu konusuyla özellikle ilgilidir. Kemik yoğunluğu, ark asimetrisi veya yüzey morfolojisi gibi her hastanın bireysel değişkenliği ve çok

sayıda özgünlüğü göz önüne alındığında, diş hekiminin her bir vakaya ilişkin deneyimi ve değerlendirmesi, en iyi tedavi sonuçlarını elde etmek için en uygun aletlerin ve ölçü materyallerinin seçilmesi sürecinde hala büyük önem taşımaktadır.

Birçok üretici firma ya geleneksel ya da dijital bir yaklaşım kullanarak ölçü prosedürleri oluşturmaya çalışsa da şu anda yenilikçi ve homojen olan standart bir prosedür hala mevcut değildir. Sonuç olarak, istenen tedavi sonucu üzerindeki etkisini belirlemek için faktörleri tanımak ve hataları yorumlamak diş hekimi ve laboratuvar teknisyeninin deneyimine ve sorumluluğuna bağlıdır (Moreira ve ark., 2015).



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in-vitro çalışmanın sonuçlarının sınırları dahilinde, implant-abutment bağlantısının tipine ve malzemesine göre eksenel yer değiştirmede önemli farklılıklar gözlenmiştir. Bu eksenel yer değiştirme komşu dişler ve implant üstü protezlerin oklüzal ve proksimal temasını etkileyebileceğinden, tarama gövdesi seçerken dikkat edilmelidir. Tamamı PEEK'ten oluşan tarama gövdeleri yerine tek parça titanyum tarama gövdesi veya implant bağlantı bölgesi titanyumdan yapılmış tarama gövdeleri tercih edilmelidir.

Sıkma torku ile yer değiştirme, tarama gövdesinin tipine bağlı olarak farklılık göstermiştir. PEEK grubunda uygulanan işlem sonrası mezial ekseninde 15 Ncm kuvvet hariç, tüm gruplarda 10 Ncm ve 15 Ncm sıkma torkunda 100 µm'den daha düşük yer değiştirme oluşmuştur. 100 µm'nin üzerindeki yüksek yer değiştirme, implant pozisyonunun konumunu yanlış bir konuma kaydırabilir ve böylece final implant destekli protezlerin pasif oturması üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olabilir. Bu nedenle PEEK tarama gövdesinin yer değiştirmesini azaltmak için 15 Ncm (elle sıkma torku) veya daha yüksek tork kuvvetleri yerine 10 Ncm'yi geçmeyen bir sıkma torku uygulamak gerekmektedir. Bu tork kuvveti PEEK için tavsiye edilen elle sıkma yerine, kalibre edilmiş bir tork aleti ile uygulanmalıdır.

PEEK grubunda uygulanan sterilizasyon ve ultrasonik temizleme işlemleri yer değiştirme miktarını artırmıştır. Bu nedenle PEEK tarama gövdeleri üretici firmaların önerilerinin aksine tek kullanımlık olacak şekilde kullanılmalıdır.

Bu çalışmanın birkaç sınırlaması vardır. Sıkma torkuna göre yer değiştirmeler in vitro olarak ölçülmüştür; ancak bu çalışma implant destekli protezlerin üretildiği klinik sonuçları araştırmamıştır. Bu nedenle implant destekli protezlerin komşu dişlerle ilişkisi ve oklüzyonu üzerine yer değiştirmenin etkisini inceleyen ek bir çalışma yapılması gerekmektedir. İmplant ölçülerinin doğruluğu, ağız içi tarayıcının tipine bağlı olarak değişebilir. Özellikle, daha kesin ve doğru bir ölçüm yöntemi

günümüzde tanımlanamamıştır ve teknolojideki gelişmelerle birlikte yeni yöntemler arayışı sürmektedir. Bu nedenle çeşitli intraoral tarayıcıların ve tarama gövdelerinin kullanıldığı ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



ÖZET

Dijital Ölçü Aşamasında Kullanılan Titanyum ve Peek Tarama Gövde Materyallerinin Yer Değiştirmeye Bağlı Hassasiyetinin Değerlendirilmesi

Dijital ölçülerin kullanılması, geleneksel ölçü malzemelerine duyulan ihtiyacı ortadan kaldırmakta, bu da işlem tekniğini hastalar için potansiyel olarak daha rahat hale getirmekte, aynı zamanda diğer tekniklerden gelen hataları azaltmaktadır. Tarayıcı teknolojisi geliştikçe ve popülerlik kazandıkça, tarama gövdelerinin tasarımları gelişmiş ve kullanımı da artmıştır. Ağız içi tarama gövdeleri, monolitik bileşenler olarak veya titanyum alaşımı, polietereeterketon (PEEK), alüminyum alaşımı ve çeşitli rezinler gibi farklı malzemelerin bir kombinasyonu ile üretilmektedir. Tez çalışmamızda amaç, dijital görüntü korelasyon sistemini kullanarak, 2 farklı malzeme tipine (PEEK ve titanyum) göre seçilen tek parça tarama gövdesinde, farklı tork değerlerinde vida sıkma sırasında ve uygulanan sterilizasyon işlemleri sonrasında vertikal, meziodistal ve bukkolingual yer değiştirmenin meydana gelip gelmediğini değerlendirmektir.

