



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**DİŞSİZ MAKSİLLADA TARAMA GÖVDELERİNİN
POZİSYONU VE SPLİNTLENMESİNİN DİJİTAL İMPLANT
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ**

İlayda TUNÇBİLEK

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Kadriye Funda AKALTAN

ANKARA

2025

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞSİZ MAKSİLLADA TARAMA GÖVDELERİNİN
POZİSYONU VE SPLİNTLENMESİNİN DİJİTAL İMPLANT
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

İlayda TUNÇBİLEK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Kadriye Funda AKALTAN

ANKARA
2025

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Dişsiz Maksillada Tarama Gövdelerinin Pozisyonu ve Splintlenmesinin Dijital İmplant Ölçü Doğruluğuna Etkisinin İn Vitro İncelenmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımda yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımda yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı:

Tarih:

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda İlayda TUNÇBİLEK tarafından hazırlanan “Dişsiz Maksillada Tarama Gövdelerinin Pozisyonu ve Splintlenmesinin Dijital İmplant Ölçü Doğruluğuna Etkisinin İn Vitro İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Unvanı Adı Soyadı

Üniversitesi

Jüri Başkanı

.....

Üniversitesi

Raportör

.....

Üniversitesi

Üye

.....

Üniversitesi

Üye

.....

Üniversitesi

Raportör

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Fügen AKTAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Dişsiz Maksillada Tarama Gövdelerinin Pozisyonu ve Splintlenmesinin Dijital İmplant Ölçü Doğruluğuna Etkisinin in Vitro İncelenmesi

Dişsiz arkta tarama gövdeleri arasında yeterli referans noktaları olmaması sebebiyle doğru dijital ölçüler elde edilmesinde zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu çalışmanın amacı implant tarama gövdelerinin splintlenmesinin tam ark dijital ölçü doğruluğuna etkisini incelemektir. Dişsiz bir üst çenede bulunan beş adet tarama gövdeleri 3B yazıcı ile üretilmiş rezin bir splint ile birleştirilmiştir. Trios5 ağız içi tarayıcı ile 15 adet splintli ve 15 adet splintsiz modelden test taraması yapılmıştır. Referans tarama optik bir 3B tarayıcı ile elde edilmiştir. Referans ve test taramalarının karşılaştırmaları en uygun hizalama yöntemini kullanan tersine mühendislik yazılımıyla gerçekleştirilmiştir. Yazılım sayesinde elde edilen x,y,z koordinatlarındaki doğrusal ve açısal sapma değerleri kullanılarak istatistiksel analiz yapılmıştır. Mesiale eğimli sağ birinci molar, sağ kanin ve distale eğimli sol ikinci premolar konumlarındaki tarama gövdelerinde splint uygulamasıyla sapma miktarlarında artış meydana gelmiştir. Çalışmada kullanılan splint tekniği, mesio-distal yönde eğimli olan tarama gövdelerinde tarama gövdeleri arasındaki mesafeyi kısıtladığı ve tarama işlemini zorlaştırdığı için sapma miktarını arttırmıştır. Splint uygulamadan alınan dijital ölçülerin doğruluğundaki sapma miktarları klinik olarak kabul edilebilir değerler içerisinde.

Anahtar Sözcükler: Ağız içi tarama, dental implantlar, dijital ölçü, doğruluk, tam ark

SUMMARY

In Vitro Investigation of The Effect of Scan Body Position and Splinting on Digital Implant Impression Accuracy in The Edentulous Maxilla

Due to the lack of sufficient reference points between the scan bodies in the edentulous arch, difficulties are encountered in making accurate digital impressions. The aim of this study is to examine the effect of splinting implant scan bodies in full arch digital impression accuracy. The five scan bodies in an edentulous maxilla are connected with a resin splint produced with a 3D printer. Test scans were performed 15 times from each with and without splinted models with Trios5 intraoral scanner. Reference scan is obtained with an optical 3D scanner. Comparisons of reference and test scans were performed with reverse engineering software using the best fit alignment method. Statistical analysis was performed using linear and angular deviation values in x,y,z coordinates obtained thanks to the software. There was an increase in the amount of deviation with splint application in the scan bodies in the mesially angulated right molar, right canine and distally angulated left second premolar positions. The splint technique used in the study increased the amount of deviation because it restricted the distance between the scan bodies angulated in the mesio-distal direction and made the scanning process difficult. The deviation amounts in the accuracy of the digital impressions taken from the splinted models are within the clinically acceptable values.

Keywords: Accuracy, dental implants, digital impressions, full arch, intraoral scan

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
Özet	iv
Summary	v
İçindekiler	vi
Önsöz	viii
İthaf	ix
Simgeler ve Kısaltmalar	x
Şekiller	xi
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü	3
1.1.1. Ölçü Materyalleri	3
1.1.2. Ölçü Yöntemlerinin Sınıflandırılması	5
1.1.2.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri	5
1.1.2.1.1. Kullanılan Tekniğe Göre Ölçü Yöntemleri	5
1.1.2.1.1.1. Direkt Yöntem (Açık Kaşık Yöntemi/ Pick-Up Ölçü Yöntemi)	5
1.1.2.1.1.2. İndirek Yöntem (Kapalı Kaşık Yöntemi / Transfer Yöntemi)	6
1.1.2.1.2. İmplantın Seviyesine Göre Ölçü Yöntemleri	7
1.1.2.1.2.1. Abutment Seviyesinde Ölçü Yöntemi	7
1.1.2.1.2.2. İmplant Seviyesinde Ölçü Yöntemi	7
1.1.2.1.3. Konvansiyonel Ölçü Yöntemlerinde Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	8
1.1.2.1.3.1. Direkt ve İndirek Ölçü Yöntemlerinin Etkisi	8
1.1.2.1.3.2. Ölçü Postlarının Splintlenmesi ve Splint Materyalinin Etkisi	8
1.1.2.1.3.3. Ölçü Materyalinin Etkisi	8
1.1.2.1.3.4. İmplant Açısının Etkisi	9
1.1.2.2. Dijital Ölçü Yöntemleri	9
1.1.2.2.1. Tam Ark Dijital İmplant Ölçüsünün Kısıtlamaları	12
1.1.2.2.2. İntraoral Dijital Ölçü Tekniklerinin Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	13
1.1.2.2.2.1. Ortam Koşulları	13
1.1.2.2.2.2. Tarama Gövdelerinin Tasarımı ve Materyali	14
1.1.2.2.2.3. Tarama Tekniği	16
1.1.2.2.2.4. Tarama Gövdesi Splintleme Tekniği	17
1.1.2.2.2.5. İmplantın Dental Arktaki Konumu	17
1.1.2.2.2.6. İmplantın Açısı ve Derinliği	18
1.1.2.2.2.7. İmplantlar Arası Mesafe	18
1.1.2.2.2.8. Kullanılan Ağız İçi Tarayıcı	18
1.1.2.2.3. Dijital Ölçü Yöntemlerinde Kullanılan Görüntüleme Teknikleri	19
1.1.2.2.3.1. Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu	19
1.1.2.2.3.2. Triangulasyon Tekniği	20
1.1.2.2.3.3. Optik Kohorent Tomografi	21
1.1.2.2.3.4. Akordiyon Şerit İnterferometrisi	22
1.1.2.2.3.5. Aktif Dalga Örnekendirilmesi	23

1.1.2.2.3.6. Yakın Kızılötesi (NIR) Görüntüleme Teknolojisi	23
1.1.2.2.3.7. Yapısal Işık Görüntüleme	23
1.1.2.2.4. İntraoral Tarayıcı Sistemleri	24
1.1.2.2.4.1. Cerec (Sirona Dental System Beinsheim, Almanya)	24
1.1.2.2.4.1.1. Omnicam	24
1.1.2.2.4.1.2. Primescan	24
1.1.2.2.4.2. Trios (3Shape, Danimarka)	24
1.1.2.2.4.2.1. Trios3	25
1.1.2.2.4.2.2. Trios4	25
1.1.2.2.4.2.3. Trios5	25
1.1.2.2.4.3. iTero (Cadent Ltd. / İsrail)	26
1.1.2.2.4.3.1. Element 1, Element 2 ve Element Flex	26
1.1.2.2.4.3.2. Element 5D	26
1.1.2.2.4.4. Medit i500 (Medit, Seoul, Kore)	27
1.1.2.2.4.5. Lava C.O.S. (3M ESPE, A.B.D.)	27
1.1.2.2.4.6. CS3500, CS3600, CS3700, CS3800 (Carestream, A.B.D.)	27
1.1.2.2.4.6.1. CS3500/ CS3600	27
1.1.2.2.4.6.2. CS3700	27
1.1.2.2.4.6.3. CS3800	28
1.1.2.2.4.7. Dental Wings (Kanada)	28
1.1.2.2.4.7.1. Dwio	28
1.1.2.2.4.7.2. Virtuo Vivo	28
1.1.2.2.5. Referans Tarayıcı Sistemleri	28
1.1.2.2.5.1. Atos Q (GOM Gmbh, Braunschweig, Almanya)	29
2. GEREÇ ve YÖNTEM	31
2.1. Ana Modelin Hazırlanması	31
2.2. Referans Tarama	32
2.3. Splint Hazırlığı	33
2.4. Ağız İçi Tarayıcı ile Tarama Protokolü	35
2.5. Veri Analizi	36
2.6. İstatistiksel Analiz	37
3. BULGULAR	39
3.1. Doğrusal Sapma Verilerinin Analizi	39
3.2. Açısal Sapma Verilerinin Analizi	43
4. TARTIŞMA	48
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	59
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ	65

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, her ihtiyacında yanımda olan, değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, çalışma prensiplerini ve disiplinini kendime örnek aldığım saygıdeğer danışman hocam Sayın Prof. Dr. K. Funda Akaltan' a,

Akademik birikimi ve vizyonunu örnek aldığım, tez jürimin değerli üyelerinden anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. S. Hakan Terzioğlu'na,

Doktora eğitimim süresince bilgileriyle akademik gelişimimde katkıları olan bütün Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Anabilim Dalı'nın çok kıymetli öğretim üyelerine,

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde yer alan tüm akademik ve idari personele,

Birlikte çalışmanın mutluluğunu paylaştığım eş kıdemlerim, İrem Büyükkateş ve Alptekin Kök'e,

Lisansüstü eğitim sürecinde yan yana çalışmaktan mutluluk duyduğum, başta Meryem Dormen ve Özge Tıraş olmak üzere tüm bölüm arkadaşlarıma,

Hayatımdaki en büyük şansım, bütün kararlarımda yanımda olan, güvenini ve desteğini her zaman hissettiğim, en büyük destekçim sevgili eşim Mert Tunçbilek'e,

En büyük dayanağım, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, varlığıyla bana her zaman güç veren, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, bugünlerimin mimarı canım annem Libas Ruhi'ye,

Doktora eğitimim süresince, Bilim İnsanı Destek Programları Başkanlığı (BİDEB) 2211-Yurt İçi Lisansüstü Burs Programı kapsamında sağladığı maddi destek için Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)' na

Ve tüm bu süreçte bana destek olan herkese sevgi ve saygılarımla teşekkür ederim.

İTHAF

Tez çalışmamı ne yazık ki 2011 yılından beri hayatımda olamayan fakat içimde varlığını ve sevgisini her zaman hissettiğim, karakterini her zaman örnek aldığım, bu hayatta tanıdığım en iyi insan olan canım babam rahmetli Levent Ruhi'ye ithaf ediyorum.



SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	Üç Boyutlu
°C	Santigrad Derece
AFI	Akordeon Şerit İnterferometrisi
AWS	Aktif Dalga Örneklemesi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
CLSM	Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu
IOS	Ağız içi tarayıcı
ISO	Uluslararası standardizasyon kurumu
K	Kelvin
LED	Light emitting diode
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
mmHg	Milimetre cıva
NIR	Yakın kızılötesi
Nm	Nanometre
OKT	Optik kohorent tomografi
PEEK	Polietereterketon
RMS	Karekök ortalama
S-	Splintsiz Grup
S+	Splintli Grup
STL	Standart Tesellation Language

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Açık ölçü postu	6
Şekil 1.2. Kapalı ölçü postu	6
Şekil 1.3. PEEK tarama gövdesi	15
Şekil 1.4. Titanyum tarama gövdesi	15
Şekil 1.5. Paralel konfokal lazer tarama yöntemi	20
Şekil 1.6. Aktif triangular tarama yöntemi	21
Şekil 1.7. Optik kohorent tomografi yöntemi	22
Şekil 1.8. Akordeon şerit interferometri yöntemi	22
Şekil 1.9. Aktif dalga örnekleme yöntemi	23
Şekil 1.10. Trios5 ağız içi tarayıcı	26
Şekil 1.11. Referans tarayıcı Atos Q cihazının görüntüsü	30
Şekil 2.1. Ana model görüntüsü	31
Şekil 2.2. Bu tez çalışmasında kullanılan ana modelin referans taraması üzerinde yapılan implantlar arası mesafe ölçümleri	32
Şekil 2.3. Atos Q ile yapılmış referans taramanın STL görüntüsü	32
Şekil 2.4. Meshmixer programında tasarlanan splintin STL görüntüsü	33
Şekil 2.5. Kullanılan splintin görüntüsü	34
Şekil 2.6. Splint uygulanmış ana model görüntüsü	34
Şekil 2.7. Splintsiz grup için Trios5 ile taranan ana modelin STL görüntüsü	35
Şekil 2.8. Splintli grup için Trios5 ile taranan modelin STL görüntüsü	36
Şekil 2.9. Referans ve test taramalarının karşılaştırılması sonucu elde edilen konum bilgilerinin görüntüsü	37
Şekil 2.10. Tarama gövdelerinin referans ve tarama yazılımları arasındaki açı farklarının görüntüsü	37
Şekil 3.1. Doğrusal sapma değerlerinin splintli ve splintsiz taramalardaki değişim grafiği	42
Şekil 3.2. Açısal sapma değerlerinin splintli ve splintsiz taramalardaki değişim grafiği	46
Şekil 4.1. Kernen vd.'nin kullandığı splint uygulamasının görüntüsü	51
Şekil 4.2. Garcia-Martinez vd.'nin kullandığı halkaların görüntüsü	51
Şekil 4.3. Iturrate vd.'nin kullandıkları yardımcı geometrik parça	52
Şekil 4.4. Pereira vd.'nin, tarama gövdelerine bağlanan aparey ile yaptıkları ağız içi taramanın görüntüsü	52
Şekil 4.5. Huang vd.'nin kullandığı lateral bayraklı tarama gövdeleri	53

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1. Tarama gövdelerinin splintli ve splintsiz taramalardaki ortalama doğrusal sapma ve standart sapma değerleri (μm)	39
Çizelge 3.2. Doğrusal sapma değerlerinin varyans analiz sonuçları	39
Çizelge 3.3. Splintli gruptaki tarama gövdelerinin doğrusal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları	40
Çizelge 3.4. Splintsiz gruptaki tarama gövdelerinin doğrusal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları	41
Çizelge 3.5. Tarama gövdelerine ait splintli ve splintsiz gruplardaki doğrusal değerlerin ikili karşılaştırmaları	42
Çizelge 3.6. Tarama gövdelerinin splintli ve splintsiz taramalardaki ortalama açısal sapma ve standart sapma değerleri	43
Çizelge 3.7. Açısal değerlendirmelerin varyans analiz sonuçları	43
Çizelge 3.8. Splintli gruptaki tarama gövdelerinin açısal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları	44
Çizelge 3.9. Splintsiz gruptaki tarama gövdelerinin açısal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları	45
Çizelge 3.10. Tarama gövdelerine ait splintli ve splintsiz gruplardaki açısal değerlerin ikili karşılaştırmaları	46

1. GİRİŞ

Estetik ve görünüm konusunda bilinçli olan günümüz toplumunda gülümsemenin en önemli özelliklerinden biri olan dişlerin sağlıklı ve uzun ömürlü olması önemlidir. Ancak dişler bazı durumlarda tedavi edilemez ve çeşitli nedenlerden dolayı kaybedilir. Bireyin lokal, çevresel, fizyolojik, mental ve ekonomik durumuna bağlı olarak kaybedilen dişler mümkün olan en iyi alternatif ile rehabilite edilir (Pandey vd., 2022).

Üç boyutlu (3B) doğru bir ölçü uzun ömürlü protetik restorasyonlar için bir ön koşuldur. Özellikle implant üstü protezlerde implant-kemik arayüzünde, herhangi bir protetik hatayı telafi edebilecek periodontal ligament bulunmadığından doğru ölçü elde etmek daha önemli bir hal almaktadır. Bir protetik restorasyon kemikte veya protetik sistemde statik bir kuvvet oluşturmuyorsa “pasif” olarak kabul edilir (Osman vd., 2019). İmplantların konumunun ve açısının ana modele son derece doğru bir şekilde aktarılması pasif uyum sağlamak için önemli bir adımdır. Aksi halde hatalı bir ölçü, uyumsuzluklara ve dolayısıyla potansiyel mekanik ve biyolojik komplikasyonlara yol açabilir (Geramipناه vd., 2023). Kullanılan ölçü tekniği, ölçü materyali, implantların paralelliği veya implant sayısı gibi ölçünün doğruluğunu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Ölçüdeki hatalar restorasyonun hassas uyumunu olumsuz etkiler (Osman vd., 2019). Pasif uyum sağlanamadığında gerilim, baskı ve bükülme kuvvetlerinin meydana gelmesi sonucu vida gevşemesi, vida kırığı, protezin kırılması ve hatta implantın kırılması gibi mekanik komplikasyonlara sebep olabilir (Albanchez-González vd., 2022). Marjinal uyumsuzluklar ise plak birikmesine ve dolayısıyla implant çevresindeki kemik ve yumuşak dokuda enflamasyona sebep olabilmektedir (Osman vd., 2019). Protetik restorasyonun üretim sürecindeki adımların çokluğu sebebiyle özellikle birkaç implantla desteklenmiş tam ark restorasyonlarda mutlak pasif uyum elde etmek neredeyse imkansızdır. Bununla birlikte, zaman içinde komplikasyonlara yol açmadan tolere edilebilecek küçük bir hata payı vardır. Bu sebeple pasif uyum; uzun vadeli klinik komplikasyonlara yol açmayan uyum düzeyi olarak tanımlanabilir. Literatürde kabul edilebilir uyumsuzluk miktarı 50 ila 150 µm arasında değişmektedir (Albanchez-González vd., 2022).

İmplant üstü ölçüler konvansiyonel veya dijital yöntemler kullanılarak alınabilir. Her iki tekniğin de bazı avantaj ve dezavantajları vardır (Geramipناه vd., 2023). Bu yüzyılda diş hekimliğindeki en önemli gelişmelerden biri dijital diş hekimliği olarak adlandırılan dijital teknolojinin dental tedavilere dahil edilmesidir. Bilgisayar destekli yazılım/ bilgisayar destekli

üretim (CAD/CAM) sistemlerinin ortaya çıkmasını tamamen dijital bir iş akışı içinde ağız içi tarayıcıların kullanıldığı dijital ölçünün kullanılmaya başlaması takip etmiştir (Albanchez-González vd., 2022). İntraoral optik tarayıcılar ile yapılan dijital ölçüler, dijital diş hekimliğinin kolaylaştırılmasında önemli bir rol oynamış ve protez tedavisinin iş akışını önemli bir biçimde değiştirmiştir (Sanda vd., 2021). Dijital ölçülerin konvansiyonel ölçülere göre hasta konforunu arttırması, laboratuvara hızlı veri iletimi ve hızlı tedavi geri dönüşü sağlaması ve dijital şekilde yapılacak tedavi modelinin sanal olarak hastaya gösterilebilmesi dijital ölçülerin sağladığı avantajlar arasındadır (Ahmed vd., 2024; Albanchez-González vd., 2022). Silikon ölçü malzemeleri ve alçı modellerin kullanıldığı konvansiyonel ölçü prosedürleri, devam eden kimyasal reaksiyonların sonucu olarak ölçü malzemelerindeki büzülme sebebiyle boyutsal değişimlere yatkındır. Alçı modellerin ise sertleşme sırasında geçirdiği reaksiyonlar sebebiyle boyutları genişler. Ancak dişlerin doğrudan dijital olarak taranması teorik olarak bu tür değişikliklerle ilişkili değildir. Bu yüzden dijital ölçülerin konvansiyonel yöntemlere göre daha doğru ölçü vermesi beklenir fakat bu durum çelişkilidir. Çünkü dijital ölçülerin doğruluğu da birtakım faktörlerden etkilenmektedir. İmplant üstü protezlerde, özellikle vidalı durumlarda, yüksek ölçü doğruluğu gerekir çünkü protezlerin implant platformlarına pasif uyumu hastaların uzun vadeli klinik başarısı açısından çok önemlidir (Sanda vd., 2021).

