



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TAM ARK DİŞSİZLİKTE İMPLANT DERİNLİĞİ VE  
AÇISININ DİJİTAL ÖLÇÜLERİN DOĞRULUK VE  
HASSASİYETİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi TEZCAN MUSLU

Lefkoşa

Eylül, 2025

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

Tezcan Muslu

TAM ARK DİŞSİZLİKTE İMPLANT DERİNLİĞİ VE  
AÇISININ DİJİTAL ÖLÇÜLERİN DOĞRULUK VE  
HASSASİYETİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Doktora Tezi

2025

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TAM ARK DİŞSİZLİKTE İMPLANT DERİNLİĞİ VE  
AÇISININ DİJİTAL ÖLÇÜLERİN DOĞRULUK VE  
HASSASİYETİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi Tezcan Muslu

Tez Danışmanı

PROF. DR. SEVCAN KURTULMUŞ YILMAZ

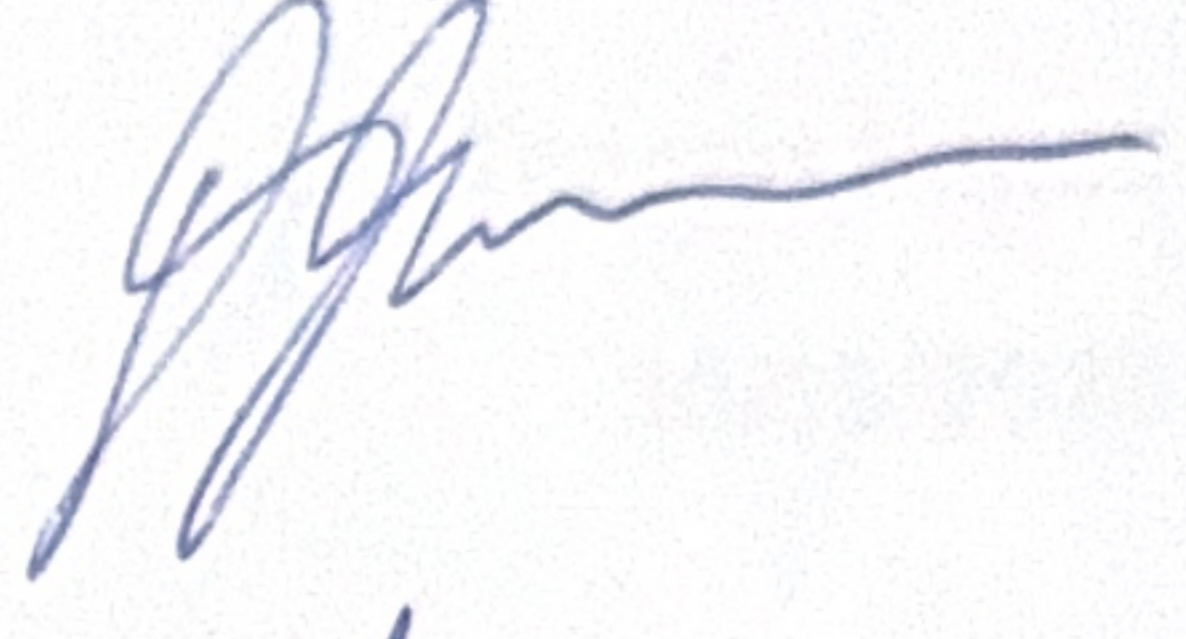
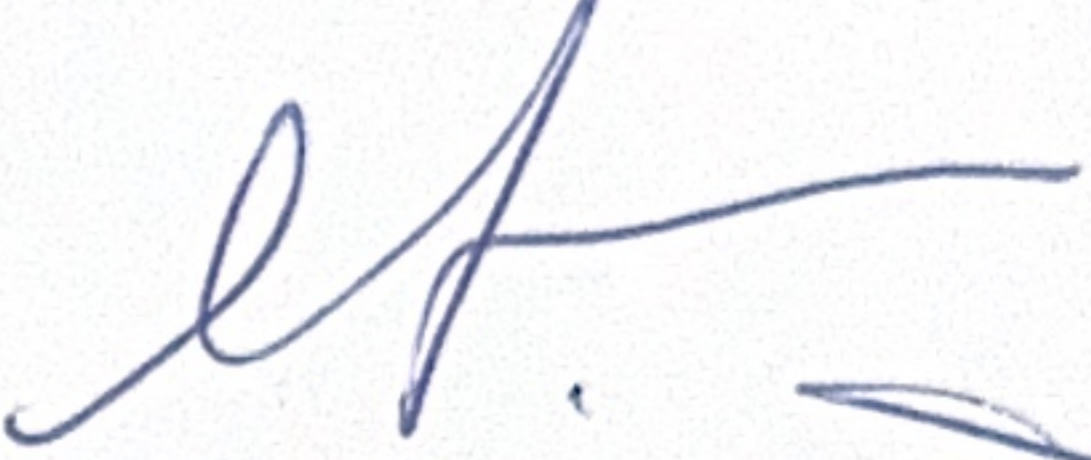
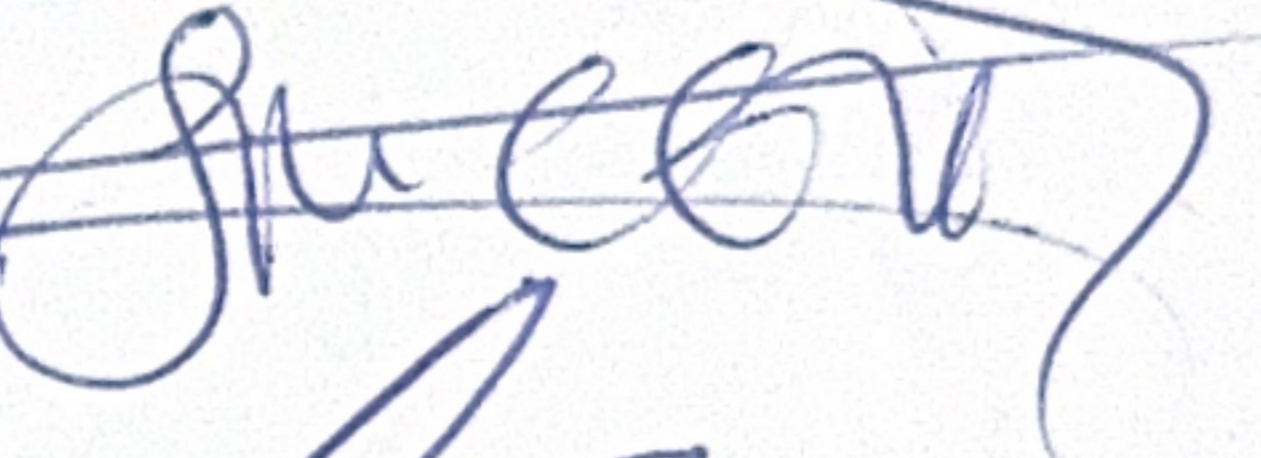

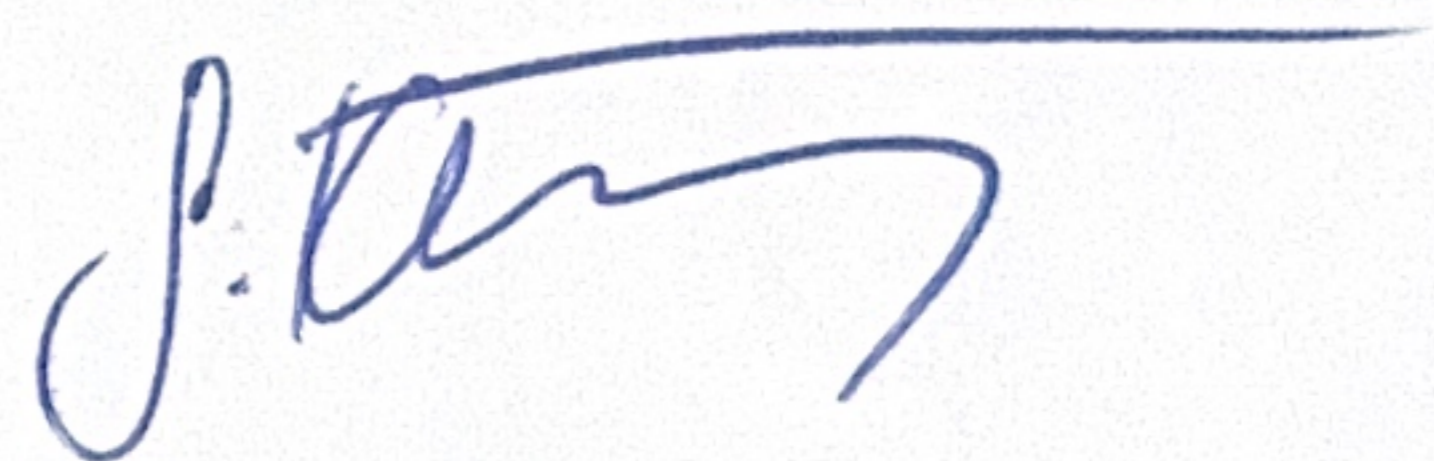
LEFKOŞA

EYLÜL, 2025




## Onay

Tezcan Muslu tarafından hazırlanan "Tam Ark Dişsizlikte İmplant Derinliği ve Açısının Dijital Ölçülerin Doğruluk ve Hassasiyeti Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak 30/09/2025 tarihinde kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	Adı-Soyadı	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Oğuz Ozan Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Onur Geçkili İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Simge Taşar Faruk Lefke Avrupa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Özay Önöral Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	
Danışman:	Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	

Anabilim Dalı Başkanı Onayı

30/09/2025



Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy

Anabilim Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

...../...../ 20...  
Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can Başer

Enstitü Müdürü



## **Etik İlkelerine Uygunluk Beyanı**

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

**Dt. Tezcan Muslu**

**30/09/2025**

## Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen, öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyduğum, akademik hayata bakış açımı şekillendiren, mükemmeliyetçi çalışma tarzı ve durmaksızın gösterdiği özverisiyle benim için örnek olan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın şekillenmesinde sağladığı çok değerli katkılar ve yol göstericiliği için saygıdeğer hocam Prof. Dr. Oğuz OZAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın yürütülmesi sürecinde değerli katkıları ve tez jürimde yer almayı kabul ederek göstermiş olduğu destek için saygıdeğer hocam Prof. Dr. Onur GEÇKİLİ'ye teşekkür ederim.

Lisans eğitimimden itibaren doktora sürecim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren, samimi ve destekleyici yaklaşımını her zaman hissettiren çok değerli hocam Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL'a teşekkür ederim.

Lisans eğitimimde öğrencisi olma fırsatını bulduğum ve tez jürimde yer almasından onur duyduğum saygıdeğer hocam Doç. Dr. Simge TAŞAR FARUK'a teşekkür ederim.

Saygıdeğer dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a, engin bilgi ve tecrübelerinden faydalanma imkanı bulduğum için teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim süresince çok değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak yol gösteren tüm bölüm hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Doktoraya birlikte başladığım, çok değerli arkadaşım Dt. Mehmet Beyköylü'ye, desteğiyle hep yanımda olan, iyi ki birlikte çalışıyoruz dediğim arkadaşım Dt. Selin Çakır'a, yoğun zamanlarımda desteğini hep

hissettiren doktora kadeşim Dt. Mohammad Alhabashi'ye ve tüm bölüm arkadaşlarıma süreç boyunca dostlukları ve katkıları için teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca desteğiyle her zaman yanımda olan, aynı zamanda çok kıymetli bir çalışma arkadaşı olarak katkılarını esirgemeyen eşim Dt. Zeki BESİM'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Her zaman yanımda olan, destek ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili anneme ve babama teşekkür ederim.

## ÖZET

### Tam Ark Dişsizlikte İmplant Derinliği ve Açısının Dijital Ölçülerin Doğruluk ve Hassasiyeti Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi

Muslu, Tezcan

Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Eylül 2025, 133 sayfa

Tam ark dişsiz vakalarda implantların yerleştirilme açısı ve derinliği, dijital ölçülerin doğruluk ve hassasiyetini etkileyebilecek önemli faktörlerdir. Bu konuda mevcut çalışmalar sınırlı olduğundan, bu araştırmada farklı dijital ölçü yöntemlerinin performansı karşılaştırılmıştır. Çalışma, beş implant yerleştirilmiş dişsiz maksiller model üzerinde in vitro olarak gerçekleştirilmiştir. Model, farklı açı ve derinlik parametreleriyle hazırlanmış, referans dosya elde edilerek karşılaştırmalarda temel alınmıştır. Deneysel veriler beş yöntemle toplanmıştır: herhangi bir aparey kullanılmadan intraoral tarama (IOT), taç şeklinde prefabrike geometrik aparey ile yapılan IOT (IOT-T), çubuk uzantılı aparey ile yapılan IOT (IOT-LU), Imetric fotogrametri (FG-I) ve Oxocore fotogrametri (FG-O). Tüm taramalar metroloji yazılımında referans dosyayla üst üste getirilmiş, ortalama karekök değeri (RMS), lineer distorsiyon (LD;  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ,  $\Delta Z$ ) ve açısal distorsiyon (AD) değerleri hesaplanmıştır. Hassasiyet ise grup içi tekrarların karşılaştırılmasıyla değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizde tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi kullanılmıştır ( $\alpha=0.05$ ). Sonuçlar, implant açısı ve derinliğinin ölçülerin doğruluğunu anlamlı düzeyde etkilediğini ortaya koymuştur ( $P<.05$ ). Fotogrametri grupları, özellikle FG-O, intraoral tarayıcılara kıyasla daha düşük RMS ve LD değerleri göstermiştir. Prefabrike geometrik apareylerin kullanılması intraoral taramaların doğruluğunu belirgin şekilde artırmış, özellikle IOT-LU grubu standart IOT'ye göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Genel olarak, fotogrametri yöntemleri en yüksek doğruluğu sağlamış, prefabrike apareylerin kullanımı ise intraoral taramaların güvenilirliğini artırmıştır. Bu bulgular, klinik uygulamalarda yöntem seçimine yol gösterici olabilecek niteliktedir.