Çalışmamızda 10 adet PEEK Zimmer (Zimmer Biomet, Amerika Birleşik Devletleri), 10 adet Titanyum Medentika tarama gövdesi (Zimmer implant için üretilen seri) (Medentika, Straumann, Almanya), 2 adet Zimmer (Zimmer Biomet, Amerika Birleşik Devletleri) 4.3 mm çapında implant, 2 adet polimer kılıf (implant oturumu için) kullanılarak Dijital Görüntü Korelasyon Sistemi'nin (DIC) (Schneider-Kreuznach; Jobs. Schneider Optische Werke) ile incelemeler yapılmıştır. Kamera sistemi kalibre edildikten sonra torklama işlemi, hedef torkun iletilmesini ve kontrol edilmesini sağlamak için torku okuyan tork ölçüm cihazı (Chatillon, Amatek Test & Calibration Instruments, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak yapılmıştır. Tarama gövdeleri klinik olarak 10 yıl tecrübeli aynı operatör tarafından torklanmıştır. 20 adet tarama gövdesinin torklanma sırası rastgele seçilmiştir. Yer değiştirmeye bağlı test grupları 2 farklı implant kullanılarak Grup P (n=20) ve Grup T (n=20) olarak belirlenmiştir. Materyal tipine göre oluşabilecek farklar (P ve T) (aynı kuvvetlerde materyalin yer değiştirmeye etkisi), başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) ölçümleri arası tüm gruplardaki fark (yüzey işlemlerinin yer değiştirmeye etkisi), P'nin kendi içinde ve T'nin kendi içinde tork kuvvetinin yer değiştirmeye etkisi (10 Ncm ve 15 Ncm karşılaştırması) ölçülmüştür. İlk ölçümler için 10 adet PEEK (P) ve 10 adet titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdelerine önce 5 Ncm ile torklandıktan sonra görüntü korelasyon sistemi (DIC) ile ilk ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir. Ardından tork değeri 10 Ncm'e çıkarılmış ve ölçümler yapıp tekrar kaydedilmiştir. Son olarak 15 Ncm ile ölçümler tamamlanmıştır. İlk torklamalar ve ölçümler yapıldıktan sonra, üretici firmanın sterilizasyon protokolüne uygun olarak sterilizasyon uygulanmıştır. Bu protokol göz önüne alınarak tarama gövdelerine önce 20 dakika ultrasonik temizleme (Elmasonic S 300 H, Almanya), ardından 134 °C'de 3,5 dakika tam döngülü S tipi sterilizasyon cihazında (Statim 5000S, Kanada) 25 defa sterilizasyon protokolü uygulanmıştır. Sterilizasyon aşamaları uygulandıktan sonra ikinci ölçümler aşamasına geçilmiştir. 10 adet PEEK (P) ve 10 adet

titanyum (T) materyalden yapılmış tarama gövdelerine önce 5 Ncm ile torklandıktan sonra görüntü korelasyon sistemi ile ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir. Ardından tork değeri 10 Ncm'e çıkarılmış ve ölçümler yapıp tekrar kaydedilmiştir. Son olarak 15 Ncm ile ölçümler tamamlanmıştır. Tamamlanan ölçümlerde DIC yazılımı kullanılmıştır ve veriler işlenmiştir. IBM SPSS versiyon 26 kullanılmıştır. Grupların normal dağılımda olup olmadığını saptamak için Shapiro-Wilk testi uygulanmıştır ve değerlerin non-parametrik olduğu bulunmuştur. Buna göre de sonuçlar Mean±SD ve Median çeyrekler arası aralık (Median interquartile range) olarak sunulmuştur. Grup karşılaştırmasında titanyum (T) ve PEEK (P) gruplarının karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Torklama ve sterilizasyon işlemleri öncesi ve sonrası değerlerin karşılaştırılmasında ise bağımlı gruplar olduğu için Wilcoxon Signed Ranked testi uygulanmıştır. Korelasyon çalışmalarında Spearman testi uygulanmıştır. Anlamlılık değeri $p < 0,05$ seçilmiştir.

Meziodistal yer değiştirmede materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakmak için titanyum ve PEEK grupları arasındaki değerler incelendiğinde, tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir ($p < 0,001$). Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında fark gözlenmezken ($p > 0,05$), bu değerler PEEK grupları için anlamlı bulunmuştur (10 Ncm için $p = 0,028$ ve 15 Ncm için $p = 0,002$). Vertikal yer değiştirmede materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakmak için titanyum ve PEEK grupları arasındaki değerler incelendiğinde, 15 Ncm kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir ($p = 0,033$ ve $p = 0,001$). Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında sadece 10 Ncm için istatistiksel olarak anlamlı fark var iken ($p = 0,019$) bu değerler PEEK gruplarında sadece 15 Ncm için anlamlı bulunmuştur ($p = 0,028$). Bukkolingual yer değiştirmede materyal tipinin yer değiştirmeye etkisine bakıldığında; 10 Ncm (1) kuvvetinde ve 15 Ncm (1) kuvvetinde $p = 0,001$, 15 Ncm (2) kuvvetinde $p = 0,015$ olup istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir. 10 (2) Ncm kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p = 0,102$). Başlangıç (1) ve uygulanan işlemler sonrası (2) değerler kıyaslandığında 10 Ncm ve 15 Ncm için titanyum gruplarında fark gözlenmezken ($p > 0,05$), bu değerler PEEK grupları için anlamlı bulunmuştur (10 Ncm için $p = 0,044$ ve 15 Ncm için $p = 0,351$).

Bu çalışmada implant-abutment bağlantısının tipine ve malzemesine göre eksenel yer değiştirmede önemli farklılıklar gözlenmiştir. Bu eksenel yer değiştirme komşu dişler ve implant üstü protezlerin oklüzal ve proksimal temasını etkileyebileceğinden, tarama gövdesi seçerken dikkat edilmelidir. Tamamı PEEK'ten oluşan tarama gövdeleri yerine tek parça titanyum tarama gövdesi veya implant bağlantı bölgesi titanyumdan yapılmış tarama gövdeleri tercih edilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Dijital Ölçü, Tarama Gövdesi, Yer Değiştirme, Dijital Görüntü Korelasyon Sistemi (DIC), PEEK, Titanyum

SUMMARY

Evaluation of Displacement Precision of Titanium and PEEK Scan Body Materials Used in Digital Impression