Uluslararası standardizasyon kurumu (ISO) 5725-1'e göre ölçünün netliği, doğruluk ve hassasiyetten oluşur. Doğruluk; ölçüsü alınan nesnenin gerçek boyutuyla uyumlu olması ile tarif edilirken, hassasiyet; tekrarlanan ölçümlerin stabilitesini ifade eder (Wu vd., 2023). Mevcut kanıtlar ağız içi tarayıcıların, dişsiz boşluğun üç üyeli sabit protez ile sınırlı olduğu durumda geleneksel ölçülerin yerine klinik olarak kabul edilebilir bir alternatif sağlayabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte çok sayıda implantın olduğu tam dişsiz arklarda ağız içi tarayıcıların performansı, dişsiz alanda alınan görüntülerin birleştirilmesinde yaşanan zorluk nedeniyle şüphelidir. Buna göre tam dişsiz ark taramasında ağız içi tarayıcıların klinik kullanımı konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Dişsiz hastalardaki anatomik referans noktalarının yetersiz oluşu ağız içi taramanın doğruluğunu azaltan başlıca faktördür. Nesnenin tamamını aynı anda tarayabilen masaüstü tarayıcıların aksine ağız içi tarayıcılar, örtüşen alanlara sahip birden fazla görüntünün yazılım algoritması kullanılarak birleştirilmesini gerektirir. Yapısal hatalar özellikle taranan alanın uzunluğu arttıkça artar. Bu tür hatalar yanlış birleştirilmiş görüntüler nedeniyle dişsiz mukozadaki sınırlı anatomik noktalar sebebiyle anormal düzeye kadar büyüyebilir (Wu vd., 2023).

1.1. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

İmplant üstü protetik restorasyonlarda uzun süreli başarının sağlanabilmesi için en önemli faktör pasif uyumlu restorasyonlardır. Restorasyonun uyumu, protetik sistemde ya da çevre dokuda statik bir yük oluşturmuyorsa “pasif” olarak adlandırılır. Bir restorasyonun “pasif uyum” a sahip olabilmesi için protetik sistemde ya da çevre dokularda statik bir yük oluşturmaması gerekmektedir. Restorasyon ile abutment uyumunun eksikliği nedeniyle ortaya çıkan problemler, vida tutuculu protezlerde, siman tutuculu protezlere göre daha belirgindir, çünkü siman tutuculu protezlerde sınırlı da olsa siman aralığı bulunmaktadır (Djurovic Koprivica vd., 2022). Pasif uyum sağlayacak ölçüler alabilmek için ölçü tekniğinin doğru seçilmesi, uygun ölçü materyalinin kullanılması ve doğru ölçüler alınması önemlidir (Keskin Özyer vd., 2019).

Konvansiyonel ölçüler arasında en yaygın yöntemler; kapalı kaşık (transfer/ indirek), açık kaşık (direk) ve splintli yöntem, en çok kullanılan ölçü materyalleri ise; polieter ve polivinilsiloksandır (Moreira vd., 2015). Konvansiyonel ölçü yöntemlerinin ötesinde son gelişmeler, prosedürü kolaylaştırmak ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin hassasiyet sorunlarının üstesinden gelmek için optik cihazları (ağız içi tarayıcılar) içermektedir (van der Meer vd., 2012).

Konvansiyonel implant ölçüsü alırken ölçü maddesinin boyutsal stabilizasyonu, ölçünün dezenfeksiyonu ve taşınması, alçı dökülmesi ve sertleşmesi, ölçünün kaşıktan ayrılma ihtimali, ölçüde marjinlerde meydana gelebilecek laserasyon ve alçı modelin boyutsal sertleşme sırasında boyutsal değişimi gibi faktörler hatalara sebep olabilecek durumlardan bazılarıdır. 3B ağız içi tarayıcı kullanıldığında ölçü maddesinden ve geleneksel ölçü aşamalarından kaynaklanabilecek birtakım hatalar elimine edilmiş olur (Logozzo vd., 2014).

1.1.1. Ölçü Materyalleri

Protetik bir apareyin fabrikasyonu için protezin oturacağı alanın negatifini elde etmek için kullanılan materyallere “ölçü materyalleri” denir. Bu materyallerin kimyasal ve fiziksel özelliklerine bağlı olarak farklı çeşitleri mevcuttur (Keskin Özyer vd., 2019). Ölçü materyalleri, kompozisyonları, sertleşme mekanizmaları, fiziksel özellikleri ve uygulamalarına göre sınıflandırılabilirler. Genel olarak *reversible* (geri dönüşümlü) ve

irreversible (geri dönüşümsüz) olarak iki gruba ayrılırlar. Geri dönüşümsüz, kimyasal bir reaksiyon sonucunda sertleşmiş ölçü materyalinin eski haline geri dönemeyeceği anlamına gelmektedir. Aljinat, çinko oksit öjenol, ölçü alçısı ve elastomerik materyaller kimyasal reaksiyon geçirdikleri için geri dönüşümsüzdür. Agar ve stenç gibi ölçü materyalleri geri dönüşümlü ölçü materyalleri grubundadır. Çünkü ısı ile şekil değiştirebilirler ve vücut ısıyla kimyasal reaksiyon olmadan sertleşirler (Kökdoğan Boyacı ve Kocacıklı, 2017).

İrreversible ölçü materyallerinden lastik esaslı ölçü materyalleri (elastomerler) sağladıkları boyutsal stabilite, rijidite ve ince detay verme kapasitesi sebebiyle en yaygın kullanılan materyallerdir (Keskin Özyer vd., 2019). Elastomerler, sentetik polimer grubu ölçü materyalleridir ve sertleştiklerinde kimyasal çapraz bağlar yaparlar. Esneyebilirler ve kuvvet ortadan kalktığında eski konumlarına geri dönebilirler (Kökdoğan Boyacı ve Kocacıklı, 2017). Elastomerler aynı zamanda firmanın belirttiği sürede eşit zamanda ölçünün her tarafının aynı anda sertleşmesi ve elastik geri dönüşümünün yüksek olması özelliği '*snap-set*' olarak ifade edilmektedir (Mirebani vd., 2019).

İmplant destekli protezlerde sıklıkla elastomerik ölçü materyalleri tercih edilmektedir. Rijit bir materyal olan polieter ve polivinilsiloksan yüksek boyutsal stabiliteye sahip olmaları, ağızdan çıkartılırken deforme olmamaları ve detay gösterme yeteneğinin yüksek olmasından dolayı implant üstü ölçülerde kullanılmaları önerilmektedir (Mirebani vd., 2019).

Vinilsiloksaneter, son yıllarda geliştirilmiş hibrit bir elastomerik ölçü materyalidir. Polieter ve polivinilsiloksan ölçü materyallerinin bir birleşimidir. Bu iki ölçü materyalinin en çok aranan özellikleri tek bir materyalde toplanmıştır. Elastomerik ölçü materyalleri, düşük, orta, monofazik, yüksek veya daha yüksek viskozitelerde bulunabilir. Materyalin doldurucu içeriği arttığında akıcılığı azalır yani viskozitesi artar (Kökdoğan Boyacı ve Kocacıklı, 2017).

1.1.2. Ölçü Yöntemlerinin Sınıflandırılması

1.1.2.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri

1.1.2.1.1. Kullanılan Tekniğe Göre Ölçü Yöntemleri

1.1.2.1.1.1. Direkt Yöntem (Açık Kaşık Yöntemi/ Pick-Up Ölçü Yöntemi)

Bu yöntemde kare ölçü postları kullanılır ve implantların bulunduğu bölgelerde ölçü postlarının görünebilmesi ve kaşıktan dışarı çıkabilmesi için hazırlanmış delikler bulunan bireysel kaşık ile ölçünün alındığı bir yöntemdir (Şekil 1.1). Bu deliklerin çaplarının önemi büyüktür. Kaşığın tam hizalı ağza yerleştirilemediği durumlarda ölçü alımında zorluk yaratabilir ve ölçünün tekrarlanmasına sebep olabilir. Bunun önlenmesi için delikler fazlaca geniş hazırlanırsa ölçünün o bölgede dokulara yapacağı basınç azalacak ve implant çevresinde yumuşak dokuların ölçüsünü zorlaştıracaktır (Mirebani vd., 2019).

Branemark ve arkadaşları açık kaşık ölçü alırken maksimum doğruluğu sağlayabilmek için ölçü almadan önce ağız içerisinde ölçü postlarının splintlenmesinin önemini vurgulamıştır (Mirebani vd., 2019). Ölçüde oluşabilecek distorsiyonun azaltılabilmesi ve ölçünün doğruluk derecesinin artırılabilmesi için, çok üyeli implantların ölçüsü alınırken hem direkt hem indirek yöntemle kullanılması önerilmiştir (Keskin Özzyer vd., 2019). Ölçü postlarının hareketini önlemek amacıyla otopolimerizan akrilik rezin, kompozit rezin ve ölçü alçısı gibi materyaller kullanılarak splintleme yapılabilir (Keskin Özzyer vd., 2019). Bu işlem ölçü postlarının etrafına diş ipi sararak üzerine akrilik rezin uygulanması şeklinde yapılmaktadır. Splintleme işleminin amacı, ölçüde meydana gelebilecek boyutsal değişimler sebebiyle implantların konumlarının yanlış kaydedilmesini önlemektir. Ölçü postlarının bu şekilde splintlenmesi implantların konumunu stabilize etmek ve yer değiştirmelerine sebep olabilecek faktörlerin önüne geçmek için tavsiye edilmektedir. Bununla beraber ölçüye ek olarak işlem gerektirmesi ve akrilik rezinin büzülme göstermesi gibi dezavantajları da vardır (Mirebani vd., 2019). Splintleme yönteminde en sık karşılaşılan problemler arasında splint materyalinin büzülmesinden kaynaklanan hatalar ve splint materyalinin ölçü postunda ayrılması bulunmaktadır (Keskin Özzyer vd., 2019). Ayrıca bazı araştırmacılar polimerizasyon büzülmesini en aza indirebilmek için implantlar arasındaki bağlantıları ayırarak aradaki ince boşluğun tekrar aynı malzeme ile birleştirilmesini önermektedirler (Mirebani vd., 2019).



Şekil 1.1. Açık ölçü postu (Medentika, Hügelsheim, Almanya)

1.1.2.1.1.2. İndirek Yöntem (Kapalı Kaşık Yöntemi / Transfer Yöntemi)

Konik formdaki ölçü postlarının ağızda implantlara vidalanması sonrasında hazır kaşıklar ile alınan ölçü yöntemidir (Keskin Özyer vd., 2019; Mirebani vd., 2019) (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Kapalı ölçü postu (Medentika, Hügelsheim, Almanya)

Bazı implant sistemlerinde *snap-on* olarak adlandırılan ölçü postlarının üzerine takılan plastik kepler bulunmaktadır. İmplantların birbirine fazlaca yakın olduğu durumlarda *snap-on* ölçü kepleri ağızdaki ölçü postlarına tam oturtulamamakta ve ölçü işlemini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu gibi durumlarda açık kaşık yöntemiyle ölçü almak tercih edilebilir.

İndirek ölçü yöntemi, özellikle bulantı refleksi olan hastalarda kaşığın ağızdan hızlıca uzaklaştırılmasına olanak sağladığı için önerilebilir (Mirebani vd., 2019).

1.1.2.1.2. İmplantın Seviyesine Göre Ölçü Yöntemleri

İmplant üstü konvansiyonel ölçü alırken ölçü iki farklı seviyede alınabilir. Bunlar implant seviyesi ve abutment seviyesi olarak ikiye ayrılır.

1.1.2.1.2.1. Abutment Seviyesinde Ölçü Yöntemi

İmplant başlığı çıkarıldıktan sonra abutment ağza yerleştirilir ve diş kesimi kurallarına uygun olarak prepare edilir. Daha sonra abutment üzerinden diş destekli sabit protez ölçüsünde olduğu gibi ölçü alınır. Laboratuvara gönderilen ölçüden model elde edilip döküm yapılarak metal alt yapı elde edilir. Bu yöntemin avantajı abutmentin komşu dişlerle olan ilişkisini hekim kendi isteğine göre ayarlayabilmesidir. Fakat laboratuvarında teknik hassasiyetin sağlanması bu yöntemle zor olduğundan tek üye implantlarda bile implant seviyesinde ölçü önerilmektedir (Keskin Özzer vd., 2019).

1.1.2.1.2.2. İmplant Seviyesinde Ölçü Yöntemi

Direk ve indirek ölçü teknikleriyle kullanılabilir. Ölçü postları kullanılır ve ölçü alındıktan sonra implant analoguyla birleştirilir. Bu birleştirilmiş implant analogu ve ölçü postu sistemi ölçü içerisinde kalır. Abutment seviyesi ölçü yönteminin aksine, implant seviyesinde alınan ölçü yöntemi laboratuvarında doğru abutment seçimi yapılabilmesini, hastaya özel bireysel abutmentlerin hazırlanabilmesini ve daha kolay geçişi restorasyon yapılabilmesini sağlar (Keskin Özzer vd., 2019).

1.1.2.1.3. Konvansiyonel Ölçü Yöntemlerinde Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

1.1.2.1.3.1. Direk ve İndirek Ölçü Yöntemlerinin Etkisi

Konvansiyonel olarak implant ölçüleri direk veya indirek ölçü yöntemleri ile elde edilebilir. Direk ve indirek ölçü yöntemleri arasında ölçü doğruluğu açısından fark bulunmadığını bildiren çalışmalar olsa da çoğu çalışmada direk ölçü yöntemi ile elde edilen ölçülerin daha doğru olduğu görülmektedir. Dört ve daha fazla implant mevcut olduğunda çalışmaların çoğu, açık kaşık tekniğiyle alınan ölçülerin daha doğru olduğunu göstermektedir. Üç ve daha az implant varlığında çalışmaların yarısı açık kaşık tekniğini önermektedir (Moreira vd., 2015).

1.1.2.1.3.2. Ölçü Postlarının Splintlenmesi ve Splint Materyalinin Etkisi

Ölçü postlarının rijit bir şekilde splintlenmesi, ölçü postlarının hareketini ve buna bağlı hataları önler (Mirebani vd., 2019). Bu prosedürle sadece ölçü postları değil ölçü postlarını bağlayan splint materyali de ölçüye aktarılmış olur. Ölçü postu ve splint materyali bağlantısının kopması veya splint materyalinin büzülmesi sebebiyle splintleme yönteminde de komplikasyonlar yaşanabilir (Moreira vd., 2015). Splintleme sırasında oluşabilecek komplikasyonları önlemek için kullanılan materyal önem taşımaktadır. Splintleme için en çok tercih edilen materyal akrilik rezindir. Ancak bu materyallerin polimerizasyonu sırasındaki büzülme sebebiyle ölçü postları hareket etmekte ve ölçüde distorsiyon meydana gelmektedir. Ölçü doğruluğunu arttırmak ve materyalin büzülmesinin yarattığı sorunları önlemek için bazı araştırmacılar splintin ölçü postları arasından bölünüp tekrar bağlanmasını önermişlerdir (Lee ve Cho, 2011; Moreira vd., 2015). Ayrıca, implantların sayısı az, açıları fazla değilse ve kısa köprülerde splintleme yapılması gerekli değildir (Mirebani vd., 2019).

1.1.2.1.3.3. Ölçü Materyalinin Etkisi

Birçok araştırmacı ölçü materyalinin ölçü doğruluğu üzerine etkisi üzerine çalışmalar yapmıştır. Bu çalışmalarda en çok kullanılan iki ölçü materyali polivinilsiloksan ve polieterdir. Araştırmaların çoğunda iki ölçü materyali arasında fark bulunmazken, Koprivica ve

arkadaşlarının çalışmasında splintli ve polivinilsiloksan ile alınan ölçülerin en iyi doğruluğu sergilediği, en kötü ölçünün ise kapalı kaşık ve polieter ile alınan ölçülerde elde edildiğini belirtmişlerdir (Djurovic Koprivica vd., 2022). Sorrentino ve arkadaşları ise paralel olmayan implantlarda polivinilsiloksan ölçü ile, paralel implantlarda ise polieter ile daha doğru ölçüler elde etmiştir (Sorrentino vd., 2010). Bazı araştırmacılar, polivinilsiloksan ölçü materyali ile daha doğru ölçü elde edildiğini belirtirken (Baldissara vd., 2021), bazı araştırmacılar ise polieter ölçü materyali ile birçok durumda daha iyi ölçüler elde ettiklerini, polieterin yüzey detayını daha iyi yansıttığını ve boyutsal stabilitesinin polivinilsiloksana göre daha iyi olduğunu söylemektedirler (Karia vd., 2023; Mirebani vd., 2019). Ayrıca yeni piyasaya sürülen vinilpolietersilikon ölçü materyaliyle ilgili fazla çalışma bulunmamasına rağmen polivinilsiloksan ve polieter ile karşılaştırılabilir ölçüler elde edildiği rapor edilmiştir. (Mirebani vd., 2019).

1.1.2.1.3.4. İmplant Açısının Etkisi

İmplant ölçülerindeki hatalar sıklıkla implant açısından kaynaklanmaktadır. Filho ve arkadaşları, splint tekniğiyle implant açısı arasındaki ilişkiyi kontrol etmek amacıyla biri 90° diğeri 65° açılı implantlar kullanmıştır. 65° açılı implantta daha fazla açısal sapmalar olduğu görülmüştür. Ayrıca kullanılan splint yönteminden bağımsız tüm splint yöntemlerinde açılı implantlar paralel implantlardan daha kötü doğruluk oranları sergilemiştir (Filho vd., 2009). Aynı şekilde Assunção ve arkadaşlarının çalışmaları da artan implant açısıyla ölçü doğruluğundaki hataların arttığını göstermiştir (Assunção vd., 2010).

1.1.2.2. Dijital Ölçü Yöntemleri

Dijital sistemler son yıllarda diş hekimliği pratiğinde yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisi sayesinde dijital üretim de yapılarak tamamen dijital bir iş akışı mümkündür. Dijital ölçüler ise bu dijital iş akışının ilk aşamasıdır. Dijital ölçülerle ağız içi durumu modele doğru bir şekilde aktarmak tedavinin başarısı için önemli bir faktördür. İmplant pozisyonu modele doğru aktarılamadığında protezde uyumsuzluk meydana gelir ve mekanik veya biyolojik komplikasyonlar meydana gelebilir. Dijital ölçüler, konvansiyonel ölçülerin sahip olduğu birçok dezavantajı elimine eder (Marques vd., 2021). Hastaların konforunu artırır, protez tasarımının planlanmasında ve üretim aşamasının takip edilmesinde kolaylık sağlar. Buna ek olarak, zamandan tasarruf sağlar, dijital ortamda uzun süre

saklanabilir ve veri iletimi kolaylıkla sağlanabilir. Ölçü maddesi ve ölçü kaşığı gibi giderleri önler. Ölçü dezenfeksiyon sorunu yoktur. Ölçünün başarısız olan lokal yerleri yeniden taranabilir ve ölçü prosedürü kolaylaştırılmış olur (Bakıç vd., 2021).

CAD/CAM metodolojisinin dental alanda uygulanmaya başlanması Dr. Francois Duret' in 1973' de sunduğu tezi sayesinde ortaya atılan parlak bir fikirdir. 1984 yılında bir CAD/CAM cihazı geliştirmiş ve patentini almıştır. Dijital ölçüler ortodontide birkaç yıldır tanıtılmış ve başarıyla kullanılmaktaydı. Ancak restoratif diş hekimliği için ilk dijital ağız içi tarayıcının tanıtımı 1980'lerde İsviçreli diş hekimi Dr. Werner Mörmann ve Sirona Dental Systems LLC tarafından CEREC sistemlerinin temellerini geliştiren İtalyan elektrik mühendisi Marco Brandestini tarafından yapıldı. Böylece dental restorasyonlar için ticari olarak temin edilebilen ilk CAD/CAM sistemi 1987'de piyasaya sürülmüştür (Logozzo vd., 2014).