**Anahtar kelimeler:** Fotogrametri, ağız içi tarayıcı, prefabrike geometrik aparey, ölçü netliği, hassasiyet

**ABSTRACT****Evaluation of the Effect of Implant Depth and Angulation on the Accuracy and Precision of Digital Impressions in Full-Arch Edentulism****Muslu, Tezcan****Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz****PhD, Department of Prosthodontics****September 2025, 133 pages**

Implant angulation and depth are critical factors that may influence the accuracy and precision of digital impressions in full-arch edentulous cases. Since the available evidence on this subject remains limited, the present in vitro study aimed to compare the performance of different digital impression techniques. A maxillary edentulous model with five implants was prepared, incorporating variations in implant angulation and depth, and served as the reference framework. Experimental datasets were obtained using five approaches: intraoral scanning without auxiliary devices (IOS), intraoral scanning with crown-shaped prefabricated geometric aids (IOS-C), intraoral scanning with bar-shaped extensions (IOS-LE), metric photogrammetry (PG-I), and Oxocore photogrammetry (PG-O). All scans were superimposed onto the reference dataset using metrology software. The root mean square (RMS) error, linear distortion (LD;  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ,  $\Delta Z$ ), and angular distortion (AD) were calculated. Precision was assessed by evaluating the consistency of repeated measurements within each group. Statistical analysis was performed using one-way ANOVA followed by Tukey's HSD test ( $\alpha = 0.05$ ). The results demonstrated that implant angulation and depth significantly affected the accuracy of digital impressions ( $P < .05$ ). Photogrammetry groups, particularly PG-O, achieved lower RMS and LD values compared with intraoral scanners. The use of prefabricated geometric devices improved intraoral scanning accuracy, with the IOS-LE group showing markedly

better performance than the conventional IOS group. In conclusion, both implant angulation and depth influence the accuracy and precision of digital impressions. Photogrammetry techniques provided the highest levels of accuracy, while prefabricated geometric aids enhanced the reliability of intraoral scanning. These findings provide valuable guidance for clinicians in selecting the most appropriate impression technique in full-arch rehabilitations.

**Keywords:** Photogrammetry, intraoral scanner, prefabricated geometric device, accuracy, precision

## İÇİNDEKİLER

Onay.....	I
Etik İlkelerine Uygunluk Beyanı.....	II
Teşekkür.....	III
Özet.....	V
Abstract.....	VI
İçindekiler.....	VII
Tablolar Listesi.....	XII
Şekiller Listesi.....	XIV
Kısaltmalar.....	XVIII

### BÖLÜM I

Giriş.....	1
------------	---

### BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar.....	7
Tam Dişsizlikte İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar.....	7
Siman Retansiyonlu İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar.....	9
Vida Retansiyonlu İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar.....	9
İmplantolojide Ölçünün Değerlendirilmesi.....	11
Netlik, Doğruluk ve Hassasiyet Kavramları.....	11
Ölçünün Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler.....	12
Restorasyonun Pasif Uyumunun Değerlendirilmesi.....	12
Görsel ve Dokunsal Değerlendirme.....	12
Parmak Basısı Yöntemi.....	12
İntraoral Radyografik Görüntüleme.....	12
Tek Vida Testi (Sheffield Testi).....	13

Vida Direnci (Tork) Testi.....	13
Materyal Kullanımı.....	14
Üç Boyutlu Değerlendirme Yöntemleri.....	14
Ölçünün Dijital Yöntemlerle Değerlendirilmesi.....	14
Doğruluğun Belirlenmesinde RMS Değerinin Rolü.....	16
İmplantolojide Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri.....	18
Direkt Teknik/ Açık Kaşık/ Pick-up Yöntemi.....	18
İndirekt Teknik/ Kapalı Kaşık/ Transfer Yöntemi.....	18
Abutment Seviyesinde Ölçü.....	19
İmplant Seviyesinde Ölçü.....	20
İmplantolojide Dijital Ölçü Yöntemleri.....	20
İntraoral Tarayıcılar.....	20
İntraoral Tarayıcıların Genel Özellikleri.....	21
İntraoral Tarayıcıların Çalışma Mekanizmaları.....	21
İntraoral Tarayıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler.....	23
Operator Kaynaklı Faktörler.....	23
Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılım.....	23
Hekimin Tecrübesi.....	24
STL Formatı.....	24
Tarama Başlığı Boyutu.....	25
Tarama Mesafesi.....	25
Taranan Alanın Uzunluğu ve Tarama Stratejisi.....	25
Tarama Gövde Yapısı.....	28
Tarama Gövdesi Tasarımı.....	31
Tarama Çözünürlüğü ve Ağ (mesh) Kalitesi.....	33
Aydınlatma Koşulları.....	34
Oda Isısının Etkisi.....	34
Splintleme Tekniği ve Yardımcı Apeareyler.....	35

Hasta Kaynaklı Faktörler.....	37
İmplant Derinliği.....	39
İmplant Açısı.....	39
İmplantlar Arası Mesafe ve Komşu Dişler ile Tarama Gövdesi Arasındaki Dişsiz Boşluk.....	39
Palatal Doku Derinliğinin Etkisi.....	39
Ark Konumunun Etkisi.....	39
Kan veya Tükürük.....	40
Fotogrametri.....	41
İntraoral Fotogrametri.....	46
Tam Dişsizlikte Ölçü Yöntemlerinin Netliğinin Karşılaştırılması.....	46

### BÖLÜM III

Yöntem.....	54
Ana Modellerin Elde Edilmesi.....	54
Referans STL Verilerinin Elde Edilmesi.....	58
Test Gruplarının Oluşturulması.....	58
Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	64
DeneySEL STL Verilerinin Elde Edilmesi.....	64
Ölçü Netliğinin Değerlendirilmesi.....	66
Doğruluğun Değerlendirilmesi.....	66
Açısal ve Lineer Sapma Miktarının Belirlenmesi.....	67
3B Sapma Miktarının (RMS) Belirlenmesi.....	69
Hassasiyetin Değerlendirilmesi.....	70
Verilerin Analizi ve Yorumlanması.....	71
İmplant Açısının Etkisi.....	71
İmplant Derinliğinin Etkisi.....	71

### BÖLÜM IV

Bulgu ve Yorumlar.....	73
İmplantlar Arası Açık Farkının Etkisinin Değerlendirilmesi.....	73
Lineer Sapma Bulguları.....	75
Açısal Sapma Bulguları.....	77
3B Sapma (RMS) Bulguları.....	79
Hassasiyet Bulguları.....	81
İmplant Derinliğinin Etkisinin Değerlendirilmesi.....	82
Lineer Sapma Bulguları.....	84
Açısal Sapma Bulguları.....	86
3B Sapma (RMS) Bulguları.....	89
Hassasiyet Bulguları.....	91

## BÖLÜM V

Tartışma.....	93
---------------	----

## BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler.....	107
Kaynakça.....	109
Ekler.....	
Ek 1. Yayın.....	
Ek 2. İntihal Raporu.....	
Özgeçmiş.....	

**Tablolar Listesi**

	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b> Ticari olarak mevcut olan ağız içi tarama gövdesi markaları, tarama gövdesi yazılım/tarayıcı uyumu, materyal, şekil, boyut bilgileri	30
<b>Tablo 2.</b> Tam dişsizlik vakalarında, paralel implantlarda implant üstü dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar	48
<b>Tablo 3.</b> Tam dişsizlik vakalarında, açılı implantlarda implant üstü dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar	48
<b>Tablo 4.</b> Test gruplarında kullanılan tarama cihazları ile tarama gövdeleri üzerinde kullanılan apareyler	59
<b>Tablo 5.</b> IOT-LU test gruplarında kullanılan PGA'ların uzunlukları	63
<b>Tablo 6.</b> İki yönlü ANOVA sonuçları: İmplant açısının etkisi	73
<b>Tablo 7.</b> Lineer sapma farklılıklarına ( $\Delta LS$ , $\mu m$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Açık farkı etkisi	74
<b>Tablo 8.</b> Açısal sapma farklılıklarına ( $\Delta AS$ , $^{\circ}$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Açık etkisi	76
<b>Tablo 9.</b> Doğruluk değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	80

<b>Tablo 10.</b> Hassasiyet değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	80
<b>Tablo 11.</b> İki yönlü ANOVA sonuçları: İmplant yerleştirilme derinliğinin etkisi	82
<b>Tablo 12.</b> Lineer sapma farklılıklarına ( $\Delta LS$ , $\mu m$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Derinlik etkisi	83
<b>Tablo 13.</b> Açısal sapma farklılıklarına ( $\Delta AS$ , $^{\circ}$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Derinlik etkisi	85
<b>Tablo 14.</b> Doğruluk değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar	88
<b>Tablo 15.</b> Hassasiyet değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar	90

**Şekiller Listesi**

	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 1.</b> Doğruluk, hassasiyet ve netlik ilişkisi	11
<b>Şekil 2.</b> İmplantlar arası mesafe ve açı sapmalarının ölçülmesi	15
<b>Şekil 3.</b> Maksilla ve mandibuladaki tarama stratejileri	28
<b>Şekil 4.</b> Tarama gövdesinin kısımları	29
<b>Şekil 5.</b> İmplant tarama gövdesi materyalleri (PEEK, PEEK-titanyum, titanyum)	30
<b>Şekil 6.</b> Modüler zincir parçaları, model üzerinde uygulanması	32
<b>Şekil 7.</b> A, PIC kamera sistemi. B, implantlara vidalanan optik işaretleyiciler	37
<b>Şekil 8.</b> Optik işaretleyicilerin (PIC Abutments) ağız içerisindeki görüntüleri. A) oklüzal, B) Labial	42
<b>Şekil 9.</b> Fotogrametri yöntemi kullanılarak ölçü alımında iş akışı	43
<b>Şekil 10.</b> A, iCAM4D kamera sistemi. B, implantlara vidalanan optik işaretleyiciler	44
<b>Şekil 11.</b> İşaretleyicilerin (iCamBody markers) ağız içerisindeki görüntüleri	45
<b>Şekil 12.</b> Tez çalışmasının iş akışı	

## Sayfa

<b>Şekil 13.</b> Model 1 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü	55
<b>Şekil 14.</b> Model 2 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü	56
<b>Şekil 15.</b> Model 3 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü	57
<b>Şekil 16.</b> Model 4 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü	57
<b>Şekil 17.</b> Model 5 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü	58
<b>Şekil 18.</b> Taç şeklindeki PGA'nın (IOT-T) 3B görselleştirmesi ve teknik çizimleri	60
<b>Şekil 19.</b> Lateral uzantılı PGA'nın (IOT-LU) 3B tasarımı ve teknik çizimleri. Delikli merkezi halka yapısı A) dört çıkıntılı B) altı çıkıntılı, C) modüler uzantılar	61
<b>Şekil 20.</b> IOT-T tarama gövdesi üzerinde bulunan görseli	61
<b>Şekil 21.</b> IOT-LU tarama gövdesi üzerinde bulunan görseli	62
<b>Şekil 22.</b> Test grupları A) IOT, B) IOT-T, C) IOT-LU, D) FG-I, E) FG-O	62
<b>Şekil 23.</b> Tarama gövdelerinin silindirlere dönüştürülmesi ve merkez koordinatları (x, y, z), Geomagic Control X	66

## Sayfa

<b>Şekil 24.</b> IOT-T grubunda tarama gövdeleri silindirlere dönüştürüldükten sonra merkez koordinatlarının (x, y, z) Geomagic Control X yazılımında belirlenmesi	67
<b>Şekil 25.</b> Tarama gövdelerinin merkez eksenleri üzerinden lineer (A) ve açısal (B) deviasyonların hesaplanması	68
<b>Şekil 26.</b> RMS hesaplamasında kullanılan referans (A) ve test (B) koordinatlarının şematik gösterimi	69
<b>Şekil 27.</b> Hassasiyet analizinde kullanılan iç referans (A) ve grup içi test (B) koordinatlarının şematik gösterimi	70
<b>Şekil 28.</b> Farklı implant açılanmalarında ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-2-3) göre lineer sapma ( $\Delta LS$ , $\mu m$ ) değerlerinin karşılaştırılması	75
<b>Şekil 29.</b> Farklı implant açılanmalarında ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-2-3) göre açısal sapma ( $\Delta AS$ , $^{\circ}$ ) değerlerinin karşılaştırılması	78
<b>Şekil 30.</b> Modellere göre (Model 1-2-3) dijital ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırması (ortalama RMS, $\mu m$ )	80
<b>Şekil 31.</b> Modellere göre (Model 1-2-3) dijital ölçü tekniklerinin hassasiyet karşılaştırması (ortalama RMS, $\mu m$ )	81
<b>Şekil 32.</b> Farklı implant yerleştirilme derinliklerinde ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-4-5) göre lineer sapma ( $\Delta LS$ , $\mu m$ ) değerlerinin karşılaştırılması	85