The use of digital impressions eliminates the need for traditional impression materials which makes the procedure technique potentially more convenient for patients as well as reduces errors when compared to other techniques. As the scanner technology has improved and gained popularity, the designs of the scan bodies have improved, and their use has also increased. Intraoral scan bodies are produced as monolithic components or by a combination of different materials, such as titanium alloy, polyetheretherketone (PEEK), aluminum alloy and various resins. The aim of our thesis study is to evaluate whether vertical, mesiodistal and buccolingual displacements occur during screw tightening and after sterilization processes at different torque values in a single piece scan body selected according to two different material types (PEEK and titanium) using the digital image correlation system. In our study, 10 pieces PEEK Zimmers (Zimmer Biomet, USA), 10 pieces titanium Medentika scan bodies (The series produced for the Zimmer implant) (Medentika, Straumann, Germany), and 2 pieces Zimmer 4.3 mm diameter implants (Zimmer Biomet, USA) were attached to the table with the Digital Image Correlation System (DIC) (Schneider-Kreuznach; Jobs. Schneider Optische Werke) using 2 polymer sheaths (for implant fitting). After the camera system was calibrated, the torquing process was performed using a torque measuring instrument (Chatillon, Ametek Test & Calibration Instruments, USA) that reads the torque to ensure that the target torque is transmitted and controlled. The scan bodies were torqued by the same operator with ten years of clinical experience. The torquing order of twenty scan bodies was chosen randomly. The test groups due to displacement were determined as Group P (n=20) and Group T (n=20) using two different implants. The differences that may occur according to the material type (P and T) (effect of material on displacement at the same forces), the difference in all groups between the initial (1) and post-process (2) measurements (effect of surface treatments on displacement), the effect of torque force on displacement within P and T within itself (comparison of 10 Ncm and 15 Ncm) were measured. Before the first measurements, the scan bodies made of 10 PEEK (P) and 10 titanium (T) materials were torqued with 5 Ncm, and then the first measurements were made and recorded. Then the torque value was increased to 10 Ncm and measurements were made and recorded again. Finally, the measurements were completed with 15 Ncm. After the initial torques and measurements were made, sterilization was applied in accordance with the sterilization protocol recommended by the manufacturer. Considering this protocol, first 20 minutes of ultrasonic cleaning (Elmasonic S 300 H, Germany) was applied to the scan bodies, and then a sterilization protocol was applied 25 times in a full-cycle S-type sterilization device (Statim 5000S, Canada) at 134 °C for 3.5 minutes. After the sterilization stages were applied, the second measurement stage was started. The same protocol was applied. DIC software was used in the completed measurements and the data were processed. IBM SPSS version 26 is used. Shapiro-Wilk test was used to determine whether the groups were normally distributed and the values were found to be non-parametric.

Accordingly, the results are presented as Mean $\pm$ SD and Median interquartile range. Mann-Whitney U test was used for comparison of titanium (T) and PEEK (P) groups. The Wilcoxon Signed Ranked test was used to compare the values before and after the torque and sterilization processes, since there were dependent groups. Spearman test was used in correlation studies. The significance value $p < 0.05$ was chosen.

When the values between titanium and PEEK groups were examined to evaluate the effect of material type on displacement in mesiodistal direction, a statistically significant difference was found in all groups ($p < 0.001$). When the initial (1) and post-procedure (2) values were compared, no difference was observed in the titanium groups for 10 Ncm and 15 Ncm ($p > 0.05$), but these values were found to be significant for the PEEK groups ($p = 0.028$ for 10 Ncm and $p = 0.002$ for 15 Ncm). When the values between the titanium and PEEK groups were examined to look at the effect of the material type on the displacement in vertical direction, a statistically significant difference was found in the 15 Ncm forces ($p = 0.033$ and $p = 0.001$). When the initial (1) and post-procedure (2) values were compared, there was a statistically significant difference only for 10 Ncm ($p = 0.019$), these values were found to be significant only for 15 Ncm in the PEEK groups ($p = 0.028$). When the values between titanium and PEEK groups were examined to evaluate at the effect of material type on displacement in buccolingual direction, it was found that $p = 0.001$ at 10 Ncm (1) and 15 Ncm (1) forces, and $p = 0.015$ at 15 Ncm (2) forces. A statistically significant difference was determined. When the values between titanium and PEEK groups were examined to evaluate at the effect of material type on displacement in buccolingual direction, for 10 Ncm (1) and 15 Ncm (1) torque values $p = 0.001$ and 15 Ncm (2) it was $p = 0.015$, so a statistically significant difference was determined. There was no statistically significant difference in 10 Ncm (2) ($p = 0.102$). When the initial (1) and post-procedure (2) values were compared, no difference was observed in the titanium groups for 10 Ncm and 15 Ncm ($p > 0.05$), while these values were found to be significant for the PEEK groups ($p = 0.044$ for 10 Ncm and $p = 0.351$ for 15 Ncm).

In this study, significant differences in axial displacement were observed according to the type of the material and the implant-abutment connection. Care should be taken when selecting a scan body, as this axial displacement may affect the occlusal and proximal contact of adjacent teeth and implant-supported prostheses. One-piece titanium scan body or scan bodies made of titanium for the implant connection area should be preferred instead of scan bodies made of entirely PEEK.

Keywords: Dental Implant, Digital Impression, Scan Body, Displacement, Digital Image Correlation System (DIC), PEEK, Titanium

KAYNAKLAR

- ABDUO J, LYONS K. (2013). Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *International Journal of Dentistry*, 2013.
- ACAR HN (2007). Diş Hekimliğinde Sterilizasyon Kontrolü ve Önemi. Ulusal Sterilizasyon Dezenfeksiyon Kongresi, 4-8.
- AKAN E, ÇÖLGEÇEN Ö, MEŞE İT. (2015). Protetik Malzemelerin Sterilizasyonu ve Dezenfeksiyonu. *Ege Üniv. Diş Hekim. Fak. Derg.*, **36(3)**: 105-114.
- AL QURAN FA, RASHDAN BA, ABU ZOMAR AA, WEINER S. (2012). Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*, **43(2)**: 119-125.
- ALIKHASI M, KAZEMI M, JALALI H, HASHEMZADEH S, DODANGEH H, YILMAZ B. (2017). Clinician-generated torque on abutment screws using different hand screwdrivers. *J Prosthodont*, **118(4)**: 488-492.
- ALMEIDA EO, FREITAS JR, AC, BONFANTE EA, MAROTTA L, SILVA NR, COELHO PG. (2013). Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **28(1)**: 103-108.
- AYDIN M, XIN W, CETİNKAYA K, İBRAHİM K, YAŞAR, M. (2015). Application of Digital Image Correlation in Uniaxial Tensile Test. *EJENS*, **1(1)**: 33-38.
- BAIG MR (2014). Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29(4)**: 869-880.
- BALDONI J, LIONELLO G, ZAMA F, CRISTOFOLINI L. (2016). Comparison of different filtering strategies to reduce noise in strain measurement with digital image correlation. *J Strain Anal Eng*, **51(6)**: 416-430.
- BARBERO BR, URETA ES. (2011). Comparative study of different digitization techniques and their accuracy. *CAD*, **43(2)**: 188-206.
- BASAKI K, ALKUMRU H, DE SOUZA G, FINER Y. (2017). Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **32(4)**: 792-799.
- BERFIELD T, PATEL J, SHIMMIN R, BRAUN P, LAMBROS J, SOTTOS N. (2007). Micro-and nanoscale deformation measurement of surface and internal planes via digital image correlation. *Experimental Mechanics*, **47(1)**: 51-62.
- BERGİN JM, RUBENSTEIN JE, MANCL L, BRUDVIK JS, RAIGRODSKI AJ. (2013). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *J Prosthodont*, **110(4)**: 243-251.
- BERNARDINI F, RUSHMEIER H. (2002). The 3D model acquisition pipeline. *Comp Graph Forum* (Vol. 21, No. 2, pp. 149-172). Oxford, UK, Blackwell Publishers Ltd.

- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *BDJ*, **204(9)**: 505-511.
- BOLDING SL (2012). Advanced digital implant dentistry. Tillgänglig på: <http://tinyurl.com/c7ybnop>.
- BRAIAN M, DE BRUYN H, FRANSSON H, CHRISTERSSON C, WENNERBERG A. (2014). Tolerance measurements on internal-and external-hexagon implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29(4)**: 846-852.
- BRANEMARK PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, **50**: 399-410.
- BRÄNEMARK PI, BREINE U, ADELL R, HANSSON B, LINDSTRÖM J, OHLSSON Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, **3(2)**: 81-100.
- CAMPBELL RJ, FLYNN PJ. (2001). A survey of free-form object representation and recognition techniques. *Computer Vision and Image Understanding*, **81(2)**: 166-210.
- CAMPEN M, ATTENE M, KOBELT L. (2012). A Practical Guide to Polygon Mesh Repairing. Eurographics Conference (Tutorials).
- CHAN D, CHUNG AH, HAINES J, YAU ET, KUO C. (2011). The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Operative Dentistry*, **36(5)**: 486-491.
- CHEN F, OU H, LU B, LONG H. (2016). A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **53**: 427-433.
- CHIA VA, ESGUERRA RJ, TEOH KH, TEO JW, WONG KM, TAN KB. (2017). In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **32(2)**: 313-321.
- CHIVERS R, MOORE D. (1994). The effect of molecular weight and crystallinity on the mechanical properties of injection moulded poly (aryl-ether-ether-ketone) resin. *Polymer*, **35(1)**: 110-116.
- CHRISTENSEN GJ (2009). Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *JADA*, **140(10)**: 1301-1304.
- COPPEDÊ AR, BERSANI E, DE MATTOS MDGC, RODRIGUES RCS, DE MATTIAS SARTORI IA, RIBEIRO RF. (2009). Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, **22(3)**: 283-286.
- DAILEY B, JORDAN L, BLIND O, TAVERNIER B. (2009). Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **24(2)**: 251-256.

- DE VAL JEMS, GÓMEZ-MORENO G, MARTÍNEZ CPA, RAMÍREZ-FERNÁNDEZ MP, GRANERO-MARÍN JM, GEHRKE SA, CALVO-GUIRADO JL. (2016). Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, **206**: 104-109.
- DE VILLAUMBROSIA PG, MARTÍNEZ-RUS F, GARCÍA-OREJAS A, SALIDO MP, PRADÍES G. (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent*, **116(4)**: 543-550.
- DEL CORSO M, ABÀ G, VAZQUEZ L, DARGAUD J, EHRENFEST DMD. (2009). Optical three- dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **11(3)**: 214-221.
- DELLINGES MA, TEBROCK OC. (1993). A measurement of torque values obtained with hand- held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont*, **2(4)**: 212-214.
- DISNEY C, LEE P, HOYLAND J, SHERRATT M, BAY B. (2018). A review of techniques for visualising soft tissue microstructure deformation and quantifying strain Ex Vivo. *Journal of Microscopy*, **272(3)**: 165-179.
- DRISCOLL CF, FREILICH MA, GUCKES AD, KNOERNSCHILD KL, MCGARRY TJ, GOLDSTEIN G, GOODACRE C. (2017). The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, **117(5)**: e1-e105.
- DURACCIO D, MUSSANO F, FAGA MG. (2015). Biomaterials for dental implants: Current and future trends. *J Mater Sci*, **50(14)**: 4779-4812.
- ENDER A, ATTIN T, MEHL A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, **115(3)**: 313-320.
- ENDER A, MEHL A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, **109(2)**: 121-128.
- FEERICK EM, KENNEDY J, MULLETT H, FITZPATRICK D, MCGARRY P. (2013). Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Medical Engineering & Physics*, **35(6)**: 712-722.
- FREITAS- JÚNIOR AC, ALMEIDA EO, BONFANTE EA, SILVA NR, COELHO PG. (2013). Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clinical Oral Implants Research*, **24(2)**: 197-202.
- GAVIRIA L, SALCIDO JP, GUDA T, ONG JL. (2014). Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, **40(2)**: 50.
- GILBERT AB, YILMAZ B, SEIDT JD, MCGLUMPHY EA, CLELLAND NL, CHIEN HH. (2015). Three-Dimensional Displacement of Nine Different Abutments for an Implant with an Internal Hexagon Platform. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **30(4)**: 781-788.

- GIMÉNEZ B, ÖZCAN M, MARTÍNEZ- RUS F, PRADÍES G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**: e54-e64.
- GIMÉNEZ B, PRADÍES G, MARTÍNEZ-RUS F, ÖZCAN M. (2015). Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **30(1)**: 56-64.
- GIMENEZ- GONZALEZ B, HASSAN B, ÖZCAN M, PRADÍES G. (2017). An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *J Prosthodont*, **26(8)**: 650-655.
- GOIATO MC, PELLIZZER EP, DA SILVA EVF, DA ROCHA BONATTO L, DOS SANTOS DM. (2015). Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, **19(3)**: 229-242.
- GONG YX, LIU Y, WU L, XIE YB. (2009). Boolean operations on conic polygons. *JCST*, **24(3)**: 568-577.
- GREEN NT, MACHTEI EE, HORWITZ J, PELED M. (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dentistry*, **11(2)**: 137-143.
- GÜZEL K, MEŞE A, DÜNDAR B. (2006). The history of dental implantology. *Turkiye Klinikleri J Med Ethics*, **14(1)**: 41-46.
- HACK GD, PATZELT S. (2015). Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Prof Prod Rev*, **10(4)**: 1-5.
- HAHNEL S, WIESER A, LANG R, ROSENTRITT M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, **26(11)**: 1297-1301.
- HEARLE J (2001). Physical structure and fibre properties. *Regenerated Cellulose Fibres*, **18**: 199-233.
- HECKMANN SM, KARL M, WICHMANN MG, WINTER W, GRAEF F, TAYLOR TD. (2004). Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit: An in vitro study of three- unit implant- supported fixed partial dentures. *Clinical Oral Implants Research*, **15(4)**: 466-473.
- HOLST S, PERSSON A, WICHMANN M, KARL M. (2012). Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27(1)**: 29-35.
- JEMT T (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **6(3)**: 89-102.