Restoratif diş hekimliği elbette çok hassas 3B ağız içi tarayıcıların uygulanmasını gerektiren ana alandır. Herhangi bir dental restorasyonun gerçekleştirilmesi için, dişlerin 3B matematiksel modellerinin tersine mühendislik işlemi uygulanarak oluşturulması gerekir. Daha sonra CAD/CAM sistemleri yardımıyla restorasyon gerçekleştirilebilir. Bu şekilde restorasyonlar üretebilmek için restoratif diş hekimliğinde üç çeşit iş akışı mevcuttur. İlk olarak geleneksel iş akışı, diş hekiminin geleneksel yöntemlerle ölçü alması ile başlar. Ölçü laboratuvara transfer edilir ve alçı model elde edilir. Alçı model taranarak 3B dijital model elde edilir. Teknisyen CAD/CAM sistemi ile dijital olarak restorasyonun tasarımını yapar ve dosyayı frezeleme makinasına aktarır. Üretilen restorasyon diş hekimi tarafından ağızda kontrol edilir ve uygulanır.

İkinci yöntem “eski dijital iş akışı” dır. Bu yöntemde diş hekimi bağımsız bir ağız içi dijital tarayıcıya sahiptir fakat frezeleme makinası yoktur. Diş hekimi ağız içi tarayıcıyla ölçüyü alır ve teknisyene yollar. Teknisyen ise restorasyonun tasarımını ve frezeleme cihazıyla üretimini yaparak diş hekimine iletir. Diş hekimi restorasyonu ağızda kontrol eder ve uygular.

Üçüncü yöntem ise “hızlı dijital iş akışı” dır. Diş hekimi ağız içi tarayıcı ile ölçü alır, tasarımını yapar ve frezeleme ünitesinde birkaç dakika içerisinde üretir. Aynı seans hastada ağız içi kontrollerini yapar ve tedaviyi uygular (Logozzo vd., 2014).

Dijital tarayıcıların kullanımları kolay olmasına karşın kompleks çalışma mekanizmalarına sahiplerdir. Ağız içi tarayıcılarla iş akışı taranacak alana ışık demeti (lazer veya yapılandırılmış ışık) göndermek ile başlar. Işık demeti nesnenin yüzeyine ulaştığında deformasyona uğrar ve bu optik etki ağız içi tarayıcı (IOS) cihazlarının ucundaki iki veya daha fazla kamera tarafından yakalanır. Sonra 3B koordinatları hesaplamak için bir yazılım kullanılır ve bu yazılım nokta bulutları ve ağlar oluşturur. Bu nokta bulutlarının ve ağların kaydedilmesi ve ardından birleştirilmesi, taranan nesnenin 3B yeniden yapılandırılmasına olanak tanıyarak güvenilir bir model oluşturur. Birçok in vitro çalışma ağız içi tarayıcıların, inley ve onley gibi basit restorasyonlardan sabit köprü restorasyonlarına kadar farklı tedavi seçeneklerinin uygulanmasını sağlayacak yüksek kalitede güvenilir ölçüler elde edilebileceğini göstermiştir (Marques vd., 2021).

Doğruluk, dijital ölçümün objenin gerçek boyutlarıyla örtüşmesi olarak değerlendirilir. Ağız içi tarayıcıların doğruluğu taranan objenin dijital ölçüsüyle aynı objenin endüstriyel referans tarayıcısı ile elde edilen referans modelinin görüntülerinin üst üste bindirilmesi ile ölçülür. Kullanılan endüstriyel tarayıcı koordinat ölçüm cihazı veya hata payı 5 μm 'den az olan bir endüstriyel optik tarayıcı olabilir. Modellerin üst üste bindirilmesi matematiksel olarak sapmaları değerlendirebilmek için tersine mühendislik yazılımı kullanılarak hesaplanır.

Hassasiyet, tekrarlayan ölçümlerde aynı ölçüm değerini elde edebilme yeteneği olarak tanımlanır. Ağız içi tarayıcılar yüksek doğruluk ve hassasiyet değerlerine sahip olmalıdır. Ağız içi tarayıcının hassasiyeti aynı tarayıcı ile uygulanan aynı objenin farklı taramalarının üst üste bindirilmesiyle değerlendirilir (Marques vd., 2021).

Dijital tarayıcı ile implant pozisyonunu doğru yakalayabilmek için tarama gövdesi adı verilen özel transfer postları kullanılır. Dişsiz bölgelerin dijital ölçüsünü almak ve matematiksel olarak değerlendirmek anatomik referansların eksik olmasından dolayı çok zordur. Bu sebeple güvenilir bir tarama gövdesi tasarımı önemlidir. Tarama gövdesi; tarama bölgesi, gövde ve taban olarak üç bölümden oluşur. Tarama gövdesinin tabanı ile implant arasında derin açılı bağlantı veya materyal uyumsuzluğu olursa sıkıştırılma esnasında yer değiştirme meydana gelebilir. Tarama bölgesinin bir veya daha fazla tarama alanı olabilir ve asimetrik tasarlanabilir böylece CAD yazılımı tarafından tanınması daha kolaylaşır (Marques vd., 2021).

Birçok faktör ağız içi tarayıcıların performansını etkileyebilir ve doğruluğunu azaltabilir. Tarama teknolojisi, cihazın durumu, ortamın aydınlatması ve sıcaklığı gibi faktörler bunlardan bazılarıdır. Tarama gövdesi tasarımı ve ışığı yansıtma potansiyeli de dijital ölçülerin hassasiyetini etkilemektedir. Bunlara ek olarak, operatörün becerisi ve deneyimi, tarama tekniği ve sırası da doğruluğu etkileyen faktörler arasındadır. Hastanın hareket etmesi, artmış dil hacmi ve kısıtlı ağız açıklığı da taramayı etkileyebilecek hasta faktörleri arasında yer almaktadır (Marques vd., 2021).

Ağız içi tarayıcıların, birden fazla sayıda implantın pozisyonunu yakalamak için geleneksel yöntemle benzer veya daha doğru olduğu, tek bir implantın ve monolitik restorasyonların sayısallaştırılması için ise daha fazla tahmin edilebilirliğe sahip olduğu bildirilmiştir. Ancak, anatomik özelliklerin eksikliği nedeniyle dişsiz kretlerin sayısallaştırılmasında hala sınırlamalar vardır. Bu durum, tarayıcı yazılım programı tarafından tarama gövdelerini ayırt etmenin ve sonuç olarak pozisyonlarını doğru bir şekilde yakalamanın zorluğu nedeniyle, birden fazla implantla daha da zorlaşmaktadır (Carneiro Pereira, vd., 2022).

1.1.2.2.1. Tam Ark Dijital İmplant Ölçüsünün Kısıtlamaları

Dişsiz çenelerde yapılan taramalar için rapor edilen doğruluk değerleri 100 µm'den 344 µm'ye kadar değişkenlik göstermektedir (Wu vd., 2023). Önceleri, dişsiz arkın çok sayıda implant ile dijitalleştirilmesi için ağız içi tarayıcıların rutin kullanımı önemli mesafe ve açısal sapmalar sebebiyle tavsiye edilmemiştir. Dişli durumla karşılaştırıldığında, dişsiz çenelerde daha az belirgin anatomik yüzey morfolojisi bulunduğu ve ağız içi tarayıcının görüntüleri doğru bir şekilde birleştirmesi ve doğru bir sanal model elde edilmesi konusunda zorluklarla karşılaşmaktadır (Kernen vd., 2023). Dişsiz kret anatomisinin uzunluğu ve şekli, keratinize sabit mukoza miktarı ve implant tarama gövdeleri arasındaki mesafe, görüntülerin birleştirilme performansını olumsuz etkileyebilir, ağız içi tarayıcının doğruluğunu azaltabilir ve böylece klinik kullanımını kısıtlayabilir (Pozzi vd., 2022). Optik köprü oluşturmak veya taranabilir yüzeyi artırmak için farklı aparatlar yerleştirilerek bu zorlukların üstesinden gelmeye yönelik çalışmalar yapılmıştır (Kernen vd., 2023).

Çok sayıda implantın dijital ölçüsünün doğruluğunu arttırmak için stereofotogrammetrik teknolojinin kullanımı ve tarama gövdelerinin restoratif bir materyalle bağlanması gibi teknikler bildirilmiştir. Sonuçlar ümit verici olsa da, yüksek maliyet, ağız

topografisinin farklılığı, tekrar kullanıma uygun olmaması ve çok sayıda iş adımı gerektirmesi gibi sebeplerden dolayı bu tekniklerin klinik uygulanabilirliği sınırlıdır (Carneiro Pereira, vd., 2022).

1.1.2.2.2. İntraoral Dijital Ölçü Tekniklerinin Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

Ağız içi tarayıcıların verimliliğini ve doğruluğunu en üst düzeye çıkarmak için, tarama sürecini ve sonuçlarını etkileyebilecek faktörleri bilmek önemlidir. Dental literatür, ağız içi tarayıcıların doğruluğunu etkileyebilecek operatör ve hastayla ilgili değişkenleri tanımlamıştır. Operatör faktörleri arasında IOS teknolojisi ve sistemi, tarama başlığı boyutu, kalibrasyon, ortam aydınlatması koşulları, tarama tekniği, operatörün deneyimi, kesme, yeniden tarama ve üst üste bindirme teknikleri, taramanın uzatılması ve tarama derinliği ve açılanması yer almaktadır (Revilla-León vd., 2023).

Hastayla ilgili faktörler arasında diş tipi, dişler arası boşluklar, ark genişliği, damak özellikleri, tükürük, mevcut restorasyonlar, diş preparasyonunun geometri özellikleri ve dişsiz alanlar gibi taranan hastanın ağız içi koşulları yer alır. Ayrıca, ağız içi implant dijital taramaları kaydedilirken implant derinliği ve açılanması, implantlar arası mesafe ve implant tarama gövdesi tasarımı (malzeme, geometri ve tutucu sistem) gibi ek faktörler de göz önünde bulundurulmalıdır (Revilla-León vd., 2023).

1.1.2.2.2.1. Ortam Koşulları

Ortam aydınlanma koşulları, ağız içi dijital taramanın elde edildiği odanın ışık yoğunluğu (lüks) olarak tanımlanabilir. Bu değer lüksmetre ile ölçülür. Penceresiz bir oda, dışarıdan kaynaklanan ışık değişimlerinin etkisini ortadan kaldırarak standartlaştırmayı kolaylaştırabilir.

Arakida ve arkadaşları, ortamın renk sıcaklığının (3900 K) ve 500 lüks parlaklığının dijital tarama yapmak için ideal olduğunu ve ortam aydınlatması ne kadar yüksek olursa tarama süresinin de o kadar uzun olacağını bildirmiştir (Arakida vd., 2018).

Önceki in vitro ve klinik çalışmalar, tam dişli hastaların taranması için en uygun aydınlatma koşulunun seçilen ağız içi tarayıcıya bağlı olarak değiştiğini ortaya koymuştur. Bu çalışmalara göre tam dişli durumlarda ağız içi dijital taramanın doğruluğu sapmanın artmasıyla 20 µm' den 250 µm'ye kadar, hassasiyeti ise 10 ile 110 µm arasında aydınlatmanın koşuluna bağlı olarak değişir (Revilla-León vd., 2023).

Bir in vitro araştırma, değişen ortam ışığı koşullarının tam ark ağız içi dijital implant taramalarının tarama doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendirdi. Sonuçlar, ortam ışığı koşullarının test edilen ağız içi tarayıcıların doğruluğunu etkilediğini ve optimum ortam ışığı koşulunun seçilen tarayıcıya göre değiştiğini doğruladı. Ayrıca tam dişli durumların taranması için optimum ortam aydınlığı koşulu, implant taramalarında kullanılanlardan farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Ochoa-López vd., 2022).

Ortam sıcaklığının 20 C ila 21° C , hava basıncının 750 ila 760 ±5 mmHg ve hava neminin %45 olması, ideal bir ortam olarak kabul edilen düşük sıcaklığı, düşük atmosferik basıncı ve maksimum hava nemini simüle ederek dijital ölçü doğruluğunu arttırabilir (Carneiro Pereira, vd., 2023).

1.1.2.2.2. Tarama Gövdelerinin Tasarımı ve Materyali

Tarama gövdelerinin büyük çoğunluğu polietereketon (PEEK) ve titanyumdan meydana gelir (Şekil 1.3 ve Şekil 1.4). Yüksekliği ise 3-17 mm arasında değişir. Genellikle mat, düzgün ve opak yüzeyler ağız içi tarayıcı tarafından daha kolay algılanırken parlak, pürüzlü ve saydam yüzeyler yeterince iyi algılanamaz. Ağızdaki tükürüğün yarattığı yansıyan yüzeylerin meydana gelmesi de ayrıca tarayıcının algılamasında zorluk yaratır. Son çalışmalar derin, andırkatlı, açılı ve kalabalık yüzeylerin de yanlış nokta bulutlarına sebep olduğu ve doğruluğu azalttığını göstermektedir (Marques vd., 2021).



Şekil 1.3. PEEK tarama gövdesi (Straumann, Basel, İsviçre)

En yaygın kullanılan tarama gövdesi tasarımı silindirik olmakla beraber yuvarlak uçlu düz silindir, dikdörtgen, açılı düz yüzeyli silindir ve üçgen alanı bulunan silindirik şekilli olabilir. Tarama gövdesi tasarımı ve geometrisi dijital ölçünün hassasiyetini önemli ölçüde etkiler. Ayrıca tarama gövdesi tasarımı dijital taramanın süresini de etkiler. Arcuri ve arkadaşlarının tarama gövdesi materyallerinin ölçü doğruluğuna etkisini araştıran çalışmasında PEEK'in en doğru ölçü veren materyal olduğunu, bunu titanyumun ve ardından titanyum ve PEEK hibrit tarama gövdesinin takip ettiğini bildirmiştir (Marques vd., 2021).



Şekil 1.4. Titanyum tarama gövdesi (Straumann, Basel, İsviçre)

Ağız içi dijital implant taramaları kaydedilirken, implant tarama gövdesinin üretim toleransı ve sıkma torku gibi faktörler ve tekrarlanan kullanımdan kaynaklanan pozisyonda bozulmaya sebep olabilecek ek hususlar dikkate alınmalıdır (Revilla-León vd., 2023).

Ayrıca sterilizasyon uygulanmadan yapılan bir çalışmada PEEK tarama gövdelerinin tekrarlanan kullanımlarının ölçü doğruluğunu etkilediğini; artan kullanım sayısı ile birlikte distorsiyonun arttığını ve özellikle bu durumun açılı implantlarda öne çıktığını göstermektedir (Revilla-León vd., 2023).

Sonuç olarak, tekrarlanan kullanımdan ve sterilizasyondan kaynaklı sebeplerle aşınma direnci sebebiyle metal tarama gövdelerinin kullanılması polimer materyale tercih edilir (Revilla-León vd., 2023).

1.1.2.2.3. Tarama Tekniği

Birçok çalışma tarama tekniğinin ağız içi tarayıcıların performansını ve dolayısıyla dijital ölçü doğruluğunu etkilediğini göstermiştir. İmplant dijital ölçüsü alınırken iki yöntemle alınabilir. İlki tarama gövdeleriyle birlikte tek aşamada dijital ölçü almak, ikincisi ise çift aşamalı olarak, önce tarama gövdelerini yerleştirmeden çıkış profillerini taramak daha sonra tarama gövdelerine yerleştirerek yeniden ağız içi tarayıcı ile taramaktır. Motel ve arkadaşları bu tarama stratejilerini karşılaştırmışlar ve tek aşamalı tarama stratejisi ile daha doğru ölçüler elde edildiğini göstermişlerdir (Motel vd., 2020).

Genel kanı olarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda bir tarama tekniği uygulanması gerektiği söylenmektedir. Her firma kendi cihazı için bir tarama paterni önermektedir. Tam dişli çenelerde genelde okluzal yüzeyden başlamak önerilir. En uygun tarama tekniği hem klinik duruma hem de kullanılan tarayıcıya göre değişmektedir (Revilla-León vd., 2023).

Firmalar tarama yöntemi olarak okluzal-bukkal-lingual sırayla taramayı önerse de bu öneriler tam veya parsiyel dişli hastalar için geçerlidir. Farklı tarama yöntemleriyle farklı sonuçlar elde edilebilir (Gómez-Polo vd., 2023).

Gomez-Polo ve arkadaşları altı adet implant bulunan maksilla ve mandibulayı simüle eden modellerde yaptıkları in vitro çalışmada birçok tarama yöntemi karşılaştırmışlardır. En düşük sapma miktarını dairesel tarama yöntemi sergilemesine rağmen okluzal-lingual-bukkal, bukkal-lingual-okluzal ve lingual-bukkal-okluzal tarama sıraları ile arasında anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Zik-zak tarama yöntemi ise diğerlerine göre anlamlı olarak en yüksek sapma değerlerine sahiptir (Gómez-Polo vd., 2023).

1.1.2.2.2.4. Tarama Gövdesi Splintleme Tekniği

Dijital sistemlerin birçok avantajı olmasına rağmen, dişsiz kretlerin dijitalleştirilmesi, anatomik özelliklerin eksikliği nedeniyle sorun olmaya devam etmektedir; özellikle çok sayıda implantla daha da zordur, çünkü tarama gövdelerinin tarayıcı yazılım programı tarafından ayırt edilmesi ve sonuç olarak konumlarının doğru bir şekilde yakalanması zordur. Dişsiz taramaların doğruluğu, kret boyunca heterojen nesneler yerleştirilerek ve tarayıcıya süreci hızlandıracak bir referans sağlayarak iyileştirilebilir. Tamamen dişsiz bir arkta tarama gövdelerinin sayısallaştırma doğruluğunun 193 µm'den az olduğu, azaltılmış mesafelere sahip arklar için ise 103 µm'den az olduğu rapor edilmiştir (Carneiro Pereira, vd., 2023).

Dental literatür, ağız içi dijital implant taramalarının doğruluğunu en üst düzeye çıkarmak amacıyla tarama gövdelerini splintlemek için farklı tekniklerin etkisine odaklanmaktadır. Kullanılan tarama gövdesi splintleme materyali veya apareyinden bağımsız olarak konsept, ağız içini dijital ortama aktarma prosedürlerini kolaylaştırmak ve ağız içi tarama doğruluğunu artırmak amacıyla yan yana olan implant tarama gövdelerini birbirine bağlayan sert bir malzeme veya apareyden meydana gelmektedir. Tarama gövdelerini bağlamak için seçilen materyal önemlidir çünkü kullanılan materyal polimerizasyon büzülmesine uğrayıp tarama gövdelerinde yer değiştirmeye sebep olabilir (Revilla-León vd., 2023).

1.1.2.2.2.5. İmplantın Dental Arktaki Konumu

İmplantın arktaki konumu da parsiyel ve tam dişsiz çenelerde dijital ölçü doğruluğunu etkileyebilen faktörlerden biridir. Tam dişsiz çenelerde, taramanın başladığı bölgenin kontralateralindeki implantlarda daha fazla distorsiyon meydana geldiği görülmüştür. Giménez-González ve arkadaşları' nın yaptığı çalışmada ilk taranan kadranda ikinci taranan kadrandan her zaman daha doğru ölçü vermiştir (Gimenez-Gonzalez vd., 2017; Marques vd., 2021). Ayrıca implant pozisyonunun ölçü doğruluğuna etkisi, seçilen tarama yöntemi ile değişmektedir (Çakmak vd., 2020; Gómez-Polo vd., 2022).

1.1.2.2.2.6. İmplantın Açısı ve Derinliği

İmplantın açısı tarama gövdesi pozisyonunu etkiler ve tarama gövdesinin tasarımına bağlı olarak dijital ölçü doğruluğunu etkileyebileceğini söyleyen çalışmalar olmakla beraber çalışmaların büyük çoğunluğu dişsiz çenelerde dijital ölçü doğruluğunun implantların açısından etkilenmediğini savunmaktadır (Marques vd., 2021).