## Sayfa

<b>Şekil 33.</b> Farklı implant yerleştirilme derinliklerinde ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-4-5) göre lineer sapma ( $\Delta AS$ , °) değerlerinin karşılaştırılması	87
<b>Şekil 34.</b> Modellere göre (Model 1-4-5) dijital ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırması (ortalama RMS, $\mu m$ )	89
<b>Şekil 35.</b> Modellere göre (Model 1-4-5) dijital ölçü tekniklerinin hassasiyet karşılaştırması (ortalama RMS, $\mu m$ )	91

**KISALTMALAR**

<b>3B</b>	3 Boyutlu
<b>CAD</b>	Bilgisayar Destekli Tasarım
<b>STL</b>	Standart Tesellation Language
<b>CAM</b>	Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CBCT</b>	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
<b>FG</b>	Fotogrametri
<b>FG-I</b>	Fotogrametri-Imetric
<b>FG-O</b>	Fotogrametri-Oxocore
<b>PIC</b>	Precise Implant Capture
<b>IPG</b>	Intraoral Fotogrametri
<b>IOT</b>	Intraoral Tarayıcı/Tarama
<b>IOT-T</b>	Intraoral Tarama-Taç
<b>IOT-LU</b>	Intraoral Tarama- Lateral Uzantı
<b>ISO</b>	International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Organizasyonu)
<b>PGA</b>	Prefabrike Geometrik Aparent
<b>PLY</b>	Polygon File Format
<b>RMS</b>	Root Mean Square (Ortalama Karekök Değeri)
<b>POI</b>	Points of Interest
<b>µm</b>	Mikrometre
<b>%</b>	Yüzde İşareti
<b>Ncm</b>	Newton Santimetre
<b>mm</b>	Milimetre
<b>LS</b>	Lineer Sapma

<b>AS</b>	Açısal Sapma
<b>cm</b>	Santimetre
<b>°</b>	Derece İşareti
<b>PEEK</b>	Polietereterketon
<b>Ø</b>	Çap İşareti
<b>N</b>	Toplam Nokta Sayısı
<b>di</b>	Her Bir Noktanın Test Modeli-Referans Model Arasındaki Mesafe

## Bölüm I

### Giriş

Gelişen teknolojiyle birlikte toplumun ağız ve diş sağlığı konusunda bilinçlenmesi tam dişsiz birey sayısının azalacağını gösterirken; son 20 yılda uzayan insan ömrü, 65 yaş üstü bireylerin sayısının artmasını sağlamaktadır. Buna bağlı olarak da tam dişsiz birey sayısının aynı kalacağı öngörülmektedir (Donos vd., 2022). Diş eksiklerinin nedenleri arasında sosyoekonomik durum, sistemik hastalıklar, travmatik dental geçmiş, yanlış beslenme alışkanlıkları ve genetik faktörler yer almaktadır. Kaybedilen dişlerin rehabilite edilmediği durumlarda; dikey boyut kaybı, alveolar kemik atrofisi ve eklemlerde disfonksiyonlar görülmektedir (Ulusoy & Aydın, 2010). Tam dişsizlik vakalarında, çiğneme fonksiyonunu ve protezin tutuculuğunu arttıran, hasta konforunu maksimum düzeye çıkaran; restoratif açıdan ise materyal çeşitliliğine sahip olan implant destekli protezler, günümüzde en yaygın kullanılan tedavi yöntemidir (Afrashtehfar vd., 2022).

Tam dişsizliğin implant destekli restorasyonlarla rehabilitasyonunda genellikle 4-6 implantın uygulandığı tedavi protokolleri takip edilir (Kosago vd., 2022). Çok sayıda implant uygulandığında, hijyenin sürdürülmesini sağlamaları ve tamir gereksinimi gibi durumlarda sökülebilirliklerinin kolay olması nedeniyle genellikle vida tutuculu restorasyonlar endikedir (Shadid & Sadaqa, 2012). Ayrıca, siman-tutuculu restorasyonlarda görülen artık siman olasılığının da peri-implant hastalıklar gibi biyolojik komplikasyonlar için risk faktörü olduğu bildirilmiştir ve bu nedenle vida-tutuculu restorasyonlar önerilmektedir (Wittneben vd., 2017). Uzun dönem klinik başarı için, vida tutuculu restorasyonlarda pasif uyum sağlanmalıdır (Abduo, 2014). Pasif uyum, oklüzal yük altında olmadığı durumda, implant destekli restorasyonun gerilim, basınç ve bükülme kuvvetleri olmaksızın adaptasyonu olarak tanımlanır (Sahin & Çehreli, 2001). Doğal dişlerin aksine, osseointegre implantlar, periodontal ligamentleri olmadığı için protetik yapı ile olan minor uyumsuzlukları tolere edememektedirler (Boldt vd., 2012). İmplant komponentleri arasında pasif uyum olmaması aşırı oblik kuvvet ile

sonuçlanmakta; implant ve konnektörler üzerinde anlamlı düzeyde stres konsantrasyonları oluşturmaktadır (Pan vd., 2021). Bunun sonucunda oluşan mekanik komplikasyonlar; protezin veya dayanak vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsamaktadır. Biyolojik komplikasyonlar ise doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyon kaybını içermektedir (Chochlidakis vd., 2022).

Net (hatasız/kesin, *accurate*) ölçüler, pasif uyumlu restorasyonların elde edilmesinde ilk adımdır (Abduo, 2014). Ölçünün netliği (hatasızlığı/kesinliği, *accuracy*), iki bileşenin birleşiminden oluşur: doğruluk (*trueness*) ve hassasiyet (*precision*). Doğruluk, ölçümün referans değere yakınlığını ifade ederken; hassasiyet, aynı koşullar altında yapılan ölçümlerin tutarlılığını ve tekrarlanabilirliğini tanımlar (ISO 5725-1:2023). Her iki bileşen de, özellikle çok sayıda implantın bulunduğu zorlu klinik olgularda, ölçü tekniklerinin güvenilirliğinin sağlanması açısından kritik öneme sahiptir (Imburgia vd., 2017).

İmplant destekli restorasyonlarda ölçü işlemi, konvansiyonel ve dijital olmak üzere iki farklı yöntemle gerçekleştirilmektedir. Konvansiyonel splintli açık kaşık tekniği, tam dişsiz arkların rehabilitasyonunda yaygın olarak kullanılan yöntem haline gelmiştir (Papazoglou vd., 2020). Bununla birlikte konvansiyonel tekniklerin zaman alıcı olması, teknik hassasiyet gerektirmesi, elde edilen ölçülerin transferinin ve saklanması zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Huang vd., 2020). Bu kısıtlılıkların üstesinden gelmek amacıyla intraoral tarama tekniği konvansiyonel ölçü tekniklerine bir alternatif haline gelmiştir (Jeong vd., 2025).

Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler sayesinde, tam dijital iş akışları implantolojide önemli ölçüde popülerlik kazanmıştır (Albanchez-Gonzalez vd., 2022). Dijital implant ölçüleri bu iş akışlarının temel bir parçasıdır ve intraoral tarayıcılar veya fotogrametri cihazları ile elde edilebilmektedir (Peñarrocha-Oltra vd., 2014). Dijital ölçüler ile veri yakalama süreci hızlandırılabilir ve geleneksel ölçü tekniklerinde sıklıkla görülen hata ve dezavantajların çoğu ortadan kaldırılabilir; hasta konforu artırılabilir. Hekim açısından klinik prosedürler kolaylaşmakta, diş

teknisyeni ve hasta ile daha iyi bir iletişim sağlanmaktadır (Papaspriidakos vd., 2020; Wulfman vd., 2020). Aynı zamanda, dijital ölçüler ile restorasyon tasarımı ve üretim prosedürlerinin öngörülebilirliğini arttırabilmektedir (Marques vd., 2021). Bununla birlikte, tamamen dişsiz arkların intraoral tarayıcı ile ölçüsünün alınması halen zorluklar içermektedir (Rutkunas vd., 2021) ve intraoral tarayıcı kullanılarak yapılan dijital taramaların doğruluğunun olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (Huang vd., 2020; Ma vd., 2021). Tam dişsiz arkta, implantlar arasındaki mukozada yeterli ve stabil anatomik referans noktalarının bulunmaması, intraoral tarayıcının elde ettiği çoklu görüntü veya videoların algoritmalar aracılığıyla birleştirildiği *image-stitching* sürecini zorlaştırabilmektedir (Knetchtle vd., 2022; Nagy vd., 2021). Bu nedenle, daha geniş tarama alanı ve daha uzun implantlar arası mesafe, kümülatif birleştirme (*stitching*) hatalarına yol açarak dijital taramalarda doğruluk kaybına neden olmaktadır (Thanasrisuebwong vd., 2021; Wulfman vd., 2020).

Tam ark implant destekli restorasyonlarda intraoral taramanın sınırlılıklarının üstesinden gelmek ve kesintisiz, doğru bir tarama yolu elde etmek amacıyla çeşitli yöntemler önerilmiştir. Bunlar arasında mukozada yapay referans noktaları oluşturulması (Mizumoto vd., 2020; Kanjanasavitree vd., 2022), tarama gövdelerinin (*scan bodies*) splintlenmesi (Pozzi vd., 2022), uzantılı tarama gövdelerinin kullanılması (Huang vd., 2020) ve prefabrike geometrik apareylerin (PGA) uygulanması (Canullo vd., 2024; Eddin & Önöral, 2024; Kernen vd., 2022; Pan vd., 2021; Wu vd., 2023) yer almaktadır. Tarama gövdelerinin splintlenmesi (Imburgia vd., 2020; Pozzi vd., 2022) ve PGA'ların kullanımı (Canullo vd., 2024; Eddin & Önöral, 2024; Pan vd., 2021) dijital taramaların doğruluğunu arttırmada etkili bulunmuştur. Bununla birlikte, güncel bir sistematik derlemede, bu stratejilerin sınırlılıkları da vurgulanmaktadır. Paratelli vd. (2023), bildirilen tekniklerin birden fazla intraoral tarama, ek üretim aşamaları veya primer ölçü gerektirmekte olduğunu, işlem ve yazılım karmaşıklığı ortaya çıkardığını ileri sürmüştür. Ayrıca, bu yöntemlerin tasarım ve uygulamalarındaki heterojenlik klinik uygulanabilirliği sınırlamaktadır. Bu bulgular, işlem karmaşıklığını azaltırken

tarama doğruluğunu artıran alternatif PGA tasarımlarına duyulan gereksinimi desteklemektedir.

Literatürde, implantlar arası açı farkının dijital ölçülerin doğruluğunu etkileyebilecek bir faktör olabileceği öne sürülmektedir. Bazı güncel çalışmalar (Canullo vd., 2024; Gómez-Polo vd., 2021; Gómez-Polo vd., 2024; Laohverapanich vd., 2021; Vasileiadi vd., 2025), implant açısının konvansiyonel ölçülere kıyasla dijital taramaların doğruluğunu azalttığını veya intraoral tarama doğruluğunu olumsuz etkilediğini bildirmiştir. Bununla birlikte, bazı araştırmalarda ise çelişkili sonuçlar elde edilmiş, implant açısının intraoral tarama doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı (Farah vd., 2025) ya da implantlar arasındaki açısal farklılıkların doğruluğu artırabileceği belirtilmiştir (Sallorenzo & Gómez-Polo, 2022). Dijital ölçülerin doğruluğunu etkileyen bir diğer faktör de implantın yerleştirilme derinliğidir. İmplantlar, yumuşak doku kalınlığı veya mevcut kemik miktarı gibi hastaya bağlı faktörlere bağlı olarak farklı derinliklerde yerleştirilebilmektedir (Awad vd., 2024). Yerleştirme derinliğindeki bu farklılık, tarayıcının görüş açısını değiştirebilmekte, dijital ölçü sistemlerinde tarama gövdesinin görünürlüğünü etkileyebilmektedir (Ma vd., 2021). Ancak, implantlar arası açı farkının ve implant derinliğinin dijital ölçülerin doğruluğu üzerindeki etkisine ilişkin mevcut literatür sınırlıdır ve tutarsız bulgular ortaya koymaktadır. Bu nedenle, implant açısı ve derinliğinin dijital tarama doğruluğuna etkisinin netleştirilmesi için daha kapsamlı araştırmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Fotogrametri, ölçüm yapılan objeye temas etmeden, fotoğraflar içerisindeki referans noktalarını kullanarak üç boyutlu konumsal ilişkileri yakalamak için çoklu kameraların kullanıldığı, intraoral tarayıcıya alternatif bir yöntemdir (Tohme vd., 2023). Çalışmalarda, fotogrametrinin implant pozisyonlarının aktarımında hem konvansiyonel tekniklere hem de IOS'lara kıyasla daha yüksek doğruluk sağladığı bildirilmiştir (Joensahakij vd., 2024; Tohme vd., 2023). Araştırmalar, fotogrametrinin konvansiyonel ölçü teknikleri ve intraoral tarayıcıya göre daha üstün doğruluk sağlayabileceğini rapor etmiştir (Awad vd., 2024; Tohme vd., 2023); ancak implantlar arası açı farkının veya implant yerleştirilme derinliğinin doğruluk ve hassasiyet üzerine

etkisinin incelendiği araştırma sayısı oldukça sınırlıdır. İmplant destekli restorasyonların ölçülerinde fotogrametrinin kullanımının yaygınlaşması ile birlikte, bu tekniğin doğruluğu önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir (Zhou vd., 2024).