- JEMT T, BOOK K. (1996). Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **11(5)**: 620-625.
- JODA T, BRÄGGER U. (2016). Patient- centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clinical Oral Implants Research*, **27(12)**: e185-e189.
- JONES EM, IADICOLA MA. (2018). A good practices guide for digital image correlation. *iDICs*, **10**.
- JUN C, ZHANG Q, LI QA, FU SL, WANG JZ. (2014). Corrosion and tribocorrosion behaviors of AISI 316 stainless steel and Ti6Al4V alloys in artificial seawater. *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, **24(4)**: 1022-1031.
- KALAMALLA A, PONNAPALLI H, DINESHKUMAR P. (2020). A comprehensive review of basic implant impression techniques. *EC Dental Science SI*, **2**: 1-11.
- KALAYCI E, AVİNÇ O, YAVAŞ A. (2017). Polyether Ether Ketone (Peek) Fibers. *Cumhuriyet Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Bilimleri Dergisi*, **38(2)**: 168-186.
- KALPANA D, SMITHA SHARAN D, SREEHARSHA T, PRADEEP CHANDRA K, BRUNDA K, NADIRA JABEEN S. (2019). A review on dental implant impressions. *International Journal of Applied Dental Sciences*, **5(1)**: 33-36.
- KANAWATI A, RICHARDS MW, BECKER JJ, MONACO NE. (2009). Measurement of clinicians' ability to hand torque dental implant components. *Journal of Oral Implantology*, **35(4)**: 185-188.
- KARL M, WINTER W, TAYLOR TD, HECKMANN SM. (2004). In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19(1)**: 30-37.
- KASHFUDDOJA M, PRASATH R, RAMJI M. (2014). Study on experimental characterization of carbon fiber reinforced polymer panel using digital image correlation: A sensitivity analysis. *Optics and Lasers in Engineering*, **62**: 17-30.
- KIM J, SON K, LEE KB. (2020). Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **12(5)**: 307.
- KIM JE, AMELYA A, SHIN Y, SHIM, JS. (2017). Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*, **117(6)**: 755-761.
- KIM SJ, SON K, LEE KB. (2018). Digital evaluation of axial displacement by implant-abutment connection type: An in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **10(5)**: 388-394.
- KOCH GK, GALLUCCI GO, LEE SJ. (2016). Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent*, **115(6)**: 749-754.
- KOUTOUZIS T, RICHARDSON J, LUNDGREN T. (2011). Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*, **37(1)**: 174-182.

- KUNAVISARUT C, LANG LA, STONER BR, FELTON DA. (2002). Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*, **11(1)**: 30-40.
- KURTULMUS-YILMAZ S, OZAN O, ÖZÇELİK TB, YAĞIZ A. (2014). Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*, **42(12)**: 1551-1559.
- KURTZ SM, DEVINE JN. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, **28(32)**: 4845-4869.
- KÜLEKÇİ G (1978). Diş Hekimliğinde Ne Tip Otoklav Alınmalı ve Nasıl Kullanılmalı? *Health Popul Perspect Issues*, **1(1)**: 40-50.
- LEE JH, KIM DG, PARK CJ, CHO LR. (2014). Axial displacements in external and internal implant- abutment connection. *Clinical Oral Implants Research*, **25(2)**: e83-e89.
- LEE SJ, BETENSKY RA, GIANNESCHI GE, GALLUCCI GO. (2015). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, **26(6)**: 715-719.
- LEE SJ, GALLUCCI GO. (2013). Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, **24(1)**: 111-115.
- LEE WT, KOAK JY, LIM YJ, KIM SK, KWON HB, KIM MJ. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly- ether- ether- ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **100(4)**: 1044-1052.
- LI H, LYU P, WANG Y, SUN, Y. (2017). Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent*, **117(1)**: 93-101.
- LIE A, JEMT T. (1994). Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clinical Oral Implants Research*, **5(1)**: 30-36.
- LIEBERMANN A, WIMMER T, SCHMIDLIN PR, SCHERER H, LÖFFLER P, ROOS M, STAWARCZYK B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*, **115(3)**: 321-328.
- LIN MI, SHEN YW, HUANG HL, HSU JT, FUH LJ. (2013). A retrospective study of implant-abutment connections on crestal bone level. *JDR*, **92(12)**: 202-207.
- LIU DY, CADER FN, ABDUO J, PALAMARA J. (2019). Accuracy of different implant impression techniques: Evaluation of new tray design concept. *J Prosthodont*, **28(2)**: e682-e687.
- LIU XY, LI RL, ZHAO, HW, CHENG, TH, CUI GJ, TAN QC, MENG GW. (2015). Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation by Shannon entropy. *Optik*, **126(23)**: 4206-4211.

- LOGOZZO S, ZANETTI EM, FRANCESCHINI G, KILPELÄ A, MÄKYNEN A. (2014). Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, **54**: 203-221.
- LU H, CARY P. (2000). Deformation measurements by digital image correlation: implementation of a second-order displacement gradient. *Experimental Mechanics*, **40(4)**: 393-400.
- MA T, NICHOLLS JI, RUBENSTEIN JE. (1997). Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **12(3)**: 1-9.
- MACHADO LS, BONFANTE EA, ANCHIETA RB, YAMAGUCHI S, COELHO PG. (2013). Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. *Implant Dentistry*, **22(5)**: 540-545.
- MANGANO C, MANGANO F, PIATTELLI A, IEZZI G, MANGANO A, LA COLLA L. (2010). Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25(2)**: 394-400.
- MANGANO F, GANDOLFI A, LUONGO G, LOGOZZO S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*, **17(1)**: 1-11.
- MARTIN CB, CHALMERS EV, MCINTYRE GT, COCHRANE H, MOSSEY PA. (2015). Orthodontic scanners: what's available? *J Orthodont*, **42(2)**: 136-143.
- MESSIAS A, ROCHA S, CALHA N, NETO M, NICOLAU P, GUERRA F. (2014). Effect of intentional abutment disconnection on the micromovements of the implant-abutment assembly and screw thread morphology. *Clinical Oral Implants Research*, **25(10)**: 107.
- MISCH CE (2004). Dental implant prosthetics-E-book. Elsevier Health Sciences.
- MIZUMOTO RM, YILMAZ B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **120(3)**: 343-352.
- MONICH PR, HENRIQUES B, DE OLIVEIRA APN, SOUZA JC, FREDEL MC. (2016). Mechanical and biological behavior of biomedical PEEK matrix composites: A focused review. *Materials Letters*, **185**: 593-597.
- MOON SJ, KIM HJ, SON MK, CHUNG CH. (2009). Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *JAP*, **1(2)**: 97-101.
- MOÖRMANN WH. (2006). The evolution of the CEREC system. *JADA*, **137**: 7-13.
- MOREIRA AH, RODRIGUES NF, PINHO AC, FONSECA JC, VILAÇA JL. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**: e751-e764.
- MOURA RV, KOJIMA AN, SARACENI CHC, BASSOLLI L, BALDUCCI I, ÖZCAN M, MESQUITA AMM. (2019). Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont*, **28(2)**: e530-e535. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/jopr.12799>