İmplantın derinliğinin doğruluğa etkisini araştıran fazla çalışma olmamakla beraber Arcuri ve arkadaşları, derinliğin ölçü doğruluğunu etkilemediğini belirtmiştir. Fakat Giménez-González ve arkadaşları, tarama gövdesinin görünür miktarının ölçü doğruluğu için önemli olduğunu belirtmiştir ve bu nedenle tarama gövdesi seçiminde implant derinliğinin göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir (Marques vd., 2021).

1.1.2.2.2.7. İmplantlar Arası Mesafe

Tarayıcı tarafından sayısallaştırılabilir olarak kabul edilen tarama gövdeleri arası mesafe 16 ila 22 mm arasındadır. Bazı çalışmalar bu değer aralığında (16 ila 22 mm) yapılmış olsa da veriler, mesafeler ve açılar için 3B sapmalarda hala bir artış olduğunu göstermektedir (Carneiro Pereira, vd., 2023).

Yapılan çalışmalar birbiriyle tutarlı bir şekilde implantlar arası mesafe ve tarama mesafesi arttıkça dijital ölçü doğruluğunun azaldığını göstermektedir (Revilla-León vd., 2023).

1.1.2.2.2.8. Kullanılan Ağız İçi Tarayıcı

Dijital ölçüde kullanılan ağız içi tarayıcı markalarının doğruluğa etkisinin inceleyen çalışmalardaki sonuçlar ile bir fikir birliği sağlanamasa da araştırmacılar kullanılan tarayıcı markasının doğruluğu etkilediğini belirtmişlerdir (Revilla-León vd., 2023).

Kernen ve arkadaşları Carestream 3600 ve Trios3 cihazlarını kullanarak dijital ölçü doğruluğu üzerine tarama gövdelerini splintlemenin etkisini test etmişlerdir. Bu çalışmada iki tarayıcı arasındaki doğruluk değerleri arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür.

Carestream aktif üçgenleme teknolojisini kullanırken Trios konfokal mikroskopi prensibi ile çalışmaktadır. Trios3 cihazının daha doğru ölçü vermesinin sebebinin kullandığı tarama teknolojisi olabileceğini belirtmişlerdir (Kernen vd., 2023).

Kullanılan tarayıcı ile ilgili bir başka endişe verici faktör ise tarayıcının lazer aydınlatmasının yoğunluğudur. Son derece yüksek yoğunluk altında sensör doygun hale gelerek sistemin noktaların konumunu hesaplamasını ve doğru bir son görüntü oluşturmalarını engeller (Carneiro Pereira vd., 2023).

1.1.2.2.3. Dijital Ölçü Yöntemlerinde Kullanılan Görüntüleme Teknikleri

1.1.2.2.3.1. Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu

Konfokal lazer tarama mikroskobu (CLSM veya LSCM), optik kesit (derinlik seçiciliği olan yüksek çözünürlüklü optik görüntüler) olarak bilinen bir işlem olan, seçilen derinliklerden odaklanmış görüntüler elde etmek için kullanılan bir tekniktir. Görüntüler nokta nokta elde edilir ve bir bilgisayar tarafından yeniden oluşturulur. Bu tekniği kullanarak opak simgelerin yüzey profili yeniden yapılandırılabilir ve opak olmayan simgelerin iç görüntülemesi elde edilebilir. Geleneksel bir mikroskop, ışığın nüfuz edebileceği kadar simgeyi görürken, eş odaklı bir mikroskop, bir seferde yalnızca bir derinlik seviyesini görüntüler (Logozzo vd., 2014).

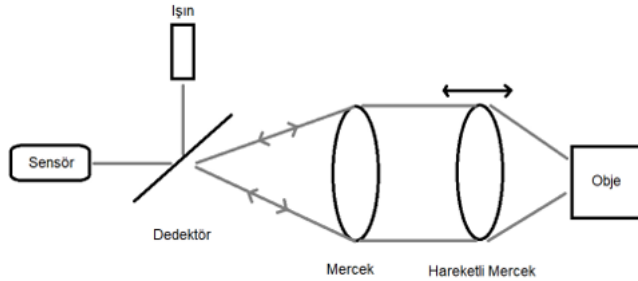
Konfokal mikroskopinin prensibi ilk olarak 1961'de Marvin Minsky tarafından patentlenmiştir, fakat 1980'lerin sonlarına doğru, CLSM için lazerlerin standart bir teknik haline gelmesi bir 30 yıl daha almış ve lazerlerin geliştirilmesini gerektirmiştir. CLSM tekniğinde, bir lazer ışını bir açıklıktan geçer ve daha sonra bir objektif mercekle numunenin içinde veya yüzeyinde küçük bir odak hacmine odaklanır; biyolojik uygulamalarda numune floresan olabilir. Dağılan ve yansıyan lazer ışığı ve aydınlatılan noktadan gelen herhangi bir floresan ışık daha sonra objektif lens tarafından yeniden toplanır (Logozzo vd., 2014) (Şekil 1.5).

Bir ışın ayırıcı, ışığın bir kısmını algılama aparatına ayırır. Floresan eş odaklı mikroskopideki bu aparat aynı zamanda orijinal uyarılma dalga boyunu bloke ederken floresan

dalga boylarını seçici olarak geçiren bir filtreye de sahiptir. Bir iğne deliğini geçtikten sonra, ışık yoğunluğu bir foton algılayıcı cihaz tarafından algılanır ve ışık sinyalini bir bilgisayar tarafından kaydedilen elektriksel bir sinyale dönüştürür. Sınırlı dedektör açıklığı odak noktasından gelmeyen ışığı engeller. Odak dışı ışık bastırılır: geri dönen ışığın çoğu iğne deliği tarafından engellenir, bu da geleneksel floresan mikroskopi tekniklerinden daha keskin görüntüler elde edilmesini sağlar ve simge içinde çeşitli derinliklerde bulunan düzlemlerin görüntülerinin elde edilmesine olanak tanır (Logozzo vd., 2014).

Daha yavaş taramalar daha iyi bir sinyal-gürültü oranı sağlayarak daha iyi kontrast ve daha yüksek çözünürlük sağlar. Mikroskop tablasını veya objektif merceğini yükselterek veya alçaltarak farklı odak düzlemlerinden bilgi toplanabilir. Bilgisayar, ardışık odak düzlemlerinden gelen bu iki boyutlu görüntülerin bir yığını birleştirerek bir numunenin üç boyutlu bir resmini oluşturabilir.

Günümüzde yaygın kullanılan iTero / CADENT ve Trios / 3SHAPE ağız içi tarayıcılar konfokal mikroskopi teknolojisi ile çalışmaktadır (Logozzo vd., 2014).



Şekil 1.5. Paralel konfokal lazer tarama yöntemi (Bakıç vd., 2021)

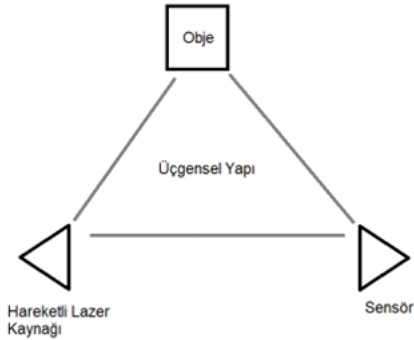
1.1.2.2.3.2. Triangulasyon Tekniği

Triangulasyon, çok çeşitli uygulamalar için 3B bir nesnenin şekline ilişkin verileri dijital olarak toplamak ve dijital 3B modeller oluşturmak için kullanılan temassız bir tekniktir. Hem pasif hem de aktif triangulasyon teknikleri kullanılabilir. Aktif triangulasyon yöntemlerinde, hedef nesnenin konumunu hesaplamak amacıyla bir ışık ışınımı yansıtılır ve yansıması elde edilir. Pasif triangulasyon yöntemlerinde tarama cihazının kendisinden herhangi bir radyasyon yayılmaz ve sistem, yansıyan ortam radyasyonunun tespit edilmesine dayanmaktadır. Pasif triangulasyon, bu tür görüş sistemleri arasında en yüksek doğruluğu sağlar. Ancak yalnızca

yüksek kontrastlı hedefler ve iyi tanımlanmış kenarlar yüksek doğrulukla ölçülebilir (Logozzo vd., 2014).

Hedeflenmemiş veya özelliği olmayan yüzeyler hiç ölçülemeyebilir. Ayrıca ortam ışığı, kontrollü aydınlatma kullanılmadığı sürece sistemin istenen tüm özellikleri başarılı bir şekilde ortaya çıkarma yeteneğini önemli ölçüde etkiler. Az sayıda ve ucuz bileşenden oluşan bu sistemlerin en büyük avantajı maliyetinin düşük olmasıdır; üstelik çalışma prensibi de insan gözündekiyle aynı şekilde basittir.

CEREC 1987 yılında Sirona Dental System GMBH tarafından piyasaya sürüldü ve bir dizi teknolojik gelişmeden geçerek Ocak 2009'da piyasaya sürülen BlueCam destekli CEREC AC üretildi. CEREC sisteminin son versiyonu inley, onley, kron, lamina vener ve hatta köprü restorasyonu üretebilme kapasitesine sahiptir. 3B dijital tarayıcı frezeleme ünitesiyle birleştirilerek piyasaya sürülen hazır bloklar sayesinde hastalara tek randevuda kompozit veya seramik materyalden üretilen restorasyonlar yapılmasına olanak sağlar. CEREC sistemleri, konfokal mikroskopinin temel prensiplerine ve aktif triangulasyon tekniğine göre çalışan ölçüm cihazları olarak tanımlanabilir (Logozzo vd., 2014).

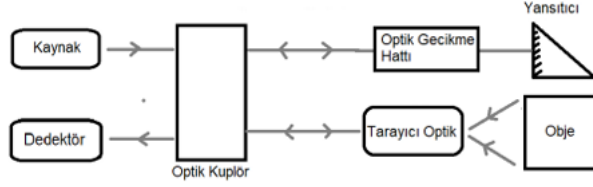


Şekil 1.6. Aktif triangular tarama yöntemi (Bakıç vd., 2021)

1.1.2.2.3. Optik Kohorent Tomografi

Optik kohorent tomografi (OKT) biyolojik dokular gibi hedef nesnelerin yüzey altı mikro yapısının kesitsel görünümünü sağlayan bir interferometrik görüntüleme tekniğidir. Bir OKT tarayıcısındaki interferometre, geniş bantlı bir kaynak alanını bir referans alanına ve bir örnek alana böler. Örnek alanı, tarama optiği ve objektif mercekle aracılığıyla doku

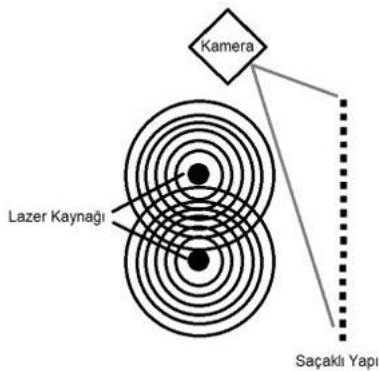
yüzeyinin altındaki bir noktaya odaklanır. Dokudan geri saçılan modifiye örnek alanı, foto-detektörün yüzeyinde Er'e müdahale eder, böylece görüntüyü oluşturur (Logozzo vd., 2014) (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Optik kohorent tomografi yöntemi (Bakıç vd., 2021)

1.1.2.2.3.4. Akordiyon Şerit İnterferometrisi

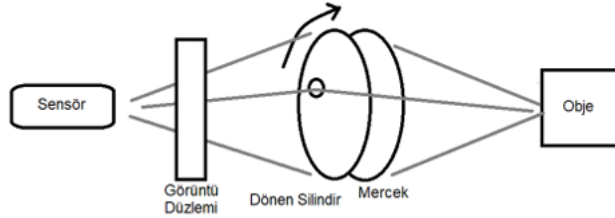
Akordeon Şerit İnterferometrisi (AFI), geleneksel doğrusal lazer interferometrisini üç boyuta genişleten bir teknolojidir. Akordeon saçak interferometrisinde iki nokta kaynağı nesneyi aydınlatır ve bir saçak deseni oluşturur. Saçakların kurvatürünü projektörden farklı bir bakış açısıyla kaydetmek için yüksek hassasiyetli bir dijital kamera kullanılır. Görünür saçak kurvatürünün derecesi, kamera ile lazer kaynağı arasındaki bilinen geometrilerle birleştiğinde, AFI algoritmalarının görüntülenen nesnenin yüzeyini sayısallaştırmasına olanak tanır. AFI tabanlı görüntüleyiciler, kameradaki her piksel için bir x, y, z yüzey noktası konumunu kaydeder. AFI, beyaz ışık kullanılan tarayıcılara göre bazı avantajlara sahiptir. Ortam ışığına ve değişimlerine karşı hassasiyeti daha azdır. Sonsuz projektör alan derinliği kaydı yapabilir. Parlak yüzeyleri görüntüleme yeteneği ve fotogrametrik sistemler olmadan görüntü yakalama yeteneği daha fazladır (Logozzo vd., 2014).



Şekil 1.8. Akordeon şerit interferometri yöntemi (Bakıç vd., 2021)

1.1.2.2.3.5. Aktif Dalga Örneklenirilmesi

Aktif Dalga Örneklemesi (AWS), yalnızca tek bir kamera ve bir AWS modülü kullanan bir 3B yüzey görüntüleme tekniğidir. En basit haliyle AWS modülü, optik eksen etrafında dairesel bir yol üzerinde hareket eden eksen dışı bir açıklıktır. Bu hareket, görüntü düzlemindeki bir daire üzerindeki hedef noktaların dönmesini sağlar. Hedef noktalarının derinlik bilgisi, her noktanın ürettiği dairesel nokta deseninin yarıçapından türetilir. Prensip olarak AWS görüntüleme, dijital kameraya sahip herhangi bir sistemin 3B olarak çalışmasına olanak tanır. Böylece 3B geometrileri elde etmek için birden fazla kameraya ihtiyaç duyulmaz. AWS sisteminin en önemli özelliği, derinlik bilgisini yakalamak için yalnızca tek bir optik yola ihtiyaç duymasındır (Logozzo vd., 2014).



Şekil 1.9. Aktif dalga örneklemeye yöntemi (Bakıç vd., 2021)

1.1.2.2.3.6. Yakın Kızılötesi (NIR) Görüntüleme Teknolojisi

İnsan gözünün göremediği 700 nm üzeri dalga boyları kızılötesi olarak adlandırılır. Bu yüksek dalga boyundaki ışınların doku üzerinde farklı enerji miktarını depolamasıyla bu teknoloji geliştirilmiştir. Çürük teşhisinde kullanılmaktadır. Ağız içi tarayıcıların eklentisi olarak yeni nesil tarayıcılarda bu özellik vardır (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.3.7. Yapısal Işık Görüntüleme

Bu teknoloji düz olmayan yüzeylerin görüntüsünün x, y ve z eksenlerinde elde edilmesinde kullanılır. Bir projektörden yüzeyde iki boyutlu paralel çizgiler içeren bir desen oluşturur. Girintili bölgelerde bu paralel yapı bozulur. Elde edilen yapısal ışık kamera aracılığı ile bilgisayara aktarılır ve böylece 3B algoritması oluşturulur. Yapısal ışık tekniği 3B görüntünün elde edilmesi için triangular teknikte de kullanılır (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4. İntraoral Tarayıcı Sistemleri

1.1.2.2.4.1. Cerec (Sirona Dental System Beinsheim, Almanya)

Diş hekimliğinde kullanılan ilk tarayıcılardan biridir. Omnicam çoğunlukla kullanılan, Primescan ise yeni tarayıcılarından biridir (Bakıç vd., 2021). CEREC ürün grubuyla klinikte ve laboratuvarında kullanılabilen sistemlere sahiptir. İlk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmıştır ve geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Geliştirilen CEREC AC sistemi ile preparasyonun dijital ölçüsü özel bir toz sprey uygulanarak direk kamera ile hasta ağzından alınabilmektedir (Çelik vd., 2013).

1.1.2.2.4.1.1. Omnicam

Omnicam video tarama tekniği kullanarak hızlı bir şekilde renkli tarama yapabilir. Devamlı fotoğraflanan resimler üç boyutlu modeli oluşturur. Bu cihazla toz sprey kullanmaya gerek yoktur. Önceden beyaz LED kullanılan bu sistemde daha sonra mavi LED kullanılmaya başlanmıştır. İnley, onley, kron, köprü ve implant tedavilerinde kullanılabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.1.2. Primescan

Omnicam'den daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Renkli görüntü oluşturur. Mavi LED kullanır. Toz kullanılmasına gerek yoktur. Tam arklarda başarılıdır (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.2. Trios (3Shape, Danimarka)

Aralık 2010'da 3Shape, Trios adı verilen yeni yüksek performanslı ağız içi tarama cihazını piyasaya sürdüğünü duyurmuştur. Trios sistemi hızlı tarama süresiyle konfokal mikroskopi prensibine göre çalışmaktadır (Logozzo vd., 2014).

1.1.2.2.4.2.1. Trios3

Günümüzde sıklıkla kullanılan bir tarayıcıdır. Konfokal mikroskopi ve hızlı optikal tarama özelliği ile yapılandırılmış ışık teknolojilerini kullanır. Bu sayede her saniye 3000 adet iki boyutlu resim fotoğraflar ve bu fotoğraflardan 1000 adet üç boyutlu imaj oluşturur. Kendine ait kazıma cihazı olmadığından evrensel formatta dışa aktarım yapabilir. İnley, onley, kron, köprü ve implant tedavileri için kullanılabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.2.2. Trios4

Önceki modele göre batarya ömrü daha uzundur. Bu sayede Trios3' de olduğu gibi kablolu bir şekilde 45 dakika tarama yapabilir. Yeni bir transillüminasyon görüntüleme özelliğine sahiptir. Bu sistem kızılötesi ışınlar sayesinde gözle görülmeyen proksimal çürüklerin belirlenmesinde kullanılabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.2.3. Trios5

Trios5, ScanAssist özelliğiyle tarama sırasında 3B modeli yeniden yapılandırır bu sayede birleştirme hatalarını önler. Günümüzde birçok ağız içi tarayıcı markasında iyi veri toplanabilmesi için belli bir tarama protokolü uygulanması gerekmektedir. Doğru ayrıntıyı yakalayabilmek için okluzal yüzeyden başlamak bu protokollerden biridir. Bu tarama protokolünün takip edilmemesi birleştirme hatalarına sebep olabilir ve yeniden tarama yapılmasını gerektirebilir. Trios5'in sahip olduğu yeni tarama motoru sayesinde istenilen tarama protokolü takip edilebilir.

Tarayıcı ucunun içindeki cam safir camdır böylece çizilmez ve hızlıca ısınarak saniyeler içinde taramaya hazır hale gelir. Kapalı ve otoklavlanabilir bir uca sahiptir. Kalibrasyon gerektirmemektedir. Taramaya rehberlik eden duyusal geri bildirim özelliği mevcuttur (3Shape, t.y).



Şekil 1.10. Trios5 ağız içi tarayıcı

1.1.2.2.4.3. iTero (Cadent Ltd. / İsrail)

iTero dijital tarayıcı sistemi 2007 yılında piyasaya sürüldü. Bu sistem paralel konfokal görüntüleme tekniğini kullanmaktadır (Logozzo vd., 2014).

1.1.2.2.4.3.1. Element 1, Element 2 ve Element Flex

Element Flex mobil olarak üretilmiştir. Bütün iTero sistemlerinde otokalibrasyon, hızlı tarama ve ağ sistemi vardır. Beyaz ışıkla tarama yapar. Kendine özgü dosya sistemi vardır ancak .stl formatında dışa aktarım yapabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.3.2. Element 5D

iTero' nun en son piyasaya sürülen tarayıcı modelidir. Yakın kızılötesi görüntüleme tekniğine sahiptir. Bu teknoloji sayesinde hastaların çürük lezyonları tarama sırasında eş zamanlı olarak görüntülenebilir. Özellikle proksimal çürüklerin belirlenmesinde etkilidir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.4. Medit i500 (Medit, Seoul, Kore)

Bu sistemler aktif triangulasyon teknolojisini kullanır. Renkli video tabanlı tarama yapar. Toz ve spreyci gerektirmez (Bakıcı vd., 2021). Daha sonraları i600, i700 ve i900 modelleri ve kablosuz seçenekleri çıkarılmıştır.