## **Problem Durumu**

Mevcut literatürde implant açısı ve derinliğinin dijital ölçülerin doğruluğu üzerindeki etkisine dair bulgular çelişkili olup, fotogrametri sistemleri üzerine yapılan çalışmalar oldukça sınırlıdır. İntraoral tarayıcının tam dişsiz arka yaşıdığı zorluklar ve mevcut stratejilerin işlem karmaşıklığını artırması, klinik uygulanabilirliği sınırlandırmaktadır. Bu nedenle, implant açısı ve derinliğinin farklı dijital ölçü yöntemleri üzerindeki etkilerinin netleştirilmesi; klinik açıdan etkili ve elverişli tekniğin tespit edilmesi önemli bir gereksinimdir.

## **Araştırmanın Amacı**

Bu çalışma, tam dişsiz maksiller çeneye yerleştirilmiş 5 implant içeren ve implantlar arasında açı ile derinlik farkları bulunan modellerde, farklı dijital ölçü yöntemlerinin doğruluk ve hassasiyet yönünden karşılaştırılmasını amaçlamaktadır. Bu kapsamda, tarama gövdesi apareyi kullanılmadan yapılan intraoral tarayıcı- IOT taramaları, taç şeklinde PGA kullanılan IOT (IOT-T), dişsiz boşluğa uzanan çubuk şeklinde PGA kullanılan IOT (IOT-LU) ile Imetric (FG-I) ve Oxocore (FG-O) fotogrametri sistemleri değerlendirilmiştir.

## **Hipotezler**

H<sub>01</sub>: İmplantlar arası açı farkı dijital ölçü yöntemlerinin netliğini anlamlı düzeyde etkilemeyecektir.

H<sub>02</sub>: İmplantların yerleştirilme derinliği dijital ölçü yöntemlerinin netliğini anlamlı düzeyde etkilemeyecektir.

H<sub>03</sub>: İntraoral tarama ve fotogrametri teknikleri arasında doğruluk ve hassasiyet açısından anlamlı fark bulunmayacaktır.

H<sub>04</sub>: PGA kullanımı ve tasarımı, intraoral tarayıcının ölçü netliği üzerinde anlamlı bir fark oluşturmayacaktır.

## **Araştırmanın Önemi**

Dijital ölçü yöntemleri, implant destekli restorasyonların pasif uyumunu sağlamada kritik rol oynamaktadır. Ancak, özellikle tam dişsiz vakalarda intraoral taramanın sınırlılıkları ve implant açısı ile derinliğinin ölçü doğruluğu üzerindeki etkisine ilişkin literatürdeki çelişkili bulgular, klinik uygulamalar açısından belirsizlik oluşturmaktadır. Fotogrametri, implant pozisyonlarının aktarımında daha yüksek doğruluk potansiyeli sunsa da, implant açısı ve derinliğinin bu sistemler üzerindeki etkisi yeterince araştırılmamıştır. Bu çalışma, farklı dijital ölçü yöntemlerini implant açısı ve derinliği parametreleri altında karşılaştırarak literatüre katkıda bulunmayı ve klinisyenlere yöntem seçimi konusunda bilimsel veri sunmayı hedeflemektedir.

## **Sınırlamalar**

Bu çalışma, in vitro koşullarda hazırlanmış tam dişsiz maksiller çene modelleri üzerinde laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, klinik ortamda karşılaşılabilecek biyolojik değişkenler (tükürük varlığı, hasta hareketi, yumuşak doku) çalışma kapsamına dahil edilmemiştir. Ayrıca, kullanılan implant sayısı, yerleşim şekli ve belirlenen açı/derinlik parametreleri sınırlı olup, tüm klinik senaryoları temsil etmemektedir. Çalışmada bir intraoral tarayıcı ve iki farklı fotogrametri sistemi değerlendirilmiştir; farklı cihaz ve yazılımlarla yapılacak çalışmalar daha kapsamlı sonuçlar verebilir. Bununla birlikte, çalışmada tek bir tarama protokolü uygulanmıştır ve çalışmanın yürütüldüğü ortam ışığı ve ısı sabit tutulmamıştır. Bu sınırlamalar dikkate alındığında, elde edilen bulguların geçerliliği ve klinik uygulamalara uyarlanabilirliği için ilave klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

## BÖLÜM II

### Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar

#### Tam Dişsizlikte İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit protetik restorasyonlar, hem fonksiyonel hem de estetik açıdan tatmin edici rehabilitasyonlar sunabilmektedir. Bu gibi durumlarda planlama süreci, hastanın sistemik durumu, alveoler kemik hacmi ve yoğunluğu, yumuşak doku morfolojisi, estetik beklentiler, oral hijyen alışkanlıkları ve ekonomik durum gibi çok sayıda faktörün birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir (Acar & İnan 2001).

Protetik planlamada implant sayısı, protetik yapının türüne ve yük dağılımı gerekliliklerine göre belirlenmektedir. Günümüzde tam ark sabit restorasyonlarda sıklıkla 'All-on-4' veya 'All-on-6' protokolleri tercih edilmektedir. All-on-4 konsepti, kemik ilavesi gerektiren prosedürlere alternatif olarak geliştirilmiştir. Malo tarafından geliştirilen bu konsept, açılı implantlar ile tam mandibular dişsizlik vakalarının tedavisinde en yaygın kullanılan yöntemlerden biri olarak tanıtılmıştır. All-on-4 protokolü, tamamen dişsiz mandibulada interforaminal bölgeye dört implant yerleştirilmesini ve ardından sabit bir restorasyon yüklemesini içermektedir. Posterior implantlar, kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla 30° açıyla yerleştirilmektedir. Bu implantların distal açılanması 45°'yi geçmemelidir. İmplantların distal yönde açılı yerleştirilmesi; daha uzun implantların kullanılabilmesi ve kortikal kemikten daha iyi destek alınabilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır. (Babbush 2014, Taruna vd., 2014, Horita vd., 2017). All-on-4 yaklaşımı, posterior bölgelerde açılı implantların yerleştirilmesini mümkün kılarak mevcut kemiğin optimal kullanımını sağlar ve ileri cerrahi işlem gereksinimini (maksiller sinüs tabanının yükseltilmesi) azaltabilmektedir. Öte yandan, All-on-6 gibi daha fazla sayıda implantın yerleştirildiği konseptlerde, özellikle oklüzal yükün daha homojen dağılması ve uzun dönem stabilitenin artırılması açısından avantaj sunmaktadır. Yapılan sonlu eleman analizlerine dayanan çalışmalarda (Leblebicioğlu vd., 2021), All-on-4 protokolü, protez altyapısı ve implant bileşenlerinde en yüksek stres seviyelerini gösteren tedavi konsepti

olarak öne çıkmaktadır (Horita vd., 2017). Bu durum özellikle uzun kantilever mesafelerine ve sınırlı implant sayısına bağlı olarak açıklanmaktadır. Elde edilen bulgular, implant sayısının artmasının, hem implantlara hem de protetik altyapılara aktarılan stresin azalmasına katkı sağladığını göstermektedir. All-on-6 protokolü, implant sayısının artırılmasıyla elde edilen daha homojen yük dağılımı sayesinde, stres birikimini azaltarak daha dengeli bir biyomekanik etki sergilemiştir. Özellikle atrofik maksilla gibi zorlu klinik durumlarda, All-on-4 ve All-on-5 protokolleriyle karşılaştırıldığında All-on-6 tedavi konsepti daha üstün bir stres yönetimi sunmuş, implant ve protez bileşenlerinde daha düşük gerilme değerleri ile daha uzun dönemli yapısal stabilite potansiyeli ortaya koymuştur. Çalışma bulgularına bağlı olarak, tüm tedavi konseptlerinde kemik üzerindeki stres seviyelerinin fizyolojik sınırların altında kaldığı rapor edilmiştir. Bu da her üç protokolün de biyolojik olarak tolere edilebilir olduğu, ancak All-on-6 protokolünün mekanik dayanıklılık açısından daha avantajlı bir seçenek sunduğunu desteklemektedir (Leblebicioğlu vd., 2021).

İmplant destekli sabit restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, yalnızca implant sayısı ve yerleşim açılarının planlamasıyla sınırlı değildir, restorasyonun implantla bağlantısı, yani retansiyon şekli de tedavi sonucunu doğrudan etkileyen önemli bir faktördür. Bu bağlamda, protetik üst yapının implanta bağlantısında kullanılan retansiyon yöntemleri, hem biyolojik hem de mekanik komplikasyonlar açısından dikkatle değerlendirilmelidir. Tam dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit restorasyonlarda, protetik yapının implanta bağlantısı için iki retansiyon tipi tanımlanmıştır: siman retansiyonlu ve vida retansiyonlu sistemler. Her iki yöntem de belirli klinik koşullarda avantaj sağlayabilmekte olup, tercih edilme gerekçeleri estetik, biyomekanik uyum, komplikasyon yönetimi ve restorasyonun kolay çıkarılabilirliği gibi çeşitli faktörlere dayanmaktadır (Sailer vd., 2012).

## **Siman Retansiyonlu İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar**

Siman retansiyonlu implant üstü restorasyonlar, protetik diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen konsepttir ve geniş klinik endikasyonlara sahiptir. Bu restorasyonlarda genellikle prefabrike ya da şahsi dayanak üzerine simantasyon gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemin yaygın tercih edilmesinin temel nedenlerinden biri, estetik bölgedeki vida deliklerinin ortadan kalkmasıyla birlikte, oklüzal temas noktalarının daha serbest biçimde planlanabilmesidir. İmplant-dayanak arayüzünde bulunan siman varlığı, minimal uyumsuzlukları kompanse ederek pasif uyumu artırabilmektedir. Posterior bölgelerde ise erişim kolaylığı ve uygulama esnekliği sunması da tercih nedenleri arasındadır. Bununla birlikte, siman retansiyonlu restorasyonların bazı dezavantajları da göz önünde bulundurulmalıdır. En önemli kısıtlamalarından biri, gerektiğinde restorasyonun kolaylıkla çıkarılamamasıdır. Bu durum, olası bir biyolojik ya da mekanik komplikasyon geliştiğinde müdahale şansını azaltarak tedavi sürecini zorlaştırabilir. Özellikle siman kalıntılarının subgingival bölgelerde birikme riski, peri-implant dokular açısından önemli bir tehdit oluşturmaktadır. Literatürde yer alan çalışmalar, bu tip kalıntıların kronik inflamasyon gelişimine zemin hazırlayabileceğini ve uzun vadede peri-implantitis ile ilişkili olabileceğini göstermektedir (Shadid & Sadaqa, 2012; Wittneben vd., 2017). Dolayısıyla, bu tip restorasyonların uygulanmasında siman artıklarının dikkatlice uzaklaştırılması uzun dönem başarısını güvence altına almak açısından son derece önemlidir.

## **Vida Retansiyonlu İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar**

İmplantların protetik diş hekimliğinde ilk kez kullanılmaya başlandığı dönemlerde, tedavi sürecinde karşılaşılabilecek olası biyolojik veya mekanik komplikasyonlara karşı restorasyonun gerektiğinde çıkarılabilir olması önemli bir gereklilik olarak görülmüştür. Bu ihtiyaç, vida retansiyonlu sabit restorasyon tasarımlarının geliştirilmesine öncülük etmiştir. Bu restorasyonlar, hekimin proteze müdahalesini kolaylaştırarak hem bakım hem de onarım işlemlerinde pratiklik sağlamıştır (Hebel & Gajjar, 1997). İlk yıllarda vida giriş yollarının labial yönde açılması gibi estetik sınırlamalar

bulunsa da, günümüzde açılı abutment ve multi-unit sistemlerinin gelişimiyle bu sorun büyük ölçüde ortadan kaldırılmıştır. Özellikle açılı implantların bulunduğu vakalarda, farklı açılarda üretilmiş prefabrike veya şahsi abutmentler sayesinde vida giriş yolunun labial yüzey yerine oklüzal veya palatinal bölgede konumlandırılması mümkün hale gelmiştir (Witteneben vd., 2017).

Taylor & Agar (2002) tarafından yapılan çalışmada vida retansiyonlu restorasyonların bileşen maliyetinin simante restorasyonlara kıyasla yaklaşık dört kat fazla olduğu belirtilmiştir. Ancak, son yıllarda CAD/CAM teknolojilerinin klinik uygulamalara entegrasyonu, protez bileşenlerinin tasarımında sağlanan optimizasyonlar ve dijital iş akışları sayesinde hem üretim süresi kısalmış hem de maliyetler önemli ölçüde azalmıştır. Bu gelişmelere ek olarak, tam dişsizlik vakalarında vida tutuculu sabit restorasyonlar daha da yaygın hale gelmiştir. Protezin gerektiğinde kolaylıkla çıkarılabilmesi, kontrol seanslarında vida torkunun yeniden değerlendirilmesi, peri-implant doku sağlığının izlenmesi gibi avantajlar, bu yöntemi hem klinisyenler hem de hastalar açısından cazip bir tedavi seçeneği haline getirmiştir (Taylor & Agar, 2002).