- PALANCA M, TOZZI G, CRISTOFOLINI L. (2016). The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review. *International Biomechanics*, **3(1)**: 1-21.
- PAN B, QIAN K, XIE H, ASUNDI A. (2009). Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: A review. *Measurement Science and Technology*, **20(6)**: 062001.
- PAN B, TIAN L, SONG X. (2016). Real-time, non-contact and targetless measurement of vertical deflection of bridges using off-axis digital image correlation. *Ndt & E International*, **79**: 73-80.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, CHUANG SK, WEBER HP, GALLUCCI GO. (2012). A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27(1)**: 102-110.
- PAPASPYRIDAKOS P, GALLUCCI GO, CHEN CJ, HANSSEN S, NAERT I, VANDENBERGHE, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, **27(4)**: 465-472.
- PARK GH, SON K, LEE KB. (2019). Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent*, **121(5)**: 803-810.
- PARK J, YOON S, KWON TH, PARK K. (2017). Assessment of speckle-pattern quality in digital image correlation based on gray intensity and speckle morphology. *Optics and Lasers in Engineering*, **91**: 62-72.
- PATZELT SB, EMMANOUILIDI A, STAMPF S, STRUB JR, ATT W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, **18(6)**: 1687-1694.
- PERSSON AS, ODÉN A, ANDERSSON M, SANDBORGH-ENGLUND G. (2009). Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials*, **25(7)**: 929-936.
- PETERS M, DELONG R, PINTADO M, PALLESEN U, QVIST V, DOUGLAS W. (1999). Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent*, **27(7)**: 479-485.
- PINTO JM, ARRIETA C, ANDIA ME, URIBE S, RAMOS-GREZ J, VARGAS A, IRARRAZAVAL P, TEJOS C. (2015). Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Medical Engineering & Physics*, **37(3)**: 328-334.
- PJETURSSON BE, TAN K, LANG NP, BRÄGGER U, EGGER M, ZWAHLEN M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: I. Implant- supported FPDs. *Clinical Oral Implants Research*, **15(6)**: 625-642.
- POISSANT J, BARTHELAT F. (2010). A novel “subset splitting” procedure for digital image correlation on discontinuous displacement fields. *Experimental Mechanics*, **50(3)**: 353-364.

- POWERS JM, SAKAGUCHI RL. (2006). Craig's restorative dental materials. United States, Mosby.
- RAMSEY CD, RITTER RG. (2012). Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant- supported restorations. *JERD*, **24(5)**: 299-308.
- REBEEAH HA, YILMAZ B, SEIDT JD, MCGLUMPHY E, CLELLAND N, BRANTLEY W. (2018). Comparison of 3D displacements of screw-retained zirconia implant crowns into implants with different internal connections with respect to screw tightening. *J Prosthet Dent*, **119(1)**: 132-137.
- REN X, SON K, LEE KB. (2021). Accuracy of Proximal and Occlusal Contacts of Single Implant Crowns Fabricated Using Different Digital Scan Methods: An In Vitro Study. *Materials*, **14(11)**: 2843.
- RIBEIRO CG, MAIA MLC, SCHERRER SS, CARDOSO AC, WISKOTT H. (2011). Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci*, **19(4)**: 413-420.
- RING ME (1992). Dentistry: An illustrated history. Atlanta, Abradale Press.
- RODOLÀ E, ALBARELLI A, CREMERS D, TORSELLO A. (2015). A simple and effective relevance-based point sampling for 3D shapes. *Pattern Recognition Letters*, **59**: 41-47.
- RUDOLPH H, QUAAS S, LUTHARDT R. (2002). Matching point clouds: limits and possibilities. *IJCD*, **5(2-3)**: 155-164.
- RUSINKIEWICZ S, HALL-HOLT O, LEVOY M. (2002). Real-time 3D model acquisition. *TOG*, **21(3)**: 438-446.
- RUSPI ML, PALANCA M, FALDINI C, CRISTOFOLINI L. (2017). Full-field in vitro investigation of hard and soft tissue strain in the spine by means of digital image correlation. *MLTJ*, **7(4)**: 538.
- RUTKŪNAS V, GEČIAUSKAITĖ A, JEGELEVIČIUS D, VAITIEKŪNAS M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, **10(1)**: 101-120.
- SAGOMONYANTS KB, JARMAN-SMITH ML, DEVINE JN, ARONOW MS, GRONOWICZ GA. (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, **29(11)**: 1563-1572.
- ŞAHİN S, ÇEHRELİ MC. (2001). The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dentistry*, **10(2)**: 85-92.
- SALAITA LG, YILMAZ B, SEIDT JD, CLELLAND NL, CHIEN HH, MCGLUMPHY EA. (2017). Strain analysis of 9 different abutments for cement-retained crowns on an internal hexagonal implant. *J Prosthet Dent*, **118(2)**: 166-171.