1.1.2.2.4.5. Lava C.O.S. (3M ESPE, A.B.D.)

Ürün resmi olarak Şubat 2008’de piyasaya sürüldü. Lava C.O.S. kamera 22 lens sistemi ve 192 mavi LED hücrelerinden oluşan oldukça karmaşık bir optik sisteme sahiptir. Lava C.O.S. yapılandırılmış ışık projeksiyonuyla aktif dalga örnekleme ilkesine dayalı 3B veri yakalama yöntemini tanıttı. Bu tarama yöntemi 3M ESPE tarafından ‘‘ 3B Hareketli Teknoloji’’ olarak tanıtıldı (Logozzo vd., 2014). Stl formatında dışa aktarım yapabilmektedir. Kendisine ait kazıma ünitesi vardır (Bakıcı vd., 2021).

1.1.2.2.4.6. CS3500, CS3600, CS3700, CS3800 (Carestream, A.B.D.)

1.1.2.2.4.6.1. CS3500/ CS3600

CS3500 modeli fotoğraf alarak tarama sağlarken, CS3600 modeli video alarak tarama yapar. Toza ihtiyaç yoktur ve renkli tarama yapabilir. Triangulasyon metodu ve saçak görüntüleme tekniği ile kayıt alır. İnley, onley, vener ve tek kron yapımında kullanılabilir (Bakıcı vd., 2021).

1.1.2.2.4.6.2. CS3700

Önceki sürümüne göre %20 daha hızlı tarama yapar. Akıllı tonlama teknolojisi ile otomatik olarak renk tonunu seçerken aynı zamanda kayıt alır (Bakıcı vd., 2021).

1.1.2.2.4.6.3. CS3800

Carestream'in hafif ve kompakt kablosuz ağız içi tarayıcısıdır. Görüş alanı genişletilmiş ve yumuşak doku taraması iyileştirilmiştir. CS3800 ile eşleştirilmiş CS Scan Flow satın alma yazılımına sahiptir (Carestream, t.y).

1.1.2.2.4.7. Dental Wings (Kanada)

1.1.2.2.4.7.1. Dwio

Kanada'da 2015 yılında piyasaya sunulmuştur. Çok sayıda LED ışık ile videolama yöntemi kullanır. Monokrom renklerde tarama yapar. Evrensel format kullanması avantajıdır. İnley, onley, vener, kron ve cerrahi rehber oluşturmak için kullanılabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.4.7.2. Virtuo Vivo

Piyasaya 2019 yılında tanıtılmıştır. Gerçek renklerde tarama yapar. Dosya uzantısı .stl formatındadır. İnley, onley, vener, kron, kısa köprüler ve implant üstü protezlerin tedavisinde kullanılabilir (Bakıç vd., 2021).

1.1.2.2.5. Referans Tarayıcı Sistemleri

İmplant üstü ölçülerin doğruluklarını in vitro ortamda değerlendirebilmek için implantların modeldeki gerçek konumlarının elde edilmesi ve sanal bir ortama aktarılması gerekir. Bunun için iki temel yöntem kullanılır. Birinci yöntem yüksek çözünürlüklü endüstriyel optik cihazları kullanmaktır. İkinci yöntem ise implant konumlarının koordinat ölçüm cihazı ile belirlenmesidir.

Model referans endüstriyel tarayıcılar ile tarandığında küçük miktarlarda da olsa boyut farklılığı olmaktadır. Örneğin, Activity 880 (Smart optics, Germany) cihazı 10 µm, Atos Compact Scan 5M cihazı 2 µm, D2000 (3Shape) cihazı ise 5 µm hassasiyete sahiptir. Bu

değerler klinik olarak kabul edilen değerler içerisinde ve çok düşük değerlere sahip oldukları için çalışmalarda ‘‘altın standart’’ olarak kabul edilmektedir (Logozzo vd., 2014).

1.1.2.2.5.1. Atos Q (GOM Gmbh, Braunschweig, Almanya)

GOM ATOS Q, yapılandırılmış ışık prensibiyle çalışan optik bir 3B tarayıcıdır. ATOS mavi ışıklı 3B tarayıcı triangulasyon prensibini kullanır. Bu prensipte, sensör parçanın yüzeyine bir saçak deseni yansıtır ve her tarama sırasında desenler hızla değişirken, sensörün her iki tarafındaki iki kamera 3B koordinat ölçümlerini hesaplamak için bozulmayı yakalar. Bu yöntem, tarama başına milyonlarca nokta sağlayan tam alan veri toplama ile sonuçlanır.

Farklı endüstrilerdeki karmaşık ölçüm ve kalite kontrol görevleri için esnek bir 3B tarayıcı olarak tasarlanmıştır. Triple scan prensibi, yansıtıcı yüzeyleri ve girintili nesneleri ölçmek için avantajlar sunar. Mavi ışık ekolayzer, ışık kaynağının parlaklığını artırır ve tek tip, lekesiz ışığı projeksiyon ünitesine aktarır. Mavi ışık ekolayzer, yüksek hızda ızgara projeksiyonu sağlar ve bu teknoloji sayesinde zor yüzeylerde bile kısa ölçüm süreleri elde edilebilir. Hassas ızgara paternler nesnenin yüzeyine yansıtılır ve stereo kamera prensibine göre iki kamera tarafından yakalanır. GOM’un projeksiyon teknolojisi, dar bantlı mavi ışıkla çalışır; bu, görüntü elde etme sırasında müdahale eden ortam ışığının filtrelenebileceği anlamına gelir.

Değiştirilebilir lens seçenekleri ile küçük ve orta büyüklükteki parçaların yüksek hassasiyetli ölçümleri gerçekleştirilebilir. ATOS Q’nun, 12M ve 8M versiyonları mevcuttur. Sensörler, tarama sırasında 2×12 milyon veya 2×8 milyon koordinat noktasını yakalar. Hassasiyet, çözünürlük ve ölçüm alanı boyutu serbestçe tanımlanabilir. $100 \times 70 \text{ mm}^2$ ’den $500 \times 370 \text{ mm}^2$ ’ye kadar beş farklı, değiştirilebilir ölçüm hacmine sahiptir. (Atos Q, t.y)



Şekil 1.11. Referans tarayıcı Atos Q cihazının görüntüsü

İmplant üstü protezlerin iş akışında dijital sistemlerin kullanımı artmasıyla beraber kısıtlamalarını ortadan kaldırmak ve ölçülerin doğruluğunu arttırmak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan biri uzun dişsiz boşlukların bulunduğu tam çene implant tedavilerinde tarama gövdelerini splintleyerek dijital tarayıcılara referans noktalar sağlamaktır. Bu splint uygulaması tarama yaparken alınan görüntülerin birleştirilmesi işleminde oluşabilecek hataları ortadan kaldırmayı hedeflemektedir.

Bu tez çalışmasının birincil amacı; implant tarama gövdesinin splintlenmesinin tam ark dijital implant ölçüsünün doğruluğuna etkisini incelemektir. İkincil amacı; implantların açıları ve konumlarının splint uygulamasına etkisini analiz etmektir.

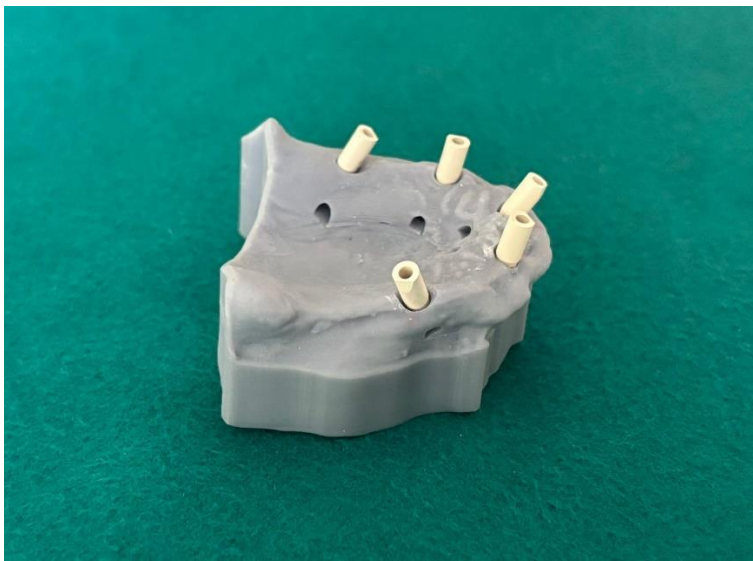
Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi; tam dişsiz bir arkta implant tarama gövdelerinin splintlenmesinin ve implant konumunun dijital ölçü doğruluğunu etkilemeyeceğidir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

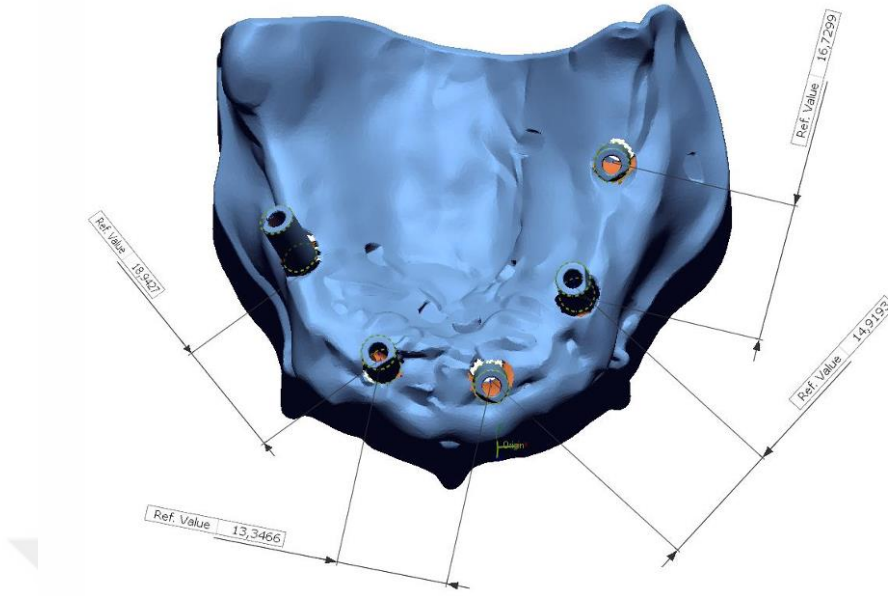
Bu in vitro çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

2.1. Ana Modelin Hazırlanması

İlk olarak CARES® Visual isimli programda, dişsiz bir üst çene tomografisi üzerinde implant konumları; sağ birinci molar (#16) bölgesinde 20° mesiale, sağ kanin (#13) 0°, sağ santral (#11) 20° vestibüle, sol lateral (#22) 0° ve sol ikinci premolar (#25) 30° distale eğimli olacak şekilde planlandı ve tasarımı yapılarak dosya dışa aktarıldı. Bu tasarlanan sanal modelde implant gelecek alanlar, rezin modelde dijital implant analogları yerleştirilecek şekilde tasarlandı. Bu sanal model Anycubic 3D Printing UV Sensitive Resin materyali kullanılarak Anycubic Photon Mono X cihazıyla kazınarak rezin bir model elde edildi. Elde edilen bu rezin modele, beş adet dijital implant analogu (RC Repositionable Implant Analog, Straumann®, Basel, İsviçre) yerleştirildi. İmplant analoglarına Polietereeterketon (PEEK) tarama gövdeleri (CARES RC Mono Scanbody -D 4.1mm, H 10mm, PEEK, TAN, Straumann®, Basel, İsviçre) 10 Ncm tork ile yerleştirildi. Modelin bir tarafındaki implantlar, tam çene sabit bir restorasyonda genellikle tercih edilen konumları temsil ederken, diğer tarafındakiler *all-on-4* konseptine uygun konum ve açılarda yerleştirildi (Şekil 2.1).



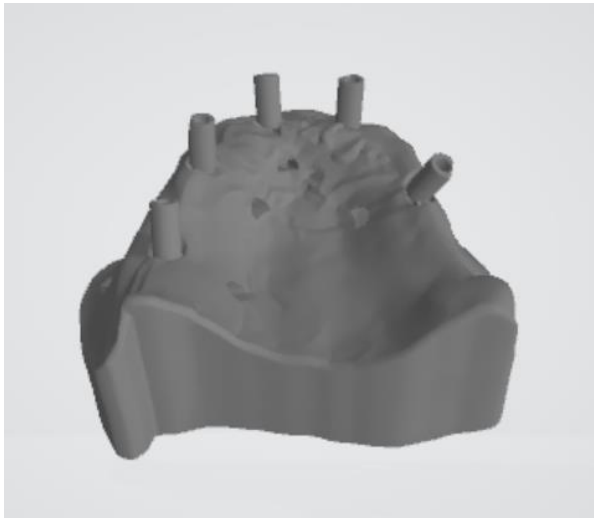
Şekil 2.1. Ana model görüntüsü



Şekil 2.2. Bu tez çalışmasında kullanılan ana modelin referans taraması üzerinde yapılan implantlar arası mesafe ölçümleri

2.2. Referans Tarama

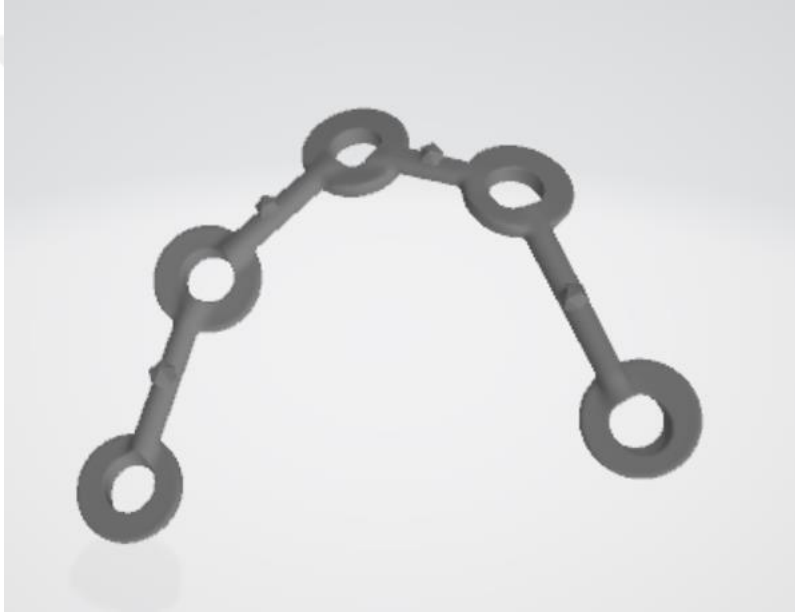
Ana model optik bir 3B tarayıcı olan ATOS Q cihazı ile tarandı ve dışarı aktarılarak referans tarama STL dosyası elde edildi (Şekil 2.3). Referans STL dosyası, tarama gövdelerinin konumlarının matematiksel ölçümü yapılması için ve test taramalarıyla (splintli ve splintsiz) karşılaştırılabilmesi için Geomagic Control X programına aktarıldı.



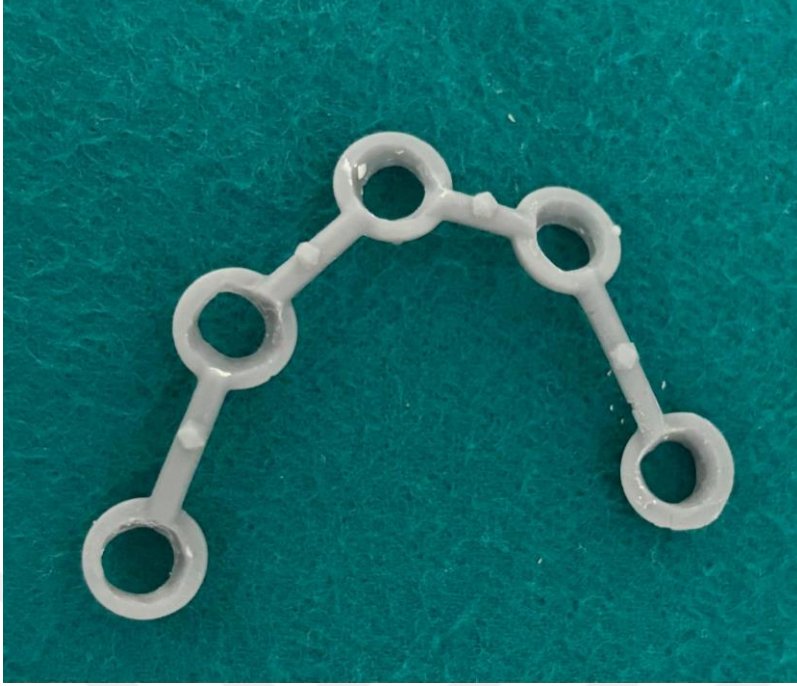
Şekil 2.3. Atos Q ile yapılmış referans taramanın STL görüntüsü

2.3. Splint Hazırlığı

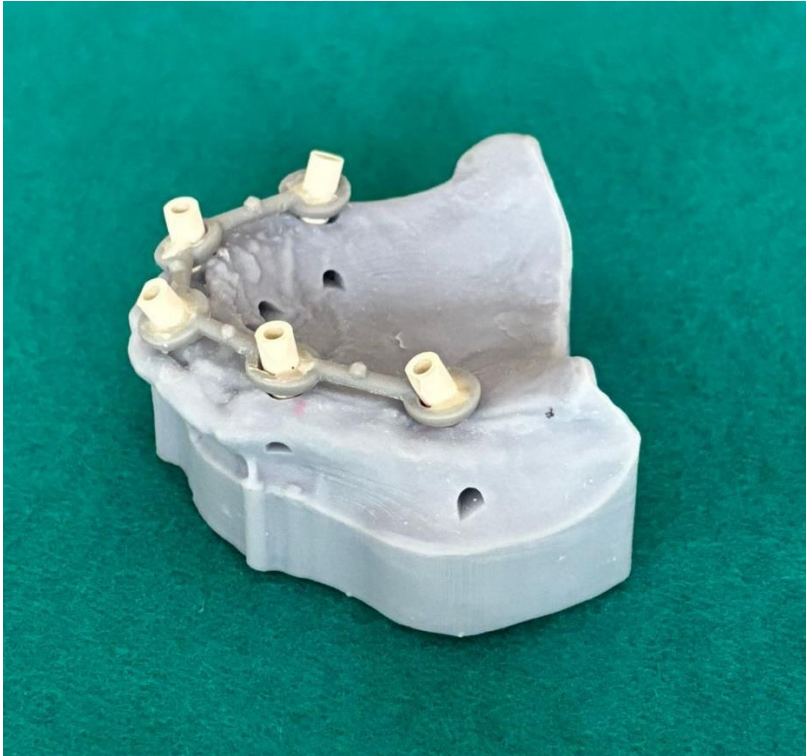
Referans modelin STL dosyası üzerinde tarama gövdelerini bağlamak için kullanılacak bir splint apareyi Meshmixer programı kullanılarak tasarlandı (Şekil 2.4). Bu aparey gri rezin ile ve Formlabs cihazı kullanılarak üretildi (Şekil 2.5). Üretilen splint, tarama gövdelerinin etrafını saran bir halkadan ve bu halkaları, kreti takip ederek tarama gövdelerini birleştiren uzun silindirik parçalardan meydana gelmektedir. Splintin stabil olması için üretiminde rijit bir materyal kullanıldı. Buna ek olarak, splintin tarama gövdelerini birleştiren parçasına tarayıcının referans alabileceği geometrik bir şekil yerleştirildi.