## İmplantolojide Ölçünün Değerlendirilmesi

### Netlik, Doğruluk ve Hassasiyet Kavramları

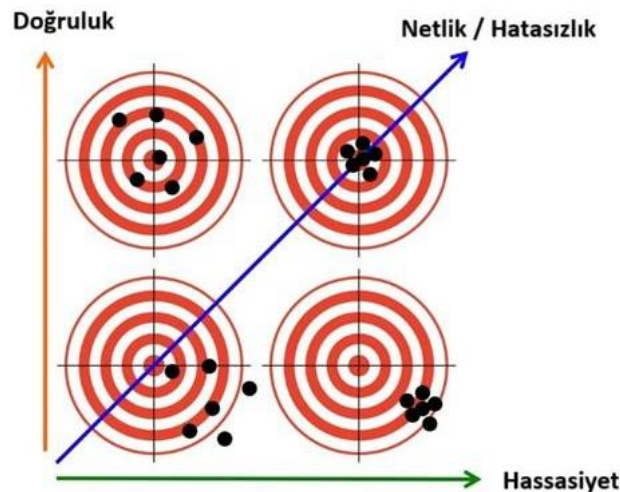
İmplant destekli protezlerde, implantlar ile protetik altyapı arasında pasif bir uyumun elde edilmesindeki ilk aşama doğru bir ölçü alınarak, implantların üç boyutlu konumlarının çalışma modeli veya sanal modele doğru transfer edilmesidir (Alikhasi vd., 2017; Bayramov, 2020).

Ölçünün değerlendirilmesinde kullanılan terminolojinin netleştirilmesi ve anlaşılması önemlidir. Uluslararası Standart Organizasyonu'na (ISO) göre doğruluk (trueness) test edilen nesne ile kabul edilen referans nesne arasındaki test bulgularının yakınlığını, sapmaların azlığını ifade etmektedir. Hassasiyet (precision), farklı test bulgularının yakınlığını ve tutarlılığını tanımlamaktadır. Netlik (accuracy) ise doğruluk ve hassasiyetin kombinasyonudur; çok sayıda tekrarlanan test bulgularının referans değerlere tutarlı bir şekilde yakınlığıdır (Sanda vd., 2021) (Şekil 1). Bir ölçü tekniğinin veya materyalinin sadece doğru olması yeterli değildir, aynı doğruluğu her seferinde sağlayabilmesi; kesin, net (accurate) olması gereklidir (Sanda vd., 2021).

Şekil 1.

*Doğruluk, hassasiyet ve netlik ilişkisi.*

*ISO (1994) tarafından tanımlandığı şekliyle doğruluk, hassasiyet ve netlik arasındaki ilişkinin kavramsal görüntüsü. Hedefin merkezi, referans veriler tarafından sağlanan "gerçek değeri" temsil etmektedir. Siyah noktalar tekrarlanan ölçümlerle elde edilen test verilerini temsil eder (Sanda vd., 2021)*



## **Ölçünün Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler**

İn vitro ve in vivo araştırmalarda, ölçü doğruluğunun ve netliğini değerlendirilmesinde amaç protetik altyapı ile implantlar arasındaki pasif uyumun değerlendirilmesidir.

### ***Restorasyonun Pasif Uyumunun Değerlendirilmesi***

İmplant destekli sabit restorasyonlarda, pasif uyumun sağlanması, mekanik komplikasyonların önlenmesi ve uzun dönem başarıda kritik öneme sahiptir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda restorasyon ve implant bağlantısının uyumunu değerlendirmek amacıyla çeşitli yöntemler önerilmiştir. Aşağıda bu yöntemler özetlenmiştir:

**Görsel ve Dokunsal Değerlendirme.** En kolay yöntemlerden biri, restorasyonun ağız içine yerleştirilme sırasında görsel kontrol ve eş zamanlı olarak dokunsal değerlendirme yapılmasıdır. İnsan gözü yaklaşık 100 µm üzerindeki açıklıkları 25 cm mesafeden ayırt edebilirken, büyütme merceği yardımıyla bu eşik yaklaşık 50 µm'ye kadar düşürülebilir. Ancak bu yöntemin subjektif olması, değerlendirme güvenilirliğini sınırlayabilir. Özellikle subgingival marjinlerin değerlendirilmesi zorlaştığında bu yöntem yetersiz kalabilmektedir (Kan vd., 1999; Abduo vd., 2010).

**Parmak Basısı Yöntemi.** Bu yöntem, restorasyon implant üzerine yerleştirildikten sonra iki terminal bölgeye sırasıyla manuel baskı uygulanmasına dayanır. Eğer bu esnada restorasyon yalpalama yapıyorsa veya tükürük sızıntısı gözlemleniyorsa, bu durum uyumsuzluğun göstergesi olabilir. Ancak, kısa köprülerde yalpalama hareketi gözlenemeyebilir. Bu nedenle, yöntem daha uzun restorasyonlarda daha anlamlı sonuçlar verebilmektedir (Kan vd., 1999; Katsoulis vd., 2017).

**İntraoral Radyografik Görüntüleme.** Restorasyon-implant uyumunun değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biridir. Özellikle altyapının subgingival yerleşim gösterdiği durumlarda,

radyografiler detaylı analiz imkânı sunar. Ancak, radyografi çekiminde açısal hizalanma bozuklukları değerlendirme doğruluğunu önemli ölçüde azaltabilir (Kan vd., 1999; Katsoulis vd., 2017).

**Tek Vida Testi (Sheffield Testi).** Tek vida testinde, terminal abutmenttaki vida sıkıştırılmakta ve diğer abutmentlardaki abutment-protetik altyapı uyumsuzluğu gözlenmektedir. En distaldeki abutmenttaki vida sıkıştırıldığında, protetik altyapı diğer abutmentlardan uzaklaşmamalıdır. Eğer implant-altyapı birleşimi subgingival bir noktada yer alıyorsa, uyumsuzluk radyograf desteği ile değerlendirilebilmektedir. Genellikle uzun ve çok üyeli restorasyonlarda uyumsuzluğu daha kolay tespit edebileceği için bu yöntem sıklıkla tercih edilmektedir. Restorasyonun klinik olarak kabul edilebilir uyuma sahip olması için implantlarda görülebilir boşluklar olmaması gerekmektedir. Bu teknikte horizontal uyumsuzlukları maskeleyişinin yanı sıra uyumsuzluğun 3 boyutta izlenememesi, tekniğin en büyük dezavantajı olarak belirtilmektedir (Kan vd., 1999; Abduo vd., 2010).

**Vida Direnci (Tork) Testi.** Vida direnci testi, protetik vidaların yivleri arasındaki mesafenin yarısı olan 150 µm'nin kabul edilebilir bir uyumsuzluk değeri olduğu görüşüne dayanılarak geliştirilmiştir (Jemt, 1991; Abduo vd., 2010). Bu teknikte, orta hatta en yakın implanttan başlanarak vidalar maksimum torka kadar sıkılmaktadır. Vidanın tamamen yerleşmesi için maksimum bir yarım tur (180 derece), 10-15 Ncm tork uygulanmalıdır. Eğer vidanın oturması için vidanın yarım turdan daha fazla çevrilmesi gerekirse, bir uyumsuzluk olduğu göz önünde bulundurulmaktadır (Jemt, 1991; Kan vd., 1999). Sheffield testinin, özellikle çok sayıda implant ve tam ark protezlerin olduğu durumlarda, etkin bir pasif uyum klinik testi olduğu gösterilmiştir. Vida direnci testi, değerlendirmeye subjektiflik katma dezavantajına sahiptir, ancak uyumsuzlukları saptamanın kesin bir yolu olarak kabul edilmektedir (Abduo vd., 2010).

İn vitro ve in vivo araştırmalarda, ölçünün doğruluğunun ve netliğinin değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntem ise protetik altyapı ile implantlar

arasındaki pasif uyumun değerlendirilmesidir. Bu amaçla özellikle klinikte en çok

tercih edilen teknikler, tek vida (Sheffield) testi ve vida direnci testidir.

**Materyal Kullanımı.** Uyum kontrol edici (*fit checker*) patlar , silikon bazlı gösterge patları ya da elastomerik ölçü materyalleri kullanılarak restorasyonun intaglio yüzeyi ile implant ara yüzeyi arasındaki boşluklar analiz edilebilir. Bu materyaller, restorasyon çıkarıldığında marjin ve iç yüzeydeki temas noktalarını görsel olarak değerlendirmeye olanak tanır. Ancak bu yöntem, mevcut uyumsuzluğun nicel ölçümünü sağlamaz, yalnızca varlığını ortaya koyar (Kan vd, 1999; Abduo vd., 2010; Katsoulis vd., 2017).

**Üç Boyutlu Değerlendirme Yöntemleri.** Pasif uyumun değerlendirilmesinde en ileri yöntemlerden biri olan 3B analizler, restorasyon-implant adaptasyonunu dijital ortamda yüksek doğrulukla inceleme imkânı sunar. Fotogrametri veya optik tarayıcılarla elde edilen dijital veriler, CAD yazılımları yardımıyla hizalanarak 10 µm düzeyindeki uyumsuzluklar dahi tespit edilebilir. Ancak bu teknikler, yüksek maliyetli ve özel yazılıma ihtiyaç duymaları nedeniyle her klinikte yaygın olarak uygulanamamaktadır (Kan vd., 1999; Abduo vd., 2010).

### ***Ölçünün Dijital Yöntemlerle Değerlendirilmesi***

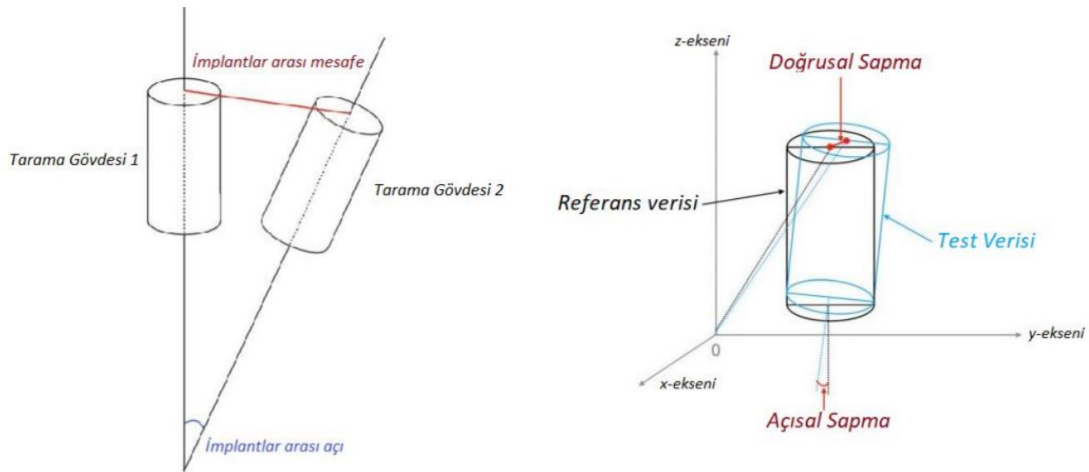
Dijital ölçülerin değerlendirilmesinde en sık başvurulan yöntemlerden biri, elde edilen model verisinin yüksek doğrulukta kabul edilen bir referans veri ile süperimpoze edilmesidir. Bu süreçte ölçü verileri üst üste getirilerek sapma analizleri yapılmakta ve böylece doğruluk (trueness) ve hassasiyet (precision) değerlendirilmektedir. Süperimpozisyon işlemi genellikle özel metroloji yazılımları aracılığıyla yürütülürken, referans veri olarak yüksek doğruluk seviyelerine sahip endüstriyel 3B tarayıcılar (Sousa vd., 2012) veya gelişmiş dental laboratuvar tarayıcıları (Marghalani vd., 2018) tercih edilmektedir. Literatürde endüstriyel sistemlerin doğruluğu 1–10 µm, laboratuvar tarayıcılarının ise 2–10 µm arasında bildirilmiştir (Ajioka vd.,

2016). Bu durum, dental laboratuvar tarayıcılarıyla elde edilen verilerin güvenilirliğini endüstriyel sistemlerle kıyaslanabilir düzeyde göstermektedir.

Analiz sürecinde, ölçü verisinin referans veri ile karşılaştırılması için Geomagic Control X, CloudCompare, Meshlab, OrthoAnalyzer, Viewbox 4 ve 3D Slicer gibi çeşitli analiz programları kullanılmaktadır (Barbo vd., 2020). Bu yazılımlar, implant tarama gövdelerini XYZ koordinat eksenlerine göre hizalayarak, açısal (açısal sapma) ve doğrusal (lineer sapma) farklılıkları tespit etmeye olanak tanır. Açısal deviasyon, test ve referans verilerdeki her bir tarama gövdesinin uzun eksenleri arasındaki açısal farkı ifade ederken; linear deviasyon, her iki veride paralel olarak belirlenmiş noktalar arasındaki mesafeye dayalıdır (Sanda vd., 2021). İmplantlar arası mesafe ve açı sapmalarının ölçülmesi Şekil 2'de gösterilmektedir.

Şekil 2.

*İmplantlar arası mesafe ve açı sapmalarının ölçülmesi*



Bu analizler sayesinde, dijital ölçünün doğruluk seviyesi objektif olarak değerlendirilebilmektedir. Ancak doğruluğun yalnızca yazılım ve analiz yöntemleriyle sınırlı kalmadığı unutulmamalıdır. Dijital ölçüm sürecinin güvenilirliği, kullanılan intraoral tarayıcının teknik özellikleri ve performans parametreleriyle doğrudan ilişkilidir. Tarayıcının optik yapısı, yazılım algoritmaları, veri işleme kapasitesi ve operatöre bağlı değişkenler; ölçüm sonuçlarında belirgin farklara yol açabilmektedir. Bu nedenle, özellikle klinik

ortamda sıklıkla kullanılan tarayıcıların yapısal özellikleri ve çalışma prensipleri, doğruluk ve hassasiyet değerlendirmelerinde kritik bir bileşen olarak detaylı şekilde ele alınmalıdır.