- SCHEPKE U, MEIJER HJ, KERDIJK W, CUNE MS. (2015). Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent*, **114**(3): 403-406.
- SCHMIDT A, BILLIG JW, SCHLENZ MA, REHMANN P, WÖSTMANN B. (2019). Influence of the accuracy of intraoral scanbodies on implant position: Differences in manufacturing tolerances. *Int J Prosthodont*, **32**: 430-432.
- SCHWITALLA AD, ABOU-EMARA M, ZIMMERMANN T, SPINTIG T, BEUER F, LACKMANN J, MÜLLER WD. (2016). The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed*, **63**: 244-251.
- SEMPER W, HEBERER S, MEHRHOF J, SCHINK T, NELSON K. (2010). Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25**(1): 86-94.
- SHIM HW, YANG BE. (2015). Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: Focus on the abutment neck fractures. *J Adv Prosthodont*, **7**(6): 423-430.
- SIMON H, YANASE RT. (2003). Terminology for implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **18**(4): 539-543.
- SINGH AV (2013). Clinical Implantology-E-Book. Elsevier Health Sciences.
- SKINNER HB. (1988). Composite technology for total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **(235)**: 224-236.
- SKIRBUTIS G, DZINGUTĖ A, MASILIŪNAITĖ V, ŠULCAITĖ G, ŽILINSKAS J. (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatol*, **19**(1): 19-23.
- SMEETS R, STADLINGER B, SCHWARZ F, BECK-BROICHSITTER B, JUNG O, PRECHT C, KLOSS F, GRÖBE A, HEILAND M, EBKER T. (2016). Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomed Res Int*, **2016**: 16.
- SORENSEN JA (1989). A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*, **62**(3): 264-269.
- SOUZA J, BARBOSA S, ARIZA E, CELIS JP, ROCHA L. (2012). Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear*, **292**: 82-88.
- SOUZA JC, HENRIQUES M, TEUGHELIS W, PONTIAUX P, CELIS JP, ROCHA LA. (2015). Wear and corrosion interactions on titanium in oral environment: literature review. *J. Bio- Tribo-Corros*, **1**(2): 13.
- SPECTOR MR, DONOVAN TE, NICHOLLS JI. (1990). An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, **63**(4): 444-447.

- STANILAND P, WILDE C, BOTTINO F, DI PASQUALE G, POLLICINO A, RECCA A. (1992). Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*, **33(9)**: 1976-1981.
- STIMMELMAYR M, GÜTH JF, ERDELT K, EDELHOFF D, BEUER F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, **16(3)**: 851-856.
- TAKAHASHI N, KITAGAMI T, KOMORI T. (1978). Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent*, **40(2)**: 186-191.
- TAN JZH, TAN MY, TOH YLS, WONG KY, TAN KBC. (2021). Three-dimensional positional accuracy of intraoral and laboratory implant scan bodies. *J Prosthet Dent*, **3913(20)**: 30731-30739.
- TAN K (1995). The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, **24(1)**: 138-157.
- TAN KB, NICHOLLS JI. (2002). The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17(2)**: 175-183.
- TAN MY, HUI XIN YEE S, WONG KM, TAN YH., TAN KBC. (2019). Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **34(2)**: 366-380.
- TING- SHU S, JIAN S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*, **24(4)**: 313-321.
- TUNALI B (2000). Oral İmplantoloji. Genişletilmiş 2. Baskı, Nobel Tıp Kitabevleri Bölüm 1.
- ULUSOY M, AK A. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- VAN STEENBERGHE D (1989). A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent*, **61(2)**: 217-223.
- WANG J, YU Z, ZHU W, CAO J. (2013). Feature- preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. *Comp Graph Forum*,
- WANG Y, LAVA P, COPPIETERS S, DE STRYCKER M, VAN HOUTTE P, DEBRUYNE D. (2012). Investigation of the uncertainty of DIC under heterogeneous strain states with numerical tests. *Strain*, **48(6)**: 453-462.
- WEE AG, AQUILINO SA, SCHNEIDER RL. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*, **12(2)**: 167-178.

- WISMEIJER D, MANS R, VAN GENUCHTEN M, REIJERS HA. (2014). Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, **25(10)**: 1113-1118.
- YAMANY SM, FARAG AA. (2002). Surface signatures: an orientation independent free-form surface representation scheme for the purpose of objects registration and matching. *TPAMI*, **24(8)**: 1105-1120.
- YE X, LIU H, CHEN L, CHEN Z, PAN X, ZHANG S. (2008). Reverse innovative design—an integrated product design methodology. *CAD*, **40(7)**: 812-827.
- YILMAZ B, GOUVEIA D, MARQUES VR, DİKER E, SCHIMMEL M, ABOU-AYASH, S. (2021). The accuracy of single implant scans with a healing abutment-scanpeg system compared with the scans of a scanbody and conventional impressions: An in vitro study. *J Dent*, **110**: 103684.
- YILMAZ B, HASHEMZADEH S, SEIDT JD, CLELLAND NL. (2018). Displacement comparison of CAD–CAM titanium and zirconia abutments to implants with different conical connections. *JPR*, **62(2)**: 200-203.
- YILMAZ B, MESS J, SEIDT J, CLELLAND NL. (2013). Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. *Int J Prosthodont*, **26(3)**: 235-238.
- YILMAZ B, SEIDT JD, MCGLUMPHY EA, CLELLAND NL. (2013). Displacement of screw-retained single crowns into implants with conical internal connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **28(3)**: 803-806.
- YOON S, JUNG HJ, KNOWLES J, LEE, HH. (2021). Digital image correlation in dental materials and related research: A review. *Dental Materials*, **37(5)**: 758-771.
- YÜZBAŞIOĞLU E, KURT H, TURUNC R, BİLİR H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, **14(1)**: 1-7.
- ZHANG DS, AROLA DD. (2004). Applications of digital image correlation to biological tissues. *JBO*, **9(4)**: 691-699.
- ZHANG DS, LUO M, AROLA DD. (2006). Displacement/strain measurements using an optical microscope and digital image correlation. *Optical Engineering*, **45(3)**: 033605.
- ZHOU L, QIAN Y, ZHU Y, LIU H, GAN K, GUO J. (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, **30(8)**: e209-e215.
- ZHU L, BARHAK J, SRIVATSAN V, KATZ R. (2007). Efficient registration for precision inspection of free-form surfaces. *JAMT*, **32(5-6)**: 505-515.
- ZIMMERMANN M, MEHL A, MÖRMANN W, REICH S. (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *IJCD*, **18(2)**: 101-129.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Emre
Soyadı : DİKER
Uyruğu : T.C.
Yabancı Dil : İngilizce