Şekil 2.4. Meshmixer programında tasarlanan splintin STL görüntüsü



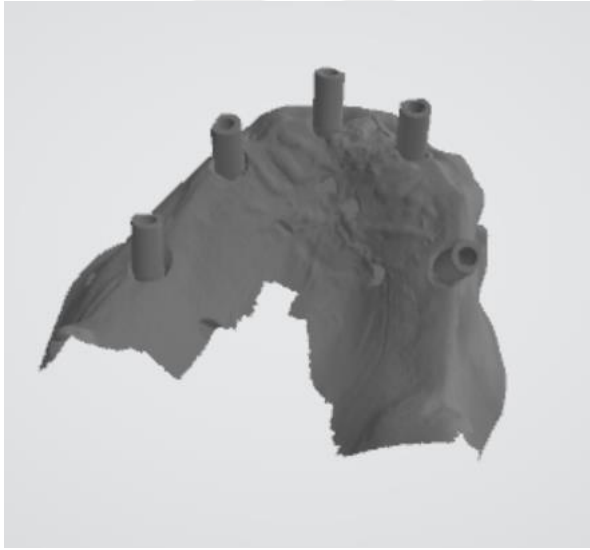
Şekil 2.5. Kullanılan splintin görüntüsü



Şekil 2.6. Splint uygulanmış ana model görüntüsü

2.4. Ağız İçi Tarayıcı ile Tarama Protokolü

Ana model, konfokal mikroskopi teknolojisi ile çalışan Trios5 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcı kullanılarak 15 defa tarandı ve taramalar dışarı aktarılarak 15 adet STL dosyası elde edildi. Daha sonra aynı modele 3B tarayıcı ile hazırlanmış splint yerleştirildi ve akışkan kompozit ile tarama gövdelerine sabitlendi (Şekil 2.6). Aynı ortam koşullarında splint yerleştirilen modelden Trios5 ile 15 adet dijital tarama elde edildi ve dışarı aktararak STL dosyası halinde saklandı. Böylece 15 adet splintsiz (S-) ve 15 adet splintli (S+) test taraması alınarak, toplamda 30 adet ağız içi tarayıcı ile taranmış STL dosyası elde edildi (şekil 2.7 ve Şekil 2.8). Tarama gövdeleri, splintli ve splintsiz taramalardan önce 10 Ncm torkla analoglara vidalandı. Taramaya 16 numaralı tarama gövdesinin lingual yüzeyinden başlandı ve 25 numaraya kadar devam edildi; sonra 25'in bukkalinden taramaya devam edilerek, 16 numaralı tarama gövdesinin bukkali tarandı. Son olarak 16'dan başlayarak tüm tarama gövdelerinin okluzal yüzeyleri taranarak işlem tamamlandı.



Şekil 2.7. Splintsiz grup için Trios5 ile taranan ana modelin STL görüntüsü

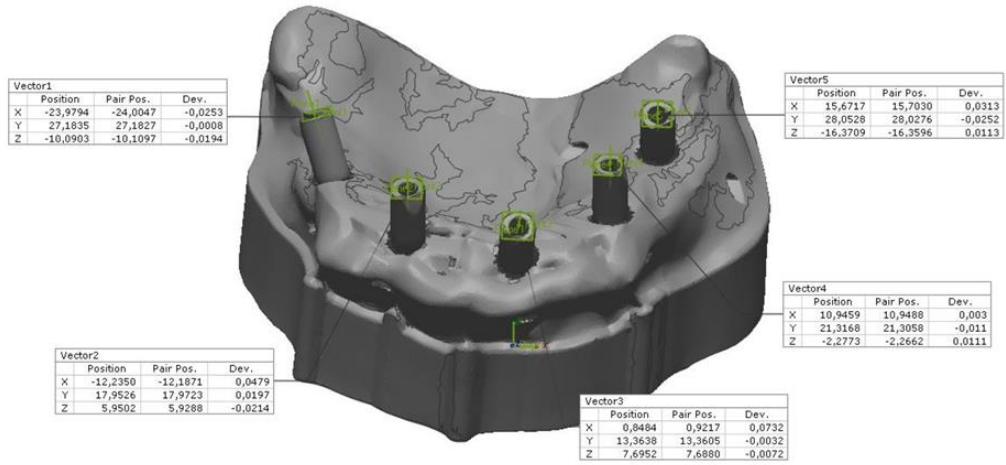


Şekil 2.8. Splintli grup için Trios5 ile taranan modelin STL görüntüsü

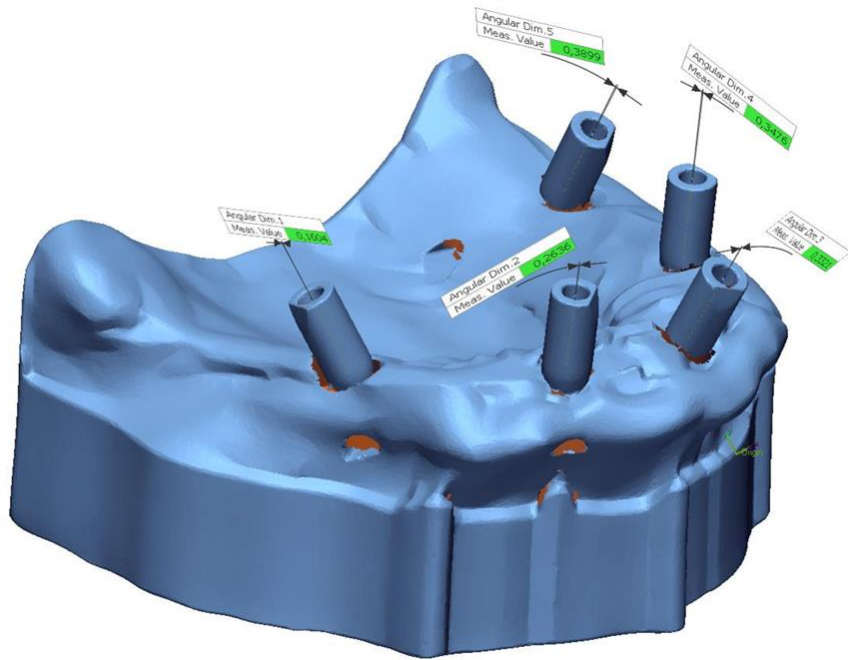
2.5. Veri Analizi

Referans tarama STL dosyası ile incelenen splintsiz (n=15) ve splintli (n=15) test taramaları arasındaki tüm sapmalar her bir tarama gövdesi konumu için x, y ve z eksenlerinde meydana gelen doğrusal sapmalar ve açısal sapmalar şeklinde ölçüldü. Doğrusal sapma değerini elde edebilmek için her bir tarama gövdesinin x, y ve z koordinatlarındaki sapmaları belirlenerek aynı tarama gövdesine ait toplam sapma değeri elde edildi. Toplam doğrusal sapma miktarı (Δr), Δx , Δy ve Δz , sırasıyla x, y ve z koordinatlarındaki farklar olmak üzere $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$ denklemi ile elde edildi. Açısal sapma değerleri ise çakıştırılan referans ile test taramalarındaki tarama gövdelerinin merkezinden geçen doğrular arasındaki açının yazılım programı sayesinde ölçülmesiyle elde edilmiştir.

Referans tarama ve test taramaları karşılaştırmaların yapılabilmesi için tarama dosyaları tersine mühendislik yazılımına (Geomagic control X, 3D Systems, Rock Hill, ABD) aktararak karşılaştırmaları yapıldı. Splintli (15 adet) ve splintsiz (15 adet) gruplardaki her bir tarama, referans taraması ile çakıştırıldı ve toplamda 30 adet kalite kontrol raporu elde edildi (Şekil 2.9 ve Şekil 2.10).



Şekil 2.9. Referans ve test taramalarının karşılaştırılması sonucu elde edilen konum bilgilerinin görüntüsü



Şekil 2.10. Tarama gövdelerinin referans ve tarama yazılımları arasındaki açı farklarının görüntüsü

2.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS v25 (Statistical Package for Social Sciences) programı kullanıldı. Değerlerin implant konumları (#16, #13, #11, #22, #25) ve ölçü yöntemine (splintli, splintsiz) göre sapma

değerleri bakımından analizi iki yönlü ANOVA testi (Genelleştirilmiş Lineer Modeller) ile yapıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.



3. BULGULAR

Referans STL dosyası ile karşılaştırılan splintli (n=15) ve splintsiz (n=15) test taramaları arasındaki sapmalar x, y ve z ekseninde ve açısal olarak her bir tarama gövdesi için ölçüldü (n=150).

3.1. Doğrusal Sapma Verilerinin Analizi

Referans tarama STL dosyası ile karşılaştırılan splintsiz (n=15) ve splintli (n=15) test taramaları arasındaki doğrusal sapmaların ortalamaları ve standart sapma değerleri her bir tarama gövdesi için Çizelge 3.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Tarama gövdelerinin splintli ve splintsiz taramalardaki ortalama doğrusal sapma ve standart sapma değerleri (mm)

Yöntem	Tarama gövdesi konumu	$\bar{x}$	SS	n
Splintli	#25	0,0654	0,02421	15
	#22	0,0332	0,01073	15
	#11	0,0164	0,01188	15
	#13	0,1580	0,01399	15
	#16	0,1867	0,28517	15
Splintsiz	#25	0,0458	0,01776	15
	#22	0,0492	0,01333	15
	#11	0,0513	0,01992	15
	#13	0,0427	0,01955	15
	#16	0,0607	0,02133	15

Çizelge 3.2. Doğrusal sapma değerlerinin varyans analiz sonuçları

	Mean Square (mm)	F	P
Splint	0,066	7,870	0,006
Konum	0,046	5,483	0,000
Splint X Konum	0,042	4,952	0,001

Sapma değerleri üzerinde yapılan çalışmada, splint ve konum değişkenleri istatistiksel olarak anlamlı farka neden olmuştur ($p<0,05$). Ayrıca splint ve konum arasındaki etkileşim de istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Çizelge 3.3’ de görüldüğü gibi splintli grupta; #16 ile #25, #22, #11 arasında ve #13 ile #22, #11 arasında anlamlı bir fark var iken, splintsiz grupta konumlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (Çizelge 3.4).

Konumun ve implant açılarının splintsiz taramalarda dijital ölçü doğruluğuna bir etkisi yok iken splint kullanımı konumlar arasındaki ölçü doğruluğu farkını arttırmıştır.

Çizelge 3.3. Splintli gruptaki tarama gövdelerinin doğrusal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları

Yöntem	Konum 1	Konum 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
Splintli	#25	#22	0,032	0,033	1,000
		#11	0,049	0,033	1,000
		#13	-0,093	0,033	0,065
		#16	-0,125*	0,033	0,004
	#22	#25	-0,32	0,033	1,000
		#11	0,17	0,033	1,000
		#13	-0,125*	0,033	0,003
		#16	-0,154*	0,033	0,000
	#11	#25	-0,049	0,033	1,000
		#22	-0,017	0,033	1,000
		#13	-0,142*	0,033	0,000
		#16	-0,170*	0,033	0,000
	#13	#25	0,093	0,033	0,065
		#22	0,125*	0,033	0,003
		#11	0,142*	0,033	0,000
		#16	-0,029	0,033	1,000
	#16	#25	0,121*	0,033	0,004
		#22	0,154*	0,033	0,000
		#11	0,170*	0,033	0,000
		#13	0,029	0,033	1,000

*. Ortalama sapma değerleri 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltilmesi

Çizelge 3.4. Splintsiz gruptaki tarama gövdelerinin doğrusal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları

Yöntem	Konum 1	Konum 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
Splintsiz	#25	#22	-0,003	0,033	1,000
		#11	-0,006	0,033	1,000
		#13	0,003	0,033	1,000
		#16	-0,015	0,033	1,000
	#22	#25	0,003	0,033	1,000
		#11	-0,002	0,033	1,000
		#13	0,006	0,033	1,000
		#16	-0,012	0,033	1,000
	#11	#25	0,006	0,033	1,000
		#22	0,002	0,033	1,000
		#13	0,009	0,033	1,000
		#16	-0,009	0,033	1,000
	#13	#25	-0,003	0,033	1,000
		#22	-0,006	0,033	1,000
		#11	-0,009	0,033	1,000
		#16	-0,018	0,033	1,000
	#16	#25	0,015	0,033	1,000
		#22	0,012	0,033	1,000
		#11	0,009	0,033	1,000
		#13	0,018	0,033	1,000

*. Ortalama sapma değerleri 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltilmesi

Bunlara ek olarak, Splintli ve splintsiz gruplar arasında #13 ve #16 konumları için istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ve sapma değerleri diğer konumlara göre daha büyüktür (Çizelge 3.5). Splint uygulanması #13 ve #16 konumlarındaki implantların ölçü doğruluğunu anlamlı bir şekilde azaltmıştır ($p < 0,05$).

Çizelge 3.5. Tarama gövdelerine ait splintli ve splintsiz gruplardaki doğrusal değerlerin ikili karşılaştırmaları

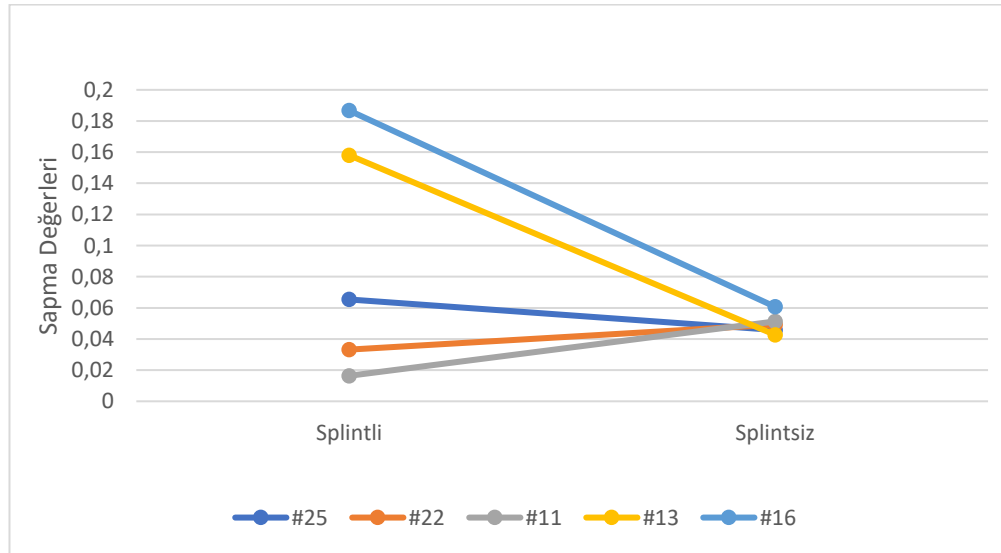
Konum	Yöntem 1	Yöntem 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
#25	S+	S-	0,020	0,033	0,558
	S-	S+	-0,020	0,033	0,558
#22	S+	S-	0,016	0,033	0,633
	S-	S+	-0,016	0,033	0,633
#11	S+	S-	0,035	0,033	0,299
	S-	S+	-0,035	0,033	0,299
#13	S+	S-	0,115*	0,033	0,001
	S-	S+	-0,115*	0,033	0,001
#16	S+	S-	0,126*	0,033	0,000
	S-	S+	-0,126*	0,033	0,000

*. Ortalama sapma değerleri 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltmesi

S+. Splintli taramalar

S-. Splintsiz taramalar



Şekil 3.1. Doğrusal sapma değerlerinin splintli ve splintsiz taramalardaki değişim grafiği

3.2. Açısal Sapma Verilerinin Analizi

Referans tarama STL dosyası ile karşılaştırılan splintsiz (n=15) ve splintli (n=15) test taramaları arasındaki açısal sapmaların ortalamaları ve standart sapma değerleri her bir tarama gövdesi için Çizelge 3.6’ da gösterilmektedir.

Çizelge 3.6. Tarama gövdelerinin splintli ve splintsiz taramalardaki ortalama açısal sapma ve standart sapma değerleri

Yöntem	Tarama gövdesi konumu	$\bar{x}$	SS	n
Splintli	#25	0,5923	0,23335	15
	#22	0,2403	0,10223	15
	#11	0,3456	0,13628	15
	#13	0,6723	0,19243	15
	#16	0,6295	0,07469	15
Splintsiz	#25	0,3344	0,10779	15
	#22	0,2605	0,09303	15
	#11	0,3560	0,09605	15
	#13	0,4107	0,09744	15
	#16	0,3476	0,10318	15

Çizelge 3.7. Açısal değerlendirmelerin varyans analiz sonuçları

	Mean Square (mm)	F	P
Splint	0,066	7,870	0,000
Konum	0,046	5,483	0,000
Splint X Konum	0,042	4,952	0,000

Sapma değerleri üzerinde yapılan çalışmada splint ve konum değişkenleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$).

Ayrıca çalışmada kullanılan splint ile konumlar arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Açısal değerlendirmeler göz önüne alındığında, splintli grupta #22 ile #25, #13, #16 arasında ve #11 ile #25, #13, #16 arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (Çizelge 3.8).

Splintsiz grupta konumlar arasında #22 ile #13 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (Çizelge 3.9). Splint kullanımı konumlar arasındaki doğruluk farkını arttırmıştır.

Çizelge 3.8. Splintli gruptaki tarama gövdelerinin açısal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları

Yöntem	Konum 1	Konum 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
Splintli	#25	#22	0,352*	0,048	0,000
		#11	0,247*	0,048	0,000
		#13	-0,080	0,048	1,000
		#16	-0,037	0,048	1,000
	#22	#25	-0,352*	0,048	0,000
		#11	-0,105	0,048	0,312
		#13	-0,432*	0,048	0,000
		#16	-0,389*	0,048	0,000
	#11	#25	-0,247*	0,048	0,000
		#22	0,105	0,048	0,312
		#13	-0,327*	0,048	0,000
		#16	-0,284*	0,048	0,000
	#13	#25	0,080	0,048	1,000
		#22	0,432*	0,048	0,000
		#11	0,327*	0,048	0,000
		#16	0,043	0,048	1,000
	#16	#25	0,037	0,048	1,000
		#22	0,389*	0,048	0,000
		#11	0,284*	0,048	0,000
		#13	-0,043	0,048	1,000

*. Ortalama sapma değerleri 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltilmesi

Çizelge 3.9. Splintsiz gruptaki tarama gövdelerinin açısal sapmalarına göre ikili karşılaştırmaları

Yöntem	Konum 1	Konum 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
Splintsiz	#25	#22	0,074	0,048	1,000
		#11	-0,022	0,048	1,000
		#13	-0,076	0,048	1,000
		#16	-0,013	0,048	1,000
	#22	#25	-0,074	0,048	1,000
		#11	-0,095	0,048	0,505
		#13	-0,150*	0,048	0,023
		#16	-0,087	0,048	0,741
	#11	#25	0,022	0,048	1,000
		#22	0,095	0,048	0,505
		#13	-0,055	0,048	1,000
		#16	0,008	0,048	1,000
	#13	#25	0,076	0,048	1,000
		#22	0,150*	0,048	0,023
		#11	0,055	0,048	1,000
		#16	0,063	0,048	1,000
	#16	#25	0,013	0,048	1,000
		#22	0,087	0,048	0,741
		#11	-0,008	0,048	1,000
		#13	-0,063	0,048	1,000

*. Ortalama sapma değerleri 0,05 seviyesinde anlamlıdır.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltilmesi

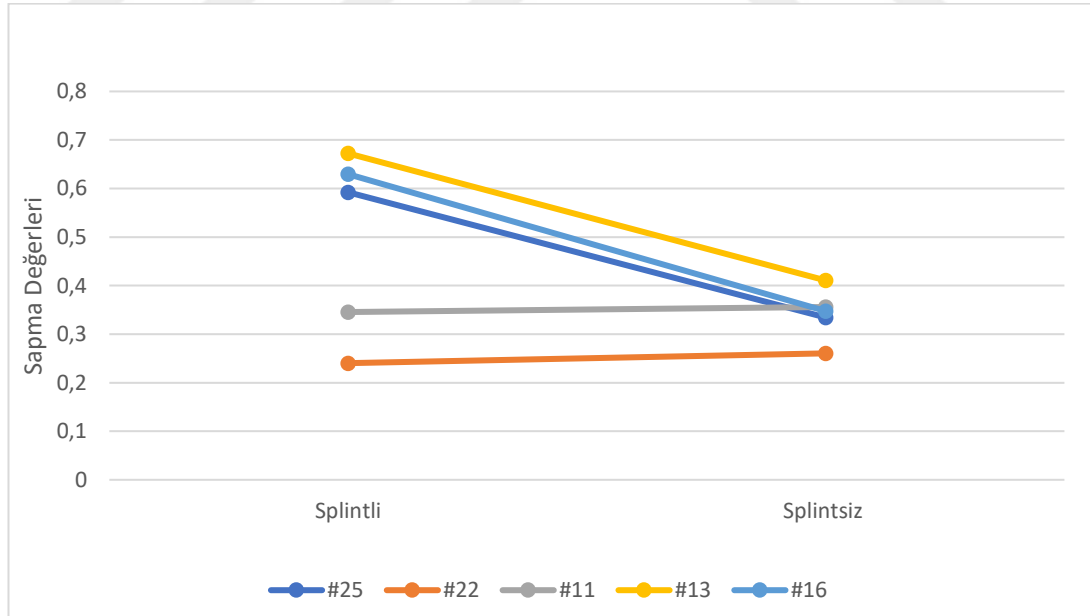
Bunlara ek olarak, splintli ve splintsiz gruplar arasında ise açısal değerlendirmelerde #25, #13 ve #16 konumları için istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ve sapma değerleri diğer konumlara göre daha büyüktür ($p < 0,05$) (Çizelge 3.10).