**Doğruluğun Belirlenmesinde RMS (Root Mean Square) Değerinin Rolü.** Üç boyutlu dijital ölçümlerde doğruluğu nicel olarak analiz etmek amacıyla yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri, RMS (*Root Mean Square*) yani ortalama karekök değerinin hesaplanmasıdır. Bu istatistiksel yöntem, test verisi ile referans model arasında meydana gelen farkların ortalama büyüklüğünü belirlemek için geliştirilmiştir. Özellikle metroloji yazılımlarında, iki farklı yüzey ya da nokta bulutu arasındaki farkların mesafesel olarak değerlendirilmesini sağlar (Marlière vd., 2019).

RMS değeri, bir modelin taranan yüzey noktaları ile karşılaştırma yapılan referans modeldeki karşılık gelen noktalar arasındaki mesafe farklarının karelerinin ortalaması alınarak ve sonrasında karekökü hesaplanarak elde edilir. Bu yöntem, negatif ya da pozitif farkların birbirini dengelemesini engelleyerek mutlak sapma hakkında objektif bir ölçüm sunar (Orgev vd., 2023). Bu sapmalar genellikle mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) cinsinden ifade edilir ve ölçüm doğruluğunun temel göstergelerinden biridir.

RMS Hesaplama Aşamaları:

- Mesafe Belirleme: Test modelindeki her noktanın, referans modeldeki eş noktasına olan mesafesi ölçülür.
- Karesel Değerlendirme: Her mesafe farkı karesel olarak işleme alınır; bu adım sapmaların yönünden bağımsız mutlak etkisini ortaya koyar.
- Ortalama Hesaplama: Elde edilen kareli farklar toplanır ve toplam nokta sayısına bölünerek ortalama değer elde edilir.
- Karekök Alma: Son adımda, ortalama değer karekökü alınarak nihai RMS sonucu bulunur.

Formül:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (d_i^2)}$$

N, toplam nokta sayısını, di, her bir noktanın test modeli ile referans modeli arasındaki mesafe farkını temsil eder.

Bu yöntemle elde edilen RMS değeri, referans model ile dijital taramanın ortalama olarak ne kadar sapma gösterdiğini sayısal olarak ortaya koymaktadır. Daha düşük RMS değeri, daha yüksek doğruluk düzeyini işaret etmekte ve protetik diş hekimliği gibi hassas toleransların önemli olduğu alanlarda bu ölçüt büyük önem taşımaktadır (Orgev vd., 2023).

## **İmplantolojide Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri**

İmplant konumlarının ana modele aktarılmasında kullanılan 2 ölçü tekniği bulunmaktadır (Rashidan vd., 2012).

### **Direkt Teknik/ Açık Kaşık/ Pick-up Yöntemi**

Direkt ölçü tekniğinde, ölçü kaşığına ölçü kopinglerinin dışarıdan ulaşılabilir olması amacıyla uygun çapta delikler açılır. Bu deliklerin boyutu ölçü materyalinin çevre dokulara uyguladığı basıncı etkileyebileceğinden, dikkatli şekilde planlanmalıdır. Ölçü süreci genellikle, hastadan alınan bir aljinat ön ölçüyle elde edilen çalışma modeline şahsi kaşık hazırlanarak başlar. Şahsi kaşıkla alınan ölçü sertleştikten sonra, ölçü kopingleri vidaları gevşetilerek kaşıkla birlikte ağızdan çıkarılır. Bu sayede, ölçü materyali içinde kalan kopingler implant analogları ile dış ortamda birleştirilir (Carr, 1992).

Bu yöntemin önemli avantajlarından biri, şahsi kaşık sayesinde ölçü materyalinin tüm bölgelerde eşit kalınlıkta olmasının sağlanmasıdır. Buna ek olarak, açılı implant vakalarında ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında deformasyon riskinin azalması ve ölçü kopinglerinin ölçüye tekrar yerleştirilmesine gerek duyulmaması da olumlu yönlerindedir. Ancak bu teknik, uygulama açısından daha karmaşık kabul edilir. Eğer ölçü kopingleri splintlenmemişse, kopinglerin vida ile çözülmesi veya analog bağlantısı sırasında rotasyonel hareketler meydana gelebilir. Bu durum, elde edilen modelin doğruluğunu olumsuz etkileyebileceği için potansiyel bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (Humphries vd., 1990; Conrad vd., 2007; Özyer vd., 2019).

### **İndirekt Teknik/ Kapalı Kaşık/ Transfer Yöntemi**

Kapalı kaşık yöntemi olarak da bilinen indirekt ölçü tekniği, implant üzeri alınan ölçülerin aktarılmasında sıkça başvurulan bir yöntemdir. Bu yöntemde, üreticiye göre farklılık gösterebilen transfer tipindeki ölçü kopingleri doğrudan implanta bağlanır. Kullanılan kaşık genellikle fabrikasyon tiptedir ve genelde şahsi kaşık üretimine ihtiyaç duyulmaz. Ölçü alma işlemi sonrasında kaşık ağızdan çıkarılırken ölçü postları ağız içinde kalır;

sonrasında her bir ölçü kopingi dikkatli bir şekilde çıkarılarak analog'a bağlanır ve yeniden ölçü materyali içindeki negatif yuvalara yerleştirilir (Carr, 1991, Lorenzoni vd., 2000, Sim vd., 2019).

Bu yöntemin tercih edilme nedenlerinden biri, ölçü kopinglerinin gevşetilmesi sırasında kopingde rotasyon riskinin düşük olması ve uygulama kolaylığı sunmasıdır. Ayrıca, ölçü kopinglerinin ağız dışında analogla birleştirilmesi sayesinde kontrolün sağlanması, işlem sırasında hekime avantaj sağlamaktadır. Ağız açıklığı kısıtlı olan hastalar ya da posterior bölgelere erişimin güç olduğu durumlar endikasyonlarındandır. Bununla birlikte, ölçü kopinglerinin ölçü içerisine tam ve doğru yerleştirilememesi, ölçü doğruluğunu olumsuz etkileyebilmektedir. Özellikle açılı implantların bulunduğu vakalarda hata oranı artmakta ve ölçü tekrarı gerekebilmektedir (Daoudi vd., 2001).

Bazı implant sistemlerinde, snap-fit adı verilen ve plastikten üretilen transfer kopingleri yer almaktadır, açılı yerleştirilmiş implantlarda kullanım kolaylığı sağlamaları açısından avantajlıdır. Ancak bu tür kopinglerin, implantlar birbirine çok yakın yerleştirildiğinde ağız içindeki konumlarına net olarak yerleşmemesi ya da yeterli retansiyon sağlayamamaları, ölçü başarısızlığına neden olabilmektedir. Bu gibi durumlarda daha stabil ve doğru sonuçlar sağlayan açık kaşık tekniğini önerilmektedir (Tafti vd., 2019).

### **Abutment Seviyesinde Ölçü**

İmplant destekli protetik uygulamalarda ölçü, iki ayrı seviyede gerçekleştirilebilmektedir. Bu tekniklerden biri olan abutment seviyesinde ölçüde, iyileşme başlığının çıkarılmasının ardından implanta uygun seçilen dayanak doğrudan ağız içerisine yerleştirilir, uygun pozisyon ve açıda prepare edilerek hazırlanır. Daha sonra, konvansiyonel sabit protezlerde olduğu gibi, dayanak üzerinden ölçü alınır. Bu yöntem sayesinde ölçü prosedürü daha pratik hale getirilmiştir (Buzayan vd., 2013).

## İmplant Seviyesinde Ölçü

Bu seviyede direkt veya indirekt ölçü yöntemi kullanılabilir. Araştırmacılar, implant seviyesinde alınan bir ölçünün, dayanak seviyesinde alınan ölçüye göre bazı avantajlarını savunmaktadır. Bu avantajlar:

- Geçici restorasyon daha rahat yapılması
- Laboratuvarda doğru abutment'in seçilmesi
- Hastaya özel abutment'lerin hazırlanabilmesidir

Üç üyeli implant destekli sabit köprü ölçüsünde dayanak ve implant seviyesinde iki ölçü yöntemi arasında ölçü doğruluğu açısından anlamlı bir fark bulunmadığı ancak implant sayısının artması durumunda ölçü doğruluğunun olumsuz yönde etkilenebileceği ve buna bağlı olarak açısız ve doğrusal sapmalarda belirgin artışların gözlenebileceği belirtilmektedir (Corrente vd., 1995; Oblak, 2024).

## İmplantolojide Dijital Ölçü Yöntemleri

### İntraoral Tarayıcılar

İntraoral tarama teknolojisinin kökeni, 1970'lere, Dr. Françoise Duret ve çalışma arkadaşlarının indirekt bir restorasyon üretimi için diş dokusunun optik ölçüsünü almak amacıyla geliştirdikleri ağız içi tarama cihazına dayanmaktadır (Duret & Preston, 1991). Ancak, intraoral tarayıcıların diş hekimliği uygulamaları rutinine girmesi için yaklaşık 20 yıl geçmesi gerekmiştir (Blatz vd., 2018). Sonrasında ağız içi tarama uygulama alanları, tek üye diş veya implant destekli restorasyonlardan sabit bölümlü protezlere (Joda & Brägger, 2014; Tsirogiannis vd., 2016); hareketli bölümlü (Arnold vd., 2018) veya tam protezlere (Goodacre vd., 2018) ve maksillofasial protezlere (Soltanzadeh vd., 2019) genişlemiştir. Bununla birlikte, çok sayıda implant ile rehabilite edilen tam ark dişsizliklerde intraoral tarayıcılar ile ölçü alınmasının

güvenirliği konusunda henüz bir konsensüs oluşmamıştır (Wismeijer vd., 2018).

### ***İntraoral Tarayıcıların Genel Özellikleri***

İntraoral tarayıcılar, bir el kamerası, bir bilgisayar ve bir yazılımdan oluşan medikal cihazlardır. İntraoral tarayıcının amacı, bir nesnenin üç boyutlu geometrisini hassas bir şekilde kaydetmektir. Elde edilen görüntü, en yaygın olarak STL (Standart Tessellation Language) dosya formatı olarak kaydedilmektedir. Bu dosya formatı endüstriyel alanda yaygın olarak kullanılmaktadır ve her bir üçgenin üç nokta ve bir normal yüzey ile tanımlandığı, bir dizi üçgenleştirilmiş yüzeyi tarif etmektedir. Dış rengini, ışık geçirgenliğini ve dental dokuların dokusunu kaydedebilmek için PLY (Polygon File Format) gibi farklı dosya formatları da geliştirilmiştir. İntraoral tarayıcı tarafından kullanılan görüntüleme teknolojisinin türünden bağımsız olarak, tüm kameralar, ışıkla aydınlatılan tarama alanını görüntü veya video olarak kaydetmektedirler. Cihazın yazılımı POI'nin (points of interest- ilgi noktaları) tanınmasının ardından, her noktanın ilk iki koordinatı (x ve y) görüntü üzerinde değerlendirilir ve ardından üçüncü koordinat (z), her bir kameranın nesneye olan uzaklık teknolojilerine bağılı olarak hesaplanmaktadır (Richert vd., 2017).

### ***İntraoral Tarayıcıların Çalışma Mekanizmaları***

Nesneye olan uzaklık teknolojisi intraoral tarayıcılar arasında farklılık göstermektedir:

- Optik triangülasyon: Üçgenin bir noktasının konumu (nesne), görüntüdeki iki noktanın konumları ve açıları kullanılarak hesaplanmaktadır (Van der Meer vd., 2012).
- Konfokal mikroskopi: Seçilen derinliklerden net (odaklanmış) ve bulanık (odaklanılmamış) görüntülerin elde edilerek, görüntünün keskinlik alanı algılanmakta; merceklerin odak uzunluğu ile nesnelere arası mesafe hesaplanmaktadır. Bu şekilde farklı odak ve diyafram değerlerinde ve nesnenin çevresinde farklı açılardan alınan ardışık görüntülerle

rekonstrüksiyon yapılmaktadır (Taneva vd., 2015).

- Aktif dalga ön ucu örnekleme: Bir kamera ve eksen dışı diyafram modülünden oluşan sistemdir. Modül, optik eksen etrafında dairesel bir yol üzerinde hareket etmekte ve POI'nin dönmesini sağlamaktadır. Her noktanın oluşturduğu desenden türetilen mesafe ve derinlik bilgileri, modül tarafından hesaplanmaktadır (Logozzo vd., 2014).
- Stereofotogrametri: Bu teknoloji, tüm koordinatları (x, y ve z) sadece görüntülerin algoritmik analizine dayalı olarak tahmin etmektedir (Pradíes vd., 2014).

İntraoral tarayıcılarda kaydedilen görüntünün üç boyutlu olarak rekonstrüksiyonunda aktif ve pasif olmak üzere iki farklı teknik bulunmaktadır. Pasif teknikler, ağız içindeki dokuları aydınlatmak için ortam ışığını kullanmakta ve nesnenin doku yapısına belirli bir oranda bağlı kalmaktadır. Aktif teknikler ise kamera tarafından nesneye yansıtılan beyaz, kırmızı veya mavi yapılandırılmış ışık kullanmaktadır ve rekonstrüksiyon için ağız içi dokuların yüzey yapısına ve rengine daha az bağımlıdır (Logozzo vd., 2014). Yüzey rekonstrüksiyonu, birkaç saniyede birkaç görüntü alabilen bir video, görüntü derlemesi veya dalga analizi ile elde edilebilmektedir (Richert vd., 2017).