II- Eğitim

2017-2021 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı / Uzmanlık Eğitimi
2020-2020 The Ohio State University College of Dentistry, Division of
Restorative and Prosthetic Dentistry/ Misafir Araştırma Görevlisi
2010-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2013-2015 Anadolu Üniversitesi Açık Öğretim Fakültesi Sağlık Kurumları
İşletmeciliği (Onur Öğrenciliği)

III- Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar

1. YILMAZ, B., **DİKER, E.**, OVCHİNNİK, V., & ABOU-AYASH, S. (2021). Management of a partially edentulous patient with idiopathic root resorption by using digital and conventional implant planning technologies. *The journal of prosthetic dentistry*.
2. YILMAZ, B., GOUVEİA, D., MARQUES, V. R., **DİKER, E.**, SCHİMMEL, M., & ABOU-AYASH, S. (2021). The accuracy of single implant scans with a healing abutment-scanpeg system compared with the scans of a scanbody and conventional impressions: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 103684.
3. TERZİOĞLU, H., **DİKER, E.**, AĞAN H. (2021) İmplant üzeri protez uygulamalarında periodontolojinin yeri. Multidisipliner Diş Hekimliğinde Periodontolojinin Yeri. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; p.38- 45.

Poster ve Sözlü Sunumlar

1. **DİKER E** (2019). Implant Prosthetic Dentistry, İngilizce Sözlü Sunum, Muhimbili University Faculty of Dentistry, Tanzania
2. **DİKER E** (2019). İmplant Uygulaması Öncesi Dijital Protetik Planlama ve İş Akışı, Uzmanlık Semineri, Ankara
3. ÖZKAN T, **DİKER E**, ÜÇTAŞLI S (2018). Kök Destekli Mandibuler Overdenture Karşısında Maksiler Tam Protez Uygulaması, Poster Bildirisi, TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara
4. **DİKER E**, TERZİOĞLU H, ÖZLEM Z (2018). Evaluation of Stresses on Different Diameters of Ti-Zr Alloy Implants by 3D-FEA, Poster Bildirisi, 42th Annual Conference of The European Prosthodontic Association and EPA-SEPES Joint Meeting, Madrid, İspanya
5. **DİKER E**, TERZİOĞLU H, AKÇAM O (2018). Congenitally Missing Maxillary Lateral Incisors: Orthodontic And Prosthodontic Considerations, Poster Sunumu, Planmed Implantology Education Group (PIEG) 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, Antalya

6. **DİKER E**, KARAER O, TERZİOĞLU H (2017). Partially Edentulous Case with Different Bone Resorption Level Planning a Rehabilitation with Dental Implants- a case report, Poster Sunumu, Planmed Implantology Education Group (PIEG) 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, Belgrad, Sırbistan
7. AKSAN E A, ATSÜ SAĞLAM S, BULUT A C, **DİKER E** (2017). Simante İmplant Dayanağıyla Vida Retansiyonlu Monolitik Kron Üretimi Vaka Raporu, Poster Bildirisi, TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul
8. AKSAN E A, ATSÜ SAĞLAM S, BULUT A C, **DİKER E** (2017). Teleskopik Kron Tutuculu İmplant Destekli Mandibular Tam Protez Vaka Sunumu, Poster Bildirisi, TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul
9. AKSAN E A, ATSÜ SAĞLAM S, BULUT A C, **DİKER E** (2017). Mandibular Hassas Bağlantılı İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez Vaka Raporu, Poster Bildirisi, TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul

IV- Diğer Bilgiler

Kongre, Sempozyum ve Kurs Katılımları

1. 8. Dijital Diş Hekimliği Sempozyumu, 2021
2. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölümü Bilimsel Toplantı ve Genel Kurul, 2020, Antalya
3. Botulinum Toksin, Dermal Dolgu ve Mezoterapi Eğitim Programı, 2020, İstanbul
4. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölümü Bilimsel Toplantı ve Genel Kurul, 2019, Antalya
5. DENTIS World Implant Symposium, 2019, Madrid, İspanya
6. İzmir Diş Hekimleri Odası 26. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2019, İzmir
7. MIA World Symposium New Era in Implantology, 2019, İstanbul
8. Türk Diş Hekimleri Birliği 25. Uluslararası Kongresi, 2019, İstanbul
9. Nobel Biocare Total Dişsizlik Çözümleri Semineri, 2019, Ankara
10. Diş Hekimliğinde Son Teknolojik Gelişmeler; Türk-Japon Dental Çalıştayı, 2019, İstanbul
11. Türk Oral İmplantoloji Derneği 30. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2019, İstanbul
12. Medentika İleri Cerrahi ve Protez Kursu, 2018, Ankara
13. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölümü Bilimsel Toplantı ve Genel Kurul, 2018, Antalya

14. Dentimplant 15. Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Etkinlik Programı, 2018, Antalya
15. Türk Diş Hekimleri Birliği 24. Uluslararası Kongresi, 2018, Ankara
16. 42th Annual Conference of The European Prosthodontic Association and EPA-SEPES Joint Meeting, 2018, Madrid, İspanya
17. Estetik Anterior Restorasyonlar İçin Nanoseramik Çözümler Eğitimi, 2018, Ankara
18. Dentsply-Sirona Cerec CAD/CAM İleri Seviye Eğitimi, 2018, İstanbul
19. Planmed Implantology Education Group (PIEG) 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2018, Antalya
20. Oral İmplantoloji Eğitimi Hands On Kursu, 2018, Ankara
21. Üst Çene Ön Bölge İmplant Uygulamaları Sempozyumu, 2018, Ankara
22. Dijital Gülüş Tasarımı Eğitim Programı, 2018, Ankara
23. Laminate Veneerler Eğitim Programı, 2017, Ankara
24. Gülse İnovasyon Günleri Adeziv Diş Hekimliği Eğitimi, 2017, Ankara
25. Planmed Implantology Education Group (PIEG) 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2017, Belgrad, Sırbistan
26. Türk Diş Hekimleri Birliği 23. Uluslararası Kongresi, 2017, İstanbul

Uluslararası Organizasyonlar

Zanzibar Ağız Diş Sağlığı Projesi, 28 Ekim-11 Kasım 2018, Zanzibar, Tanzanya

Tanzania Oral and Dental Health Project, 14-28 Temmuz 2019, Darüselam Tanzanya

V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

TPİD (Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği)

ITI (International Team for Implantology)

OSSEDER (Osseointegrasyon Derneği)

CADA (Computer Aided Dentistry Academy)