Çizelge 3.10. Tarama gövdelerine ait splintli ve splintsiz gruplardaki açısal değerlerin ikili karşılaştırmaları

Konum	Yöntem 1	Yöntem 2	Ortalama fark (1-2)	Standart hata	Sig. ^b
#25	S+	S-	0,258*	0,048	0,00
	S-	S+	-0,258*	0,048	0,00
#22	S+	S-	-0,020	0,048	0,678
	S-	S+	0,020	0,048	0,678
#11	S+	S-	-0,010	0,048	0,831
	S-	S+	0,010	0,048	0,831
#13	S+	S-	0,262*	0,048	0,000
	S-	S+	-0,262*	0,048	0,000
#16	S+	S-	0,282*	0,048	0,000
	S-	S+	-0,282*	0,048	0,000

*. Ortalama sapma değerlerinin 0,05 seviyesinde anlamlı olduğunu gösterir.

Sig.^b. Çoklu karşılaştırmaların Bonferroni düzeltmesi



Şekil 3.2. Açısal sapma değerlerinin splintli ve splintsiz taramalardaki değişim grafiği

Açısal ve doğrusal değerlendirmelere bakıldığında farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır. Bu farklı sonuçlardan biri doğrusal değerlendirmelerde splintsiz grupta konum bir fark yaratmazken açısal değerlendirmelerde #22 ile #13 arasında anlamlı fark vardır. Bir diğer farklı bulgu ise splint kullanımı doğrusal değerlendirmelerde #13 ve #16 konumlarında ölçü doğruluğunu azaltırken, açısal değerlendirmelerde bunlara ek olarak #25 konumunda da splint kullanımıyla sapma miktarı anlamlı bir şekilde artmıştır.



4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında tam dişsiz bir üst çenede farklı konumlarda yerleştirilen implantlar üzerindeki tarama gövdelerini splintlemenin dijital ölçü doğruluğuna etkisini in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Geniş dişsiz alanlar veya dişsiz kretteki implantlar arası boşluklar gibi homojen bölgelerin ağız içi tarayıcı ile doğru bir şekilde dijitalleştirilmesindeki zorluklar daha önceden rapor edilmiştir. Bu zorluğun sebeplerinden biri ağız içi tarayıcılarda görüntünün elde edilme yöntemidir. Tarayıcılar görüntüleri elde ederler ve ardından yazılım en uygun algoritmayı kullanarak görüntüleri birleştirir. Fakat görüntülerin doğru şekilde birleştirilebilmesi için taranan objenin belirli geometrik özelliklerinin olması gerekir. Bu sebeple taranan alan ne kadar genişse o kadar çok görüntü elde edilir ve birleştirilir. Bu durum daha çok hataya sebep olabilir (Carneiro Pereira vd., 2022).

Tam ark dijital implant ölçülerinde sapma miktarlarının fazla olduğu bildirilmesine rağmen konvansiyonel ölçü yöntemlerine iyi bir alternatiftir (Pozzi vd., 2022). İmplantlar arası mesafenin fazla olduğu vakalarda gözlenen yüksek sapma değerlerinin, yazılımın görüntüleri birleştirmek için ihtiyaç duyduğu tarama gövdeleri arasındaki anatomik referans noktalarının eksikliğinden kaynaklandığı bildirilmiştir (Pozzi vd., 2022). Birleştirme sırasında oluşan hatalar birikerek implantlar arası mesafenin uzun olduğu durumlarda kümülatif sapmalara yol açar (Huang vd., 2020).

Dijital ölçü doğruluğunu arttırmak için farklı tarama teknikleri ve apareyler önerilmiştir (Motel vd., 2020). Tarama gövdelerinin direk veya indirek olarak bağlanması bu tekniklerin çoğunun ayırt edici özelliğidir. Bu tekniklerin bazılarında uzun dişsiz alanların ölçüsünde ağız içi tarayıcılara ek referans noktaları sağlamak amacıyla yardımcı apareyler kullanılmıştır (Paratelli vd., 2023). Dişsiz kretlere basınç gösteren pat uygulamak, dental anatomiye taklit eden yardımcı geometrik aparey yerleştirmek, lateral bayraklı tarama gövdeleri kullanmak, termoplastik rezin veya diş ipi ile tarama gövdelerini bağlamak ve 3B kazıyıcılarla üretilen apareyler kullanmak ağız içi tarayıcılar için iyi izlenebilen bir tarama yolu sağlayarak dijital ölçü doğruluğunu arttırmak için önerilmiş çözümlerden bazılarıdır (Arcuri vd., 2020; Mizumoto vd., 2020).

Bu tez çalışmasında, dişsiz bir üst çeneye yerleştirilmiş paralel olmayan beş adet implant varlığındaki klinik durum simüle edilmiştir. Dişsiz maksillada kemik seviyelerinin yetersiz olduğu durumlarda minimum sayıda implant yerleştirerek sabit bir protez elde etmek mümkündür. Bunun için genellikle anteriora yerleştirilmiş 0-17° açığa sahip implantlar ve posteriora yerleştirilmiş 30° açılı implantlar ile toplamda dört veya beş implant uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Garg, 2019). Posteriodaki açılı implantlar önemli anatomik yapıları koruyarak daha uzun implant yerleştirmeye olanak tanır. Buna ek olarak, implantlar arasındaki boşluğu artırır ve kantilever uzunluğunu azaltır (Garg, 2019). Bu tez çalışmasındaki #25 ve #22 konumundaki implantlar aynı prensibe uygun şekilde yerleştirilmiş; #11, #13 ve #16 konumundaki implantlar ise maksillada implant yerleşimi için tercih edilen birincil implant konumlarını temsil etmektedir (Misch, 2007).

Bu tez çalışmasında, implantların açı ve konumlarının splint uygulamasıyla birlikte sapma değerleri üzerindeki etkisi de değerlendirilmiştir.

Doğrusal sapmalar açısından sonuçlar incelendiğinde sıfır hipotezi reddedilmiştir. Splint uygulanan ölçülerde, #13 ve #16 konumundaki tarama gövdelerinin ölçü doğruluğu splint uygulamasından anlamlı bir şekilde etkilenmiş ve daha yüksek sapma değerleri göstermişlerdir. Splintli ölçülerde, implant konumu ölçü doğruluğunu önemli ölçüde etkilemiştir. Ölçü doğruluğu bakımından 0° ile yerleştirilen #13 tarama gövdesi ($158,0 \pm 13,99$) ile 0° ile yerleştirilen #22 tarama gövdesi ($33,2 \pm 10,73$) ve 20° vestibüle yerleştirilen #11 tarama gövdesi ($16,4 \pm 11,88$) arasında anlamlı fark bulunmuştur. Benzer şekilde 20° mesiale eğimli yerleştirilen #16 tarama gövdesi ($186,7 \pm 285,17$) ile 30° distale eğimli yerleştirilen #25 tarama gövdesi ($65,4 \pm 24,21$), #22 ve #11 arasında önemli derecede sapma farkı görülmüştür. Buna ek olarak, splintsiz ölçülerde tarama gövdelerinin ölçü doğruluğu arasında sapma miktarları açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Açısal sapmalar göz önüne alındığında hem splint hem de implant konumu ölçü doğruluğunu anlamlı derecede etkilediğinden yine sıfır hipotezi reddedilmiştir. Splintsiz ölçülerde her ikisi de 0° ile yerleştirilmiş ve birbirine paralel olmasına rağmen #22 ($0,2605^\circ$) ile #13 ($0,4107^\circ$) konumları arasında anlamlı bir sapma farkı vardır. Benzer şekilde splintli ölçülerde #25, #13 ve #16 konumları ile #22 ve #11 konumları arasında anlamlı farklar gözlenmiştir. Splint uygulanması #13, #16 ve #25 numaralı tarama gövdelerinde ölçü

doğruluğunu olumsuz yönde etkilemiş ve sapma miktarının anlamlı şekilde artmasına yol açmıştır.

Bu çalışmada tam dişsiz arkların dijital ölçüsünde tarama gövdelerinin splintlenmesinin etkisi implantın konumuna göre farklılık göstermiştir. Ayrıca doğrusal ve açısal değerlendirmelerde 30° distale açılı #25 için sapma miktarının anlamlılık düzeyi farklıdır. Açısal ölçümlerde #25'in sapma miktarı splint uygulandığında artarken ($0,3344^\circ / 0,5923^\circ$), doğrusal değerlendirmelerde splintsiz (45,8) ve splintli (65,4) ölçüler arasında hafif bir artış olduğu gözlenmektedir. Splint uygulaması #22 ve #11 için anlamlı farklılık yaratmasa da hem doğrusal hem açısal ölçümlerde sapma miktarında hafif bir azalmaya sebep olmuştur.

Bu in vitro çalışmanın sonuçları Mizumoto vd. (2020)'nin farklı tarama tekniklerinin dijital ölçü doğruluğuna etkisini inceledikleri çalışmalarının sonuçlarıyla tutarlıdır. Mizumoto ve arkadaşları, 4 farklı tarama tekniği ile elde ettikleri dijital ölçüleri, dişsiz kret bölgelerinde cam boncuklar veya basınç gösteren pat yerleştirerek ve tarama gövdelerini diş ipi ile splintleyerek, doğrusal, mesafe ve açısal sapma ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Yapılan modifikasyonlar ile modifiye edilmeden alınan dijital ölçüler arasındaki sapma miktarları birbirleriyle benzerdir. Buna ek olarak, diş ipi ile tarama gövdelerinin splintlenmesi en yüksek mesafe sapmasına yol açmıştır. Bu yüksek sapma değerleri, diş ipinin tarama gövdesi ile doğrudan temas halinde olması ve tarama gövdesi yüzeyi dijitalleştirilirken ağız içi tarayıcının doğru görüntü yakalamasına engel olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Çalışmalarındaki bütün tarama tekniklerinde mesafe sapmaları 170 µm'den, açısal sapmalar ise 0,5°den yüksektir. Yazarlar bazı taramaların, klinik olarak uygun olmayan ve uyumsuz protezler üretilmesine sebep olabileceğini bildirmişlerdir.

Kernen vd. (2023)'nin yaptığı in vivo çalışmada CS3600 ve Trios3 ağız içi tarayıcı cihazları kullanılarak dört implant bulunan dişsiz çenelerde, splintin ölçü doğruluğuna etkisi incelenmiştir. Kullanılan splint esnek bir materyalden üretilmiştir ve düzensiz bir morfolojiye sahiptir (Şekil 4.1). CS3600 ile yapılan taramalarda tarama gövdelerinin splintlenmesi doğruluğu anlamlı şekilde arttırırken, Trios3 ile yapılan taramalarda etkisi olmadığı görülmüştür. Araştırmacılar, splint ile kullanılan ağız içi tarayıcı ilişkisinin ölçü doğruluğuna anlamlı etkisi olduğunu rapor etmişlerdir.



Şekil 4.1. Kernen vd.'nin kullandığı splint uygulamasının görüntüsü

Garcia-Martinez vd. (2022), tarama hatalarını önlemek ve doğru dijital ölçüler elde edebilmek için tarama gövdelerine yerleştirdikleri halkaları geliştirmişlerdir (Şekil 4.2). Halkalar ile tarama gövdeleri arasında geometrik bir farklılık yaratıp ve mesafeyi azaltarak birleştirme hatalarını ve görüntülerin üst üste binmesini önlemeyi amaçlamışlardır. Ağız içi tarama yaparken halkaların kullanılması, tarama tekrarı, toplam tarama süresi ve son tarama süresini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaltmıştır fakat doğrusal ve açısal değerlendirmelerde ölçü doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır.



Şekil 4.2. Garcia-Martinez vd.'nin kullandığı halkaların görüntüsü

Iturrate vd. (2019), tarama gövdeleri ile birlikte monolitik yapıda simüle bir model elde etmişler ve tarama gövdeleri ile uyumlu ve diş şekillerini taklit eden bir yardımcı geometrik parça üretip, model üzerinde sabitlemişlerdir (Şekil 4.3). Çalışmada 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Doğruluk değerleri, yardımcı geometrik parçanın kullanımıyla True Definition ile taranan grupta istatistiksel olarak anlamlı fark yaratırken, Trios3 ve Itero Element 1 ile

anlamlı fark yaratmamıştır. Bu parçanın, bireysel tasarım, iki kez dijital ölçü ve üretim gerektirmesi gibi zorluklara rağmen, çok sayıda implant içeren dişsiz çenede tarama sorunlarını aşabilecek bir çözüm sunabileceği bildirilmiştir.



Şekil 4.3. Iturrate vd.'nin kullandıkları yardımcı geometrik parça

Carneiro Pereira vd. (2022), dört implant bulunan dişsiz bir çenede tarama gövdelerini splintleyerek yaptıkları klinik çalışmada, splintsiz grupta 3B yerdeğiştirme değerlerinin daha yüksek olduğunu, ancak 2 no'lu implant dışında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Şekil 4.4). XY, XZ ve YZ olarak değerlendirilen açısal yer değiştirme değerleri ise splintli grupta XY ve YZ doğrultularında daha düşük değerlere sahip olmuş, ancak implantlar bireysel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark gözlenmemiştir.



Şekil 4.4. Pereira vd.'nin, tarama gövdelerine bağlanan apacey ile yaptıkları ağız içi taramanın görüntüsü

Huang vd. (2020), tarama gövdeleri arasında devamlılık sağlamaya yarayan lateral bayraklı tarama gövdesi kullanmış (Şekil 4.5); ölçü doğruluğu açısından bir fark yaratmadığını fakat hassasiyeti anlamlı ölçüde arttırdığını ifade etmişlerdir. Bununla beraber, en düşük sapmayı konvansiyonel ölçü yöntemi göstermiştir. Araştırmacılar, daha derin veya açılı yerleştirilmiş implantlarda bayraklı tarama gövdelerinin yerleştirilmesinin zorluk yaratabileceğini belirtmişlerdir.



Şekil 4.5. Huang vd.'nin kullandığı lateral bayraklı tarama gövdeleri

Bu tez çalışmasında #13, #16 ve #25 tarama gövdelerinin splint uygulandığında ölçü doğruluğundaki sapma miktarlarında artış olduğu görülmüştür. İmplantlardan #25' in 30° distale, #16'nın ise 20° mesiale eğimli olması sebebiyle sapma miktarının arttığı düşünülmektedir. Ayrıca, splint uygulamasının, özellikle açılı tarama gövdelerinin görünürlüğü azalttığı öngörülmektedir. Bununla birlikte, implantlardan #16'nın mesiale eğimli olması, #13 ile arasındaki mesafeyi azaltıp tarama sürecini zorlaştırmıştır. Bu durumun, 0° açıya sahip #13'ün sapma miktarlarının artmasına yol açtığı düşünülmektedir. Vestibüle 20° eğimli olan #11'in sapma değerleri splint uygulamasıyla azalmıştır fakat istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu yüzden tarama gövdelerinin mesio-distal doğrultudaki eğimlerinin ölçü doğruluğunda daha etkili olduğu düşünülmektedir.

Bazı çalışmalarda çoğunlukla paralel tarama gövdeleri kullanılmış veya tarama gövdelerinin açıları belirtilmemiştir (Huang vd., 2020; Iturrate vd., 2019; Kernen vd., 2022; Wu vd., 2023). Bununla birlikte, Pozzi vd. (2022), splint uygulanmasının posterior implant konumlarında daha kritik önemi ve olumlu etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada 3B baskı ile ürettikleri modüler zincirleri birbirine bağlayarak splint tasarlamışlar; dişsiz bir alt çene

modelinde farklı açılarda 4 adet implant yerleştirmişlerdir. 17° distale eğimli olan 36 no' lu implantın açısal değerlendirmelerde en yüksek sapmayı gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmada 30° mesiale eğimli olan 47 no' lu implant ise x ekseninde olmak üzere en yüksek doğrusal yer değiştirmeyi göstermiştir. Splint kullanımı 47 no' lu implant için toplam doğrusal yer değiştirmeyi 142.7µm' den 96.6µm' ye; açısal değerlendirmede ise 36 no' lu implantın açısal yer değiştirmesini 0.6114° 'den 0.4865° 'ye düşürmüştür. Araştırmacılar, splint uygulamasının etkilerinin doğrusal ve açısal değerlendirmeler için implantın konumuna göre değiştiğini bildirmişlerdir. Açılı olan posterior implantların sapma miktarları, paralel olan anterior implantlardan daha fazla olduğu için implant konumunun dijital ölçü doğruluğunda önemli etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar, tez çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Ek olarak, Pozzi'nin çalışmasında splint ile elde edilen değerler bu tez çalışmasındaki splintsiz dijital ölçünün sapma değerlerine benzerdir.

Tam ark implant destekli sabit protezler için elde edilen dijital ölçülerin doğruluğu umut vadetmektedir. Birçok çalışma tam ark dijital ölçülerin ortalama sapma miktarının 100 µm' den daha az olduğunu göstermektedir. Ancak bu çalışmaların büyük çoğunluğunun in vitro olarak yapıldığı göz önünde bulundurulmalıdır (Rutkunas vd., 2021). Çalışmalar 100µm doğrusal sapma ve 0,4° açısal sapma değerlerinin kabul edilebilir olduğunu göstermektedir (Huang vd., 2020). Bu tez çalışmasında Trios5 ile alınan splintsiz ölçülerin doğruluk değerleri doğrusal değerlendirmelerde 42 ila 60 µm, açısal değerlendirmelerde 0,2° ila 0,4° arasında ve araştırmacıların önerdiği klinik olarak kabul edilebilir eşik değerlerdedir. Bununla beraber, splintli ölçülerde implantlardan #13 ve #16 sırasıyla 158µm ve 186,7µm doğrusal sapma değerleri ile klinik olarak kabul edilemeyecek değerlere sahiptir. Açısal değerlendirmelerde ise #25, #13 ve #16, 0,5° ve 0,6° 'lik yüksek sapma değerleriyle klinik olarak kabul edilebilir eşik değerlerinin üzerindedir.

Dijital ölçü doğruluğunu etkileyen bir diğer ana faktör; implantlar arası mesafedir (Revilla-León vd., 2023). Tam ark dijital taramalarda, doğrusal sapmaları azaltmak için implantlar arası mesafenin azaltılması önerilmektedir (Rutkunas vd., 2021). İmplantlar arasındaki mesafe 16 ila 22 mm arasında olduğunda (Braian ve Wennerberg, 2019) veya başka bir çalışmaya (Andriessen vd., 2014) göre 30 mm ye kadar olan implantlar arası mesafe, doğruluk kaybı yaşamadan, tarayıcı için yeterli referans sağlar. Pozzi vd.' nin çalışmasındaki implantlar arası mesafe; #31-36 arası 31mm, #43-47 arası 23 mm ve #31-43 arası 19 mm'dir. Posterioradaki implantlar arası mesafenin daha fazla olmasının yüksek sapma miktarlarına sebep olabileceğini belirtmişlerdir (Pozzi vd., 2022). Huang vd.' nin çalışmasında ise anterior

implantlar arası mesafe 28mm, anterior ve posterior implantlar arası 20 mm'dir (Huang vd., 2020). Pozzi ve Huang'ın çalışmalarında splint uygulamanın ölçü doğruluğunu arttırmasının sebebinin çalışma modellerindeki implantlar arası mesafenin fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında kullanılan modelde ise implantlar arası mesafe 13 ile 19 mm arasındadır ve literatüre (Andriessen vd., 2014; Braian ve Wennerberg, 2019) göre kabul edilebilir değerler içerisindedir. Splintsiz taramaların sapma miktarlarının klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında olmasının sebebi, implantlar arası mesafelerin doğru dijital ölçü elde edebilmek için uygun olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çoğu çalışma yalnızca splintlemenin (Garcia-Martinez vd., 2022; Iturrate vd., 2019) etkisine odaklanırken, daha azı (Kernen vd., 2022) çeşitli formlardaki yapay işaretlerin doğruluk üzerindeki etkisine odaklanmıştır. Önerilen yöntemlerin çoğu, ağız boşluğundaki sınırlı alan ve kullanım esnekliğinin olmaması nedeniyle klinik durumlarda uygulanması zor olabilen tek parçalı yardımcı cihazlardır. Yapay işaretlerin doğruluğu nasıl etkilediği hala tam olarak aydınlatılamamıştır. Mizumoto vd. (2020) ve Kanjanasavitree vd.'nin (2022) çalışmasında, tarama gövdesinin koronal kısmına yerleştirilen daha yüksek seviyedeki splintin, doğrudan dişsiz kretlerin yüzeyindekilere kıyasla doğruluğu artırmada etkisiz olduğu bulunmuştur. Wu vd.'nin (2023) çalışmasında da benzer sonuç bulunmuş; farklı seviyelerde yerleştirilmiş splintlerin etkisi incelenmiş ve mukozaya yakın yerleştirilen splintin ölçü doğruluğunu arttırmada daha başarılı olduğu görülmüştür. Buna ek olarak, taranan yüzeylerin optik özelliklerinin de tarama doğruluğunu etkilediğini bildirilmiştir. Transludent ve parlak yüzeylerin tarama doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği kanıtlanmıştır (Wu vd., 2023).