Ağız içi tarayıcılar farklı ağ yoğunluğundan oluşan dosyalar oluşturmaktadır. Yüksek bilgi işlem süresine neden olacağından dışın tümü için yüksek ağ yoğunluğu uygun değildir. Bazı dosyalar düz yüzeyler (kesici dişlerin vestibul yüzü) için rutin ağ kullanırken, fazla eğim olan bölgeler (insizal kenar veya gingival sulkus) için yüksek ağ yoğunluğu oluşturmaktadır. Fazla miktarda üçgen, oluşumu tam olarak ortaya çıkarmada yeterli olurken, üçgen sayısının az olması marjinlerde düzleşmeye sebep olabilmektedir. Ağız içi tarama sırasında esas zorluk yanlışlıkla yumuşak doku (dil veya çene) taramasına sebep olabilecek bir hareketi kontrol etmektir (Taneva vd., 2015). Kan, tükürük ve dişeti oluşu sıvısı da kaydedilen görüntünün bozulmasına sebep olabilmektedir. Örneğin, az miktarda su bile ölçünün marjin kısımlarında milimetrik hata oluşumlarına sebep olabilmektedir. Gelişen ağız içi tarayıcı sistemleri klinik durumların ve diş hacminin daha kolay kavranmasını sağlayan renk ve doku tanımlama özelliklerine sahiptir.

Bununla birlikte dosya, grafik kullanıcı arayüzünde oluşturulurken gölgelendiricilerin kullanımı ve düzenleme algoritmaları taramanın kesinliğini sıklıkla yanıltmaktadır (Richert vd., 2017). Ağız içi tarayıcıların hatasız sanal modeller oluşturabilmesi için, belirli bir tarama protokolüne uyularak kullanılması gerekmektedir (Baheti vd., 2015).

İntraoral tarayıcıların, laboratuvar tarayıcılarından farklı olarak, tarama ucu boyutu küçük olduğu için arkin taranması sırasında çok sayıda fotoğraf veya video kaydetmesi gerekmektedir. Bütün görüntüyü elde edebilmek için fotoğraf veya videoların algoritma yardımıyla birleştirilmesi veya üst üste bindirilmesi işlemine birleştirme (stitching) adı verilmektedir. Bu işlem sırasında ağız içindeki dişler ve anatomik yapılar referans olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli protezlerde implantlar arasında kalan uzun dişsiz alanlar referans nokta eksikliğinden birleştirme işlemini zorlaştırmaktadır. Ayrıca, tam ark dişsizliklerde mukozanın hareketi, referans diş dokusu olmaması gibi sınırlamalar intraoral tarayıcıların doğruluğunu etkilemektedir (Gimenez-Gonzalez vd., 2017; Abduo & Elseyoufi, 2018).

İntraoral tarayıcıların doğruluğu çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. Tarama yapılırken bu faktörlerin bilincinde olmak çeşitli hataların öngörülmesine ve taramanın daha güvenilir olmasını sağlamaktadır. Bu faktörler operatör kaynaklı faktörler ve hasta kaynaklı faktörler olarak iki başlık altında incelenebilmektedir.

### ***İntraoral Tarayıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler***

#### **Operator Kaynaklı Faktörler.**

***Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılım.*** Ağız içi tarayıcıların çeşitli çalışma ve görüntüleme teknikleri mevcuttur. Lazer ve video, optik triangülasyon, konfokal mikroskopi, interferometri, stereofotogrametri gibi farklı görüntüleme tekniklerinin ölçünün doğruluğuna etkisi olduğunu belirten çeşitli çalışmalar mevcuttur. Di Fiore vd. (2019), 8 intraoral tarayıcı kullanarak 6 implantın olduğunu mandibular tam dişsiz arktan aldıkları ölçülerin kesinliğini karşılaştırmışlar ve her intraoral tarayıcının doğru bir tam ark ölçüsü alabilmek için yeterli olmadığını ileri sürmüşlerdir (Di Fiore vd., 2019). On

intraoral tarayıcının doğruluğunun incelendiği başka bir çalışmada (Bilmenoglu vd., 2015) da implant destekli tam ark protezlerde doğru tarayıcı seçiminin önemi vurgulanmıştır. Tam ark dişsizliklerde, farklı intraoral tarayıcıların doğruluğu ile klinisyen deneyimi arasındaki ilişki değerlendirildiğinde, klinisyen deneyimi arttıkça ölçünün doğruluğunun da arttığı tespit edilmiştir (Revell vd., 2022). Mangano vd. (2020), aynı üreticiye ait yeni nesil cihazların eski versiyonlarının da dahil edildiği araştırmada; 12 tane intraoral tarayıcıyı kullanarak, 6 implant bulunan tam dişsiz maksilladan dijital ölçü elde etmişlerdir. Test verileri ile laboratuvar tarayıcısından elde edilen referans veriler süperimpoze edilerek sapma değerleri hesaplanmıştır. Araştırmacılar, intraoral tarayıcılar arasında anlamlı derecede doğruluk farkı olduğunu ve en yüksek doğruluğu gösteren tarayıcıların (Itero Elements 5D, Primescan, CS 3700, CS 3600, Trios 3 ve i-500), ortalama sapma değerlerinin 40 µm'den düşük olduğunu; bu tarayıcıların implant destekli tam ark taramalar için önerebileceğini bildirmişlerdir (Mangano vd., 2020).

***Klinisyenin Tecrübesi.*** Ağız içi tarayıcıların kullanımı sırasında tarama süresi ve kaydedilen veri yükünün görüntü netliği ve görüntü bozukluğuna etkisi vardır. Ağız içi tarayıcının kaydettiği veri arttıkça, görüntüleri birleştirmesi de zorlaşmaktadır. Hekim tecrübesi, tarama süresini ve buna bağlı olarak da kaydedilen görüntü sayısını azaltmaktadır. Uzun tarama süresine sahip taramaların, tecrübesiz kullanıcılarla ilişkilendirildiğinde daha az doğru oldukları bildirilmiştir (Revell vd., 2022). Ancak literatürde, hekim tecrübesinin ölçünün doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Ciocca vd., 2018).

***STL Formatı.*** Taranan verilerin kaydedildiği format, işlendiği ve farklı yazılım sistemleri arasında nasıl aktarıldığı, kullanılan dosya formatına bağlıdır. Dijital ölçülerin farklı programlar arasında paylaşılması sırasında dosya formatı uyumu büyük önem taşımaktadır. Uyum sorunları veri kaybına, dönüştürme hatalarına ya da ölçüm doğruluğunun bozulmasına neden olabilmektedir. Her dosya formatı farklı seviyelerde hassasiyet ve çözünürlük sunmakta; bu da özellikle implant yüzeyi gibi ince detayların ne kadar net yakalanacağını etkilemektedir. Daha yüksek çözünürlük, daha doğru dijital

ölçüler anlamına gelir. Ancak bazı formatlar dosya boyutunu küçültmek için sıkıştırma teknikleri kullanır ve bu da veride kalite kaybına yol açabilir. Bu nedenle, kullanılan tarayıcıyla ve restorasyon tasarımında kullanılacak yazılımla uyumlu, yüksek doğruluk ve çözünürlük sağlayan bir dosya formatı seçmek büyük önem taşımaktadır (Joda vd., 2017).

**Tarama Başlığı Boyutu.** Piyasada tarama başlığı boyutları farklılık gösteren birçok ağız içi tarayıcı bulunmaktadır. Mevcut literatür, daha büyük tarama başlıklarının kullanılması durumunda, taramanın daha yüksek doğruluk ve hassasiyetle gerçekleştiğini ve daha az sayıda görüntüyle tamamlandığını ortaya koymaktadır (An vd., 2024). Ancak, tarama başlığı boyutunun farklı ağız içi tarayıcılarda doğruluk ve hassasiyet üzerindeki etkisini daha net değerlendirebilmek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

**Tarama Mesafesi.** Tarama mesafesi, ağız içi tarayıcının ucu ile taranan yüzey arasındaki uzaklığı ifade etmektedir. Yapılan araştırmalar, bu mesafe değiştikçe tarama doğruluğunun da etkilendiğini göstermektedir (Miyoshi vd., 2020; Button vd., 2024). Her tarayıcı için ideal tarama mesafesi, üretici firma tarafından belirlenir ve bu önerilen mesafeye uyulması, tarayıcının en yüksek doğrulukla çalışmasının sağlandığını desteklemektedir. Miyoshi ve arkadaşlarının yaptığı bir in vitro çalışmada, dişsiz üst çeneye yerleştirilen altı implant, dört farklı ağız içi tarayıcı (True Definition, CEREC Omnicam, Trios Scanner 2 ve CS 3600) ile beşer kez taranmıştır. Çalışmanın sonucunda, tarama mesafesi arttıkça taramaların hassasiyetinin azaldığı gözlemlenmiştir (Miyoshi vd., 2020).

**Taranan Alanın Uzunluğu ve Tarama Stratejisi.** Ağız içi tarama sırasında, tarama alanının tam ark yerine yarım ark olması, ölçüm doğruluğunu doğrudan etkilemektedir (Flügge vd., 2016; Gomez-Polo vd., 2022). Tam ark implant destekli restorasyonlarda, taranan alanın uzunluğu ve karşıt çenenin dönüşüyle birlikte kaydedilen dijital veri miktarı artmaktadır. Ağız içi tarayıcı ile kaydedilen görüntü sayısındaki artış, birleştirme sırasında karışıklığa ve görüntü bozukluğuna yol açmaktadır. Üretici firma bu birleştirme hatalarından kaçınmak için sınırlı sayıda görüntü kaydedilmesini

önermektedir. Tam ark ağız içi taramalarında, bu önerilen görüntü sayısı aşıldığında, tarama doğruluğunun etkilendiği ve tarayıcının görüntüleri birleştiremediği belirtilmiştir (Ciocca vd., 2018; Yılmaz vd., 2021; Dönmez vd., 2023).

"Tarama protokolü" terimi, dijital ölçünün kaydedilmesi sırasında izlenen prosedürleri ifade etmektedir. Tarama sırasında, kullanılan tarama gövdelerinin hangi sırayla tarandığı gibi unsurlar oldukça önemlidir (Mizumoto vd., 2020; Marques vd., 2021; Gomez-Polo vd., 2022). Tarama protokolünün, dijital ölçünün doğruluğunu etkileyen birçok yönü vardır. Net ve sıralı bir tarama protokolü, tarama sırasında hata risklerini azaltır ve elde edilen verilerin tekrar edilebilirliğini yani hatasızlığını sağlar. Ağız içi tarama sistemlerinde kullanılan görüntüleme yöntemleri ve yazılımlarının birbirinden farklı olması nedeniyle, her firma kendi sistemine özel bir tarama protokolü önermektedir. Önceki araştırmalar, tarama protokolünün değiştirilmesinin, ağız içi taramaların doğruluğunu etkileyebileceğini göstermektedir. Buna ek olarak, önerilen tarama protokollerindeki farklılıklara rağmen, taramanın başlandığı bölgedeki doğruluğun, taramanın sonlandırıldığı bölgeden önemli ölçüde daha yüksek olduğu vurgulanmaktadır (Gimenez vd., 2014, Mandelli vd., 2018; Mizumoto vd., 2020).

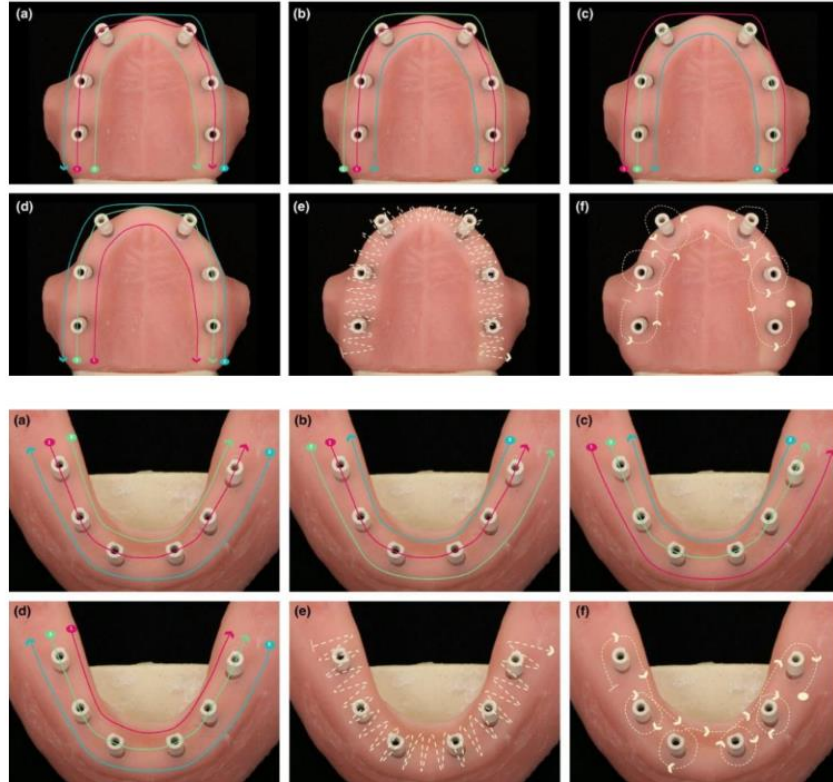
Kapsamlı bir sistematik derlemede (Zhang vd., 2021a), yaygın olarak kullanılan 4 farklı tarama stratejisi rapor edilmiştir:

- Arkın bir ucundan başlayıp kontralateral tarafa doğru oklüzal, palatinal/lingual (O-P-B) ve bukkal yüzeylerin taranması veya sırasıyla lingual, bukkal ve oklüzal yüzeylerin taranması (L-B-O)
- Her bir tarama gövdesinin etrafında bir uçtan diğerine sürekli dairesel tarama (dairesel tarama tekniği)
- Posteriodan başlayıp anterior bölgeye tarama, işlemi diğer yarım ark ile tekrarlama ve iki yarımı birleştirme (merging halves) tekniği
- Vestibüler bölgeden palatinal/linguale arkaya doğru bir yay hareketiyle tarama ve yavaşça ileri doğru hareket etme (zikzak tarama tekniği)

Araştırmalar, tam dişsizlikte tarama stratejisinin ölçünün kesinliğini etkilediğini ve bu etkinin intraoral tarayıcı tipine göre değişebileceğini belirtmişlerdir (Ender & Mehl, 2013; Müller vd., 2016; Li vd., 2022). Bununla birlikte, tam ark ağız içi implant dijital taramaları için en uygun tarama modeli henüz netlik kazanmamıştır (Li vd., 2022). İki yarım arkın ayrı taranarak birleştirilmesinin daha yüksek doğruluk gösterdiğini rapor eden (Mandelli vd., 2018) veya birleştirme işlemi ile tam arkın tek seferde taranması yöntemi arasında fark olmadığını bulgulayan (Mizumoto vd., 2019) araştırmalar mevcuttur. Farklı tarama stratejilerinin, çok sayıda implant bulunan maksiller ve mandibular modellerden alınan dijital ölçülerin kesinliğine ve tarama süresine etkisini inceleyen güncel bir araştırmada (Gomez-Polo vd., 2023), 6 farklı tarama stratejisi test edilmiştir. Ölçülerin kesinliğinin ve tarama süresinin, tarama stratejisinden ve ark tipinden etkilendiğini bildiren araştırmacılar, mandibulada daha yüksek doğruluk ve hassasiyete sahip dijital ölçülerin daha kısa tarama süresi ile elde edildiğini tespit etmişlerdir. Karşılaştırılan tarama stratejilerinden çevresel, oklüzal-bukkal-lingual, bukkal-lingual-oklüzal ve lingual-bukkal-oklüzal tekniklerinin en yüksek kesinliği gösterdiği; zikzak tekniğinin ise en düşük kesinliğe yol açtığı bulgulanmıştır. Çevresel tarama tekniği en kısa tarama süresini sağlanmıştır (Gomez-Polo vd., 2023) (şekil 3). Ancak bu araştırmada sadece bir intraoral tarayıcı tipinin kullanıldığı dikkate alınmalı ve tarama stratejileri için üretici firmanın önerileri göz önünde bulundurulmalıdır.

Şekil 3.

*Maksilla ve mandibuladaki tarama stratejileri. a) oklüzal-bukkal-lingual, b) oklüzal-lingual-bukkal, c) bukkal-lingual-oklüzal, d) lingual-oklüzal-bukkal, e) zikzak, f) çevresel (Gomez-Polo vd., 2023).*



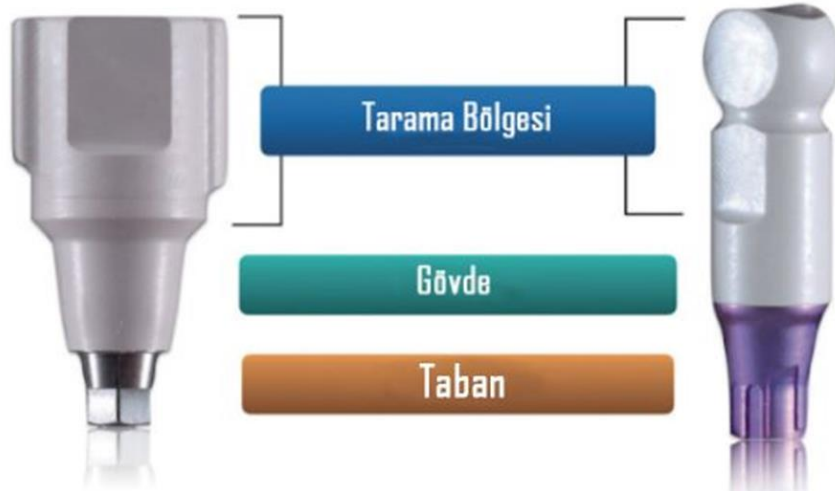
**Tarama Gövde Yapısı.** Dijital ölçü yöntemleriyle implantın doğru pozisyonunu yakalamak için tarama gövdesi adı verilen ve implantlara bağlanan parçalara ihtiyaç duyulmaktadır. Tam dişsizlik vakalarının anatomik referans nokta eksikliklerinden dolayı ağız içi tarayıcılar tarafından okunması ve matematiksel olarak yorumlanması zor olduğundan, ağız içi tarama gövdesinin tasarımı oldukça önem taşımaktadır (Marques vd., 2021).

Dijital olarak taranabilen ilk implant parçası, 2004 yılında geliştirilen ve üzerinde kod bulunan iyileşme başlığıdır (The Bellatek Encode; Biomet 3i). Bu başlık üzerindeki kod ile implantın üç boyutlu konumu, komşu diş, karşıt ark ve çevre yumuşak dokularla ilişkisi elde edilebilmektedir (Wilk, 2015).

Ancak, konvansiyonel ölçü teknikleri ile kıyaslandığında bu tarama parçası ile elde edilen ölçülerin doğruluğu tartışmalıdır (Eliasson & Ortorp, 2012). İntraoral tarayıcılar ile taranabilen ilk tarama gövdesi ise 2008 yılında geliştirilmiştir. İlk geliştirilen tarama gövdesi bir implant firması (Straumann Group) ile uyumluydu ve sadece bir intraoral tarayıcı (Itero Align Technologies, San Jose) tarafından taranabilmekteydi. Ancak tarayıcı teknolojisi geliştikçe ve popülerlik kazandıkça, tarama gövdelerinin tasarımı ve kullanımı da artmıştır. Günümüzde, neredeyse tüm büyük implant üreticileri taranabilir ölçü parçaları sunmaktadır. Bir ağız içi tarama gövdesi genellikle 3 ayrı bileşenden oluşmaktadır: üst kısım tarama bölgesi olarak; orta kısım, gövde olarak; implantın içerisine yerleşen apikal kısım taban olarak adlandırılmaktadır (Şekil 4) (Mizumoto & Yılmaz, 2018).

Şekil 4.

*Tarama gövdesinin kısımları (Mizumoto & Yılmaz, 2018)*



Dental markette bulunan tarama gövdesi tasarımları, malzeme, şekil, boyut, yüzey, bağlantı, yeniden kullanılabilirlik, yazılım / tarayıcı uyumluluğu açısından sınıflandırılmıştır (Stimmelmayr vd., 2012) (Tablo 1). Tarama bölgesinde bir veya daha fazla tarama alanı bulunabilmektedir, bu da dijital taramanın hassasiyetini artırmaktadır. Tarama alanı genellikle gövde ile aynı materyalden yapılır, ancak çoğunlukla farklı bir şekle sahiptir. Tarama alanında tabana kadar uzanan gövde, polietereeterketon (PEEK), titanyum

alaşımı, alüminyum alaşımı ve çeşitli rezinler de dahil olmak üzere farklı materyallerden oluşabilmektedir. Bu materyallerin işlenebilirliği ve üretim toleransları, tarama gövdelerinin doğruluğunda önemli bir etkiye sahip olmaktadır. Tarama gövdesinin tabanı, implant ile temasta olan yüzeydir ve gövdeden farklı bir materyalden de üretilebilmektedir (Mizumoto & Yılmaz, 2018). Taban ile implant arasında çok derin veya uyumsuz bir bağlantı olması; tekrarlanan kullanıma ve sterilizasyon işlemine bağlı olarak taban kısmının aşınması, zaman içinde konumlandırılmada değişikliklere neden olabilmekte; tarama gövdesi implanta vida ile sabitlendiğinde hata oluşabilmekte ve ölçünün doğruluğu etkilenebilmektedir (Moreira vd., 2015).

Daha sonra taramanın gerçekleşmesiyle, taranan bölgenin üç boyutlu modeli ekranda görüntülenebilmektedir. Taramada, taranabilir kopingin gerekli tüm yüzeyleri görüntülenerek, abutment ve kron üretimi için gerekli olan verilerin değerlendirilmesi sağlanmaktadır. Bu bölgeler, ölçü kopinglerini, komşu dişlerin tümünün temas alanlarını, dişeti dokusunu, karşıt arkı ve kapanış kaydını içermektedir (Stimmelmayr vd., 2016).

Tablo 1.

*Ticari olarak mevcut olan ağız içi tarama gövdesi markaları, tarama gövdesi yazılım/tarayıcı uyumu, materyal, şekil, boyut bilgileri (Mizumoto & Yılmaz, 2018).*



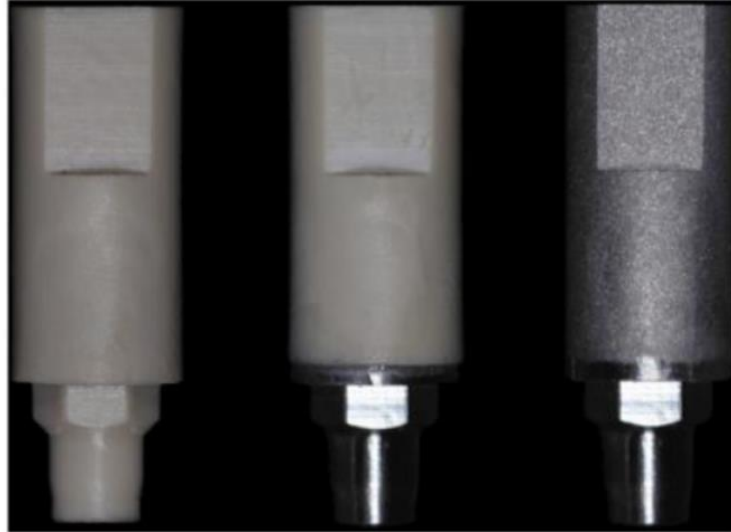
Üretici Firma	Dentsply	DESS	Core-3D	Elos	NT-Trading	Medentica	Biohorizons	Zimmer
İmplant Sistemi	Çoğunlukla uyumlu	Çoğunlukla uyumlu	Çoğunlukla uyumlu	Çoğunlukla uyumlu	Çoğunlukla uyumlu	Çoğunlukla uyumlu	Biohorizons	Zimmer
Tarayıcı	Hepsi	Hepsi	Hepsi	Hepsi	Hepsi	Hepsi	Trios	Hepsi
CAD Yazılımı	Spesifik	Tümüne uyumlu	Tümüne uyumlu	Tümüne uyumlu	Tümüne uyumlu	Tümüne uyumlu	3Shape	3Shape - Özel
Gövde Materyali	Peek	Peek	Peek	Peek	Peek	Titanyum	Peek	Peek
Ara Bağlayıcı Materyali	Metal	Peek	Peek	Titanyum	Metal	Titanyum	Peek	Peek
Şekil-Geometri	Top başlı düz silindir	Üçgen sınırlı silindir	Konik düz silindir	Düz açılı silindir	Dikdörtgen Şeklinde	Düz silindir	Konik	Düz silindir
Önerilen Tork Miktarı	Manuel tork	Manuel tork	Manuel tork	Maks. 5 NCM	Maks. 10 NCM	Manuel tork	Manuel tork	Manuel tork
Yeniden Kullanılabilirlik	Yeniden kullanılabilir	Tek Kullanımlık	Sabit bölümlü protezler için 10 kez, Tek üyeler için 20 kez	100 kez, maksimum 2 yıl	Tek Kullanımlık	Yeniden kullanılabilir	Tek Kullanımlık	Tek Kullanımlık

**Tarama Gövdesi Tasarımı.** Tarama gövdesi tasarımı, dijital implant taramalarının doğruluğunu direkt olarak etkileyen önemli bir faktördür. Tarama gövdesinin materyali, geometrik yapısı, yüksekliği, implantın konumu, bağlantı tipi ve dental ark içindeki açısı gibi etkenlerin intraoral tarayıcının doğruluğunu etkileyen faktörler olduğu bildirilmiştir (Lerner vd., 2021; Lawand vd., 2024). Günümüzde piyasada farklı tarama gövdesi tasarımları bulunmaktadır. Tarama gövdeleri, üretildikleri materyale ve implantla olan bağlantı tipine göre sınıflandırılabilir (Şekil 5). Bazı üretici firmalar, aynı tasarıma sahip tarama gövdelerini farklı yükseklik seçenekleriyle sunmaktadır, bu da çeşitli implant derinliği bulunan vakalarda klinik kullanım için avantaj sağlar.

Tarama gövdeleri genellikle PEEK (polyetheretherketone), titanyum alaşımı veya çeşitli reçinelerden üretilmektedir. PEEK materyali, mat yüzeyi sayesinde yansıma gibi taramanın doğruluğunu etkileyecek optik özellikler göstermemesi nedeniyle tarama gövdelerinin üretiminde yaygın olarak tercih edilmektedir (Arcuri vd., 2022). PEEK tarama gövdelerinin metalik tarama gövdelerine kıyasla