Mizumoto'nun çalışmasında (2020) mukoza seviyesindeki splintlemenin, taramaların yarısında sapmaları kritik sapma değerinin altına indirdiği belirtilmiştir. Bu yüzden, splint için kullanılan apareylerin yeni tasarımlarının üretilmesini ve modifiye edilmesini önermiştir. Ek olarak, splint yerleştirildiğinde tarama gövdesinin tarama alanının bir kısmı engellendiğinden, tarama gövdesi kitaplığına ilişkin endişeler ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Tarama gövdesi yüzeyinin örtülmesinin ölçü doğruluğunu azalttığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Wu vd., 2023).

Kernen vd. (2022) splintin renginin ve yüzey tasarımının taramaların doğruluğunu etkilediğini bildirmiştir. Düzensiz tasarıma sahip bej renkli splint en yüksek doğruluk değerlerini sergilemiştir. Bununla birlikte, materyalin rijit olmasının klinik uygulamada zorluk yarattığını belirtmişlerdir. Doğruluk değerleri ve klinik uygulama kolaylığı birlikte göz önüne alındığında düzensiz şekilli, gri renkli ve elastik materyalden üretilen splintin performansının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında splint uygulamasının bazı implantlarda sapma miktarını arttırmasının sebebi olarak splintin tarama gövdesinde çok fazla yer kaplaması ve yüzeyin doğru taranmasına engel olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada #16 konumundaki implant, splintsiz grupta ortalama 60µm, splintli grupta ise 186µm değerleri ile maksimum doğrusal sapma miktarına sahiptir. Açısal sapma değerlerine bakıldığında ise, splintsiz grupta 0,4°, splintli grupta ise 0,6° ile #13 maksimum açısal sapma değerlerine sahiptir. Klinik olarak kabul edilebilir doğrusal sapmaları tanımlamak çok zordur; çünkü bu durum implantların sayısına ve açısına, bağlantı tipine ve bileşenlerin üretim toleransına bağlıdır. Literatürde implant destekli sabit protezlerin 10µm'den 150µm'ye kadar klinik olarak kabul edilebilir uyumsuzluk değerleri rapor edilmiştir (Rutkunas vd., 2021). Bir diğer görüşe göre ise tam ark dijital taramalar için 59 ila 200 µm' ye kadar olan sapmaların klinik olarak kabul edilebilirdir (Paratelli vd., 2023).

Bu tez çalışmasında kullanılan splint çok sayıda implant bulunan dişsiz kretlerdeki anatomik yapıların eksikliğini tolere etmek için tasarlanmıştır ve önceki çalışmalarda (Iturrate vd., 2019; Kernen vd., 2022) olduğu gibi 3B yazıcı ile üretilmiştir. Splintin tasarımı, bireysel olarak üretilmesi ve ek bir klinik aşama gerektirmesi sebebiyle zaman kaybı yaratacağı ve prosedürü karmaşık hale getireceği göz önünde bulundurulmalıdır. Stabilizasyonun sağlanması ve olası tarama hatalarının önlenmesi için çalışmamızdaki splintin rijit materyalden üretilmesi tercih edilmiştir. Fakat kullanılan splintin rijit olması ağza yerleştirmeyi zorlaştırabilir ve tarama gövdelerine istenmeyen kuvvet uygulanmasına sebep olabilir. Bu kısıtlamalar göz önüne alınarak splint tasarımının geliştirilmesi ve yeni tasarıma sahip splintlerle çalışmalar yapılması gerekmektedir. Bununla beraber, tarama gövdelerinin morfolojisinin ve üretildiği materyalin dijital ölçü doğruluğunu etkileyen bir faktör olduğu bildirildiğinden splint tasarımlarının farklı tarama gövdeleri ile olan etkisi de incelenmelidir (Marques vd., 2021).

Bunlara ek olarak, önceki çalışmaların tasarımı ve yöntemlerdeki farklılıklar mevcut tez çalışmasıyla diğer çalışmaların sonuçlarının doğrudan karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Bazı araştırmacılar (Huang vd., 2020; Wu vd., 2023) tarama gövdeleri için genel sapmaları yansıtan ancak doğrusal ve açısal sapmalar gibi bazı ayrıntıları göz ardı edebilen ve program tarafından otomatik hesaplanan karekök ortalama (RMS) değerleriyle ölçü doğruluğunu değerlendirmiştir. Bu tez çalışmasında olduğu gibi bazı araştırmacılar (Alikhasi vd., 2018; Carneiro Pereira vd., 2022) ise tarama gövdelerinin x, y ve z koordinatlarında meydana gelen sapma değerlerini (Δx , Δy ve Δz), aynı tarama gövdesi için toplam bir doğrusal sapma değeri (Δr) elde edebilmek amacıyla $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$ denklemi ile hesaplayarak değerlendirmiştir. Tarama gövdeleri arasındaki mesafeleri kullanarak ölçü doğruluğunu değerlendiren çalışmalar (García-Martínez vd., 2022; Iturrate vd., 2019) da bulunmaktadır.

Çalışmanın ana kısıtlaması in vitro olmasıdır. Çalışmanın in vitro tasarımı, ağız içi ortam, minimum hasta hareketleri ve ortam aydınlatması gibi taramayı etkileyen klinik faktörleri hariç tutmaktadır. Laboratuvar çalışmaları, tükürük, hastanın hareket etmesi, kısıtlı ağız açıklığı, dil ve yumuşak doku hareketliliği ve tarayıcı kamerasının bulanıklaşması gibi tarama doğruluğunu etkileyebilecek faktörleri elimine etmektedir. Klinik çalışmalarda ise yalnızca geleneksel ve dijital ölçü yöntemleri arasında bir kıyaslama yapılabilmektedir çünkü referans ölçü verisi elde edebilmek için güvenilir bir başka yöntem yoktur (Rutkunas vd., 2021). Yüksek doğruluk sağlayan cihazlar (endüstriyel optik tarayıcı, koordinat ölçüm cihazı, vb.) ağız içinde kullanılamamaktadır (Rutkunas vd., 2021). Başka bir araştırmacı (Wu vd., 2023) tarafından, parlak ve yarı saydam özelliklere sahip ağız içi mukozayı daha iyi simüle etmek için model üzerine ince bir su tabakası püskürtülmesi fikri ortaya atılmıştır. Rutkunas vd. (2021) ağız içi tarayıcı ile in vitro olarak yapılan taramaların hassasiyetinin in vivo olarak yapılan taramalardan daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece en uzak tarama gövdeleri arasında görülmüştür. Ayrıca in vitro ve in vivo tarama grupları arasında ölçü doğruluğu açısından anlamlı fark olmadığı ortaya konmuştur (Rutkunas vd., 2021).

Her implantın referans dosyasındaki analoguna kıyasla sapma miktarını ölçmek için en iyi uyum algoritması kullanılmıştır. Böylece üç uzay koordinatındaki hata dağılımını da dikkate alarak her implantın 3B doğrusal ve açısal sapmalarını doğru şekilde analiz etmek mümkün olmuştur. Ayrıca bildirilen sonuçlar yalnızca kullanılan konfokal mikroskopi lazer teknolojisi kullanan Trios5 tarayıcıya özgüdür ve ağız içi tarayıcıların birbirinden farklı miktarda sapma değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Kernen vd., 2023). Çalışmanın

kısıtlamalarından bir diğeri ise tek çeşit splint tekniğinin kullanılmasıdır. Bu nedenle farklı ağız içi tarayıcılar, tarama gövdeleri, splint tasarımları ve tarama teknikleri ile splint uygulaması test edilmeli ve klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Tam ark implant destekli vakalarda tarama gövdelerinin splintlenmesinin dijital ölçü doğruluğu üzerine etkisi, implantın açısına ve konumuna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.
2. Çalışmada kullanılan splint tekniği, mesio-distal yönde eğimli olan tarama gövdelerinde tarama gövdeleri arasındaki mesafeyi kısıtladığı ve tarama işlemini zorlaştırdığı için sapma miktarını arttırmıştır.
3. Splint uygulamadan alınan dijital ölçülerin doğruluğundaki sapma miktarları klinik olarak kabul edilebilir değerler içerisinde.
4. Çalışmada değerlendirilen farklı açılar ve konumlardaki implantlara sahip tam dişsiz bir üst çenede, tarama gövdelerine splint uygulamadan alınan dijital ölçü ile pasif uyumlu protez elde etmek mümkündür.

KAYNAKLAR

3Shape (t.y). 5. nesil trios ile tanışın. <https://www.3shape.com/tr/scanners/trios-5>

Ahmed, S., Hawsah, A., Rustom, R., Alamri, A., Althomairy, S., Alenezi, M., Shaker, S., Alrawsaa, F., Althumairy, A., & Alteraigi, A. (2024). Digital impressions versus conventional impressions in prosthodontics: a systematic review. *Cureus*, 16(1), e51537. <https://doi.org/10.7759/cureus.51537>

Albanchez-González, M. I., Brinkmann, J. C., Peláez-Rico, J., López-Suárez, C., Rodríguez-Alonso, V., & Suárez-García, M. J. (2022). Accuracy of digital dental implants impression taking with intraoral scanners compared with conventional impression techniques: a systematic review of in vitro studies. *International journal of environmental research and public health*, 19(4), 2026. <https://doi.org/10.3390/ijerph19042026>

Alikhasi, M., Siadat, H., Nasirpour, A., & Hasanzade, M. (2018). Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection type. *International journal of dentistry*, 2018, 3761750. <https://doi.org/10.1155/2018/3761750>

Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., van der Meer, W. J., & Wismeijer, D. W. (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(3), 186–194. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>

Arakida, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Suzuki, T., & Minakuchi, S. (2018). Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *Journal of prosthodontic research*, 62(3), 324–329. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.12.005>

Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 128–136. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.06.001>

Assunção, W. G., Britto, R. C., Ricardo Barão, V. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2010). Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant dentistry*, 19(2), 167–174. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181cd715f>

Atos Q (t.y). Quality starts with a Q. *Zeiss*. <https://www.zeiss.com/metrology/en/systems/optical-3d/3d-scanning/atos/atos-q.html>

Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289-304. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.713422>

Baldissara, P., Koci, B., Messias, A. M., Meneghello, R., Ghelli, F., Gatto, M. R., & Ciocca, L. (2021). Assessment of impression material accuracy in complete-arch restorations on four implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(6), 763–771. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.10.017>

Braian, M., & Wennerberg, A. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(2), 129–136.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.007>

Carestream CS3800 (t.y). Çatak diş deposu. <https://catakdisdeposu.com/urun/carestream-cs-3800/>

- Carneiro Pereira, A. L., Carvalho Porto de Freitas, R. F., de Fátima Trindade Pinto Campos, M., Soares Paiva Tôrres, A. C., Bezerra de Medeiros, A. K., & da Fonte Porto Carneiro, A. (2022). Trueness of a device for intraoral scanning to capture the angle and distance between implants in edentulous mandibular arches. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(6), 1310–1317. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.039>
- Carneiro Pereira, A. L., Souza Curinga, M. R., Melo Segundo, H. V., & da Fonte Porto Carneiro, A. (2023). Factors that influence the accuracy of intraoral scanning of total edentulous arches rehabilitated with multiple implants: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 129(6), 855–862. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.001>
- Çakmak, G., Yilmaz, H., Treviño, A., Kökat, A. M., & Yilmaz, B. (2020). The effect of scanner type and scan body position on the accuracy of complete-arch digital implant scans. *Clinical implant dentistry and related research*, 22(4), 533–541. <https://doi.org/10.1111/cid.12919>
- Çelik G., Sarı T., Üşümez A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal* 16(1), 74–82. <https://doi.org/10.7126/cdj.2012.1545>
- Djurovic Koprivica, D., Puskar, T., Budak, I., Sokac, M., Jeremic Knezevic, M., Maletin, A., Milekic, B., & Vukelic, D. (2022). Influence of implant impression methods, polymer materials, and implant angulation on the accuracy of dental models. *Polymers*, 14(14), 2821. <https://doi.org/10.3390/polym14142821>
- Filho, H. G., Mazaro, J. V., Vedovatto, E., Assunção, W. G., & dos Santos, P. H. (2009). Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 18(2), 172–176. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00325.x>
- García-Martínez, I., Zarauz, C., Morejón, B., Ferreiroa, A., & Pradíes, G. (2022). Influence of customized over-scan body rings on the intraoral scanning effectiveness of a multiple implant edentulous mandibular model. *Journal of dentistry*, 122, 104095. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104095>
- Garg, A.K. (2019). *Full-arch implant rehabilitation*. UK: Quintessence publishing.
- Geramipanah, F., Sadighpour, L., & Payaminia, L. (2023). Investigation of the effects of arch size and implant angulation on the accuracy of digital impression using two intraoral scanners: An in vitro study. *Clinical and experimental dental research*, 9(6), 983–992. <https://doi.org/10.1002/cre2.793>
- 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. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 26(8), 650–655. <https://doi.org/10.1111/jopr.12457>
- Gómez-Polo, M., Álvarez, F., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2022). Influence of the implant scan body bevel location, implant angulation and position on intraoral scanning accuracy: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 121, 104122. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104122>
- Gómez-Polo, M., Cascos, R., Ortega, R., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2023). Influence of arch location and scanning pattern on the scanning accuracy, scanning time, and number of photographs of complete-arch intraoral digital implant scans. *Clinical oral implants research*, 34(6), 591–601. <https://doi.org/10.1111/clr.14069>

- Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., & Li, Z. (2020). Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clinical oral implants research*, 31(7), 625–633. <https://doi.org/10.1111/clr.13598>
- Iturrate, M., Eguiraun, H., Etxaniz, O., & Solaberrieta, E. (2019). Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(3), 447–454. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.017>
- Kanjanasavitree, P., Thammajaruk, P., & Guazzato, M. (2022). Comparison of different artificial landmarks and scanning patterns on the complete-arch implant intraoral digital scans. *Journal of dentistry*, 125, 104266. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104266>
- Karia, M., Vaghela, I., Ajmera, H., Detroja, K., Vasant, J. D., Sharma, D., Kumar, A., & Badiyani, B. K. (2023). A comparative study to assess accuracy of casts prepared using direct impression technique with and without splinting of multiple dental implants utilising two different splinting and impression materials. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 15(Suppl 2), S944–S947. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_271_23
- Kernen, F. R., Recca, M., Vach, K., Nahles, S., Nelson, K., & Flügge, T. V. (2022). In vitro scanning accuracy using different aids for multiple implants in the edentulous arch. *Clinical oral implants research*, 33(10), 1010–1020. <https://doi.org/10.1111/clr.13982>
- Kernen, F., Brändle, D., Wagendorf, O., Recca, M., Mehrhof, J., Vach, K., Nahles, S., Nelson, K., & Flügge, T. (2023). Enhancing intraoral scanner accuracy using scan aid for multiple implants in the edentulous arch: An in vivo study. *Clinical oral implants research*, 34(8), 793–801. <https://doi.org/10.1111/clr.14107>
- Keskin Özyer, E., Kahramanoğlu, E., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. (2019). İmplant destekli protetik restorasyonlarda kullanılan ölçü yöntemleri ve materyalleri: derleme. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(2), 124-132. <https://doi.org/10.35333/ERD.2019.101>
- Kökdoğan Boyacı B., Kocacıklı M. (2017). Elastomerik ölçü materyallerinde güncel gelişmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 8(1), 1535-46. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/adoklinikbilimler/issue/53975/727823>
- Lee, S. J., & Cho, S. B. (2011). Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(4), 177–185. <https://doi.org/10.4047/jap.2011.3.4.177>
- Logozzo, S., Zanetti, E. M., 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. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
- Marques, S., Ribeiro, P., Falcão, C., Lemos, B. F., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2021). Digital impressions in implant dentistry: a literature review. *International journal of environmental research and public health*, 18(3), 1020. <https://doi.org/10.3390/ijerph18031020>
- Mirebani A., Najafova L., Sarı T. & Kurtulmuş H. (2019). İmplant üstü geleneksel ölçü yöntem, teknik ve malzemelerinin karşılaştırmalı olarak gözden geçirilmesi: sistematik bir güncelleme. *Aydın Dental Journal*, 5(1), 27-50. https://dergipark.org.tr/tr/pub/adj/issue/52823/699203#article_cite
- Misch, C.E. (2007) *Contemporary Implant Dentistry*. US: Mosby.
- Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy, E. A., Jr, Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported

- protheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.003>
- Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., & Vilaça, J. L. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 17 Suppl 2, e751–e764. <https://doi.org/10.1111/cid.12310>
- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., & Matta, R. E. (2020). Impact of different scan bodies and scan strategies on the accuracy of digital implant impressions assessed with an intraoral scanner: an in vitro study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 29(4), 309–314. <https://doi.org/10.1111/jopr.13131>
- Ochoa-López, G., Cascos, R., Antonaya-Martín, J. L., Revilla-León, M., & Gómez-Polo, M. (2022). Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans. *Journal of dentistry*, 121, 104138. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104138>
- Osman, M. S., Ziada, H. M., Abubakr, N. H., & Suliman, A. M. (2019). Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open and closed tray techniques. *International journal of implant dentistry*, 5(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s40729-019-0159-5>
- Pandey, C., Rokaya, D., & Bhattarai, B. P. (2022). Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: a review. *BioMed research international*, 2022, 6170452. <https://doi.org/10.1155/2022/6170452>
- Paratelli, A., Vania, S., Gómez-Polo, C., Ortega, R., Revilla-León, M., & Gómez-Polo, M. (2023). Techniques to improve the accuracy of complete arch implant intraoral digital scans: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 129(6), 844–854. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.08.018>
- Pozzi, A., Arcuri, L., Lio, F., Papa, A., Nardi, A., & Londono, J. (2022). Accuracy of complete-arch digital implant impression with or without scanbody splinting: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 119, 104072. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104072>
- Revilla-León, M., Lanis, A., Yilmaz, B., Kois, J. C., & Gallucci, G. O. (2023). Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 32(S2), 150–164. <https://doi.org/10.1111/jopr.13749>
- Rutkunas, V., Gedrimiene, A., Akulauskas, M., Fehmer, V., Sailer, I., & Jegelevicius, D. (2021). In vitro and in vivo accuracy of full-arch digital implant impressions. *Clinical oral implants research*, 32(12), 1444–1454. <https://doi.org/10.1111/clr.13844>
- Sanda, M., Miyoshi, K., & Baba, K. (2021). Trueness and precision of digital implant impressions by intraoral scanners: a literature review. *International journal of implant dentistry*, 7(1), 97. <https://doi.org/10.1186/s40729-021-00352-9>
- Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G., & Zarone, F. (2010). Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clinical implant dentistry and related research*, 12 Suppl 1, e63–e76. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x>
- van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., & Ren, Y. (2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS one*, 7(8), e43312. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043312>

Wu, H. K., Wang, J., Chen, G., Huang, X., Deng, F., & Li, Y. (2023). Effect of novel prefabricated auxiliary devices attaching to scan bodies on the accuracy of intraoral scanning of complete-arch with multiple implants: An in-vitro study. *Journal of dentistry*, 138, 104702. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104702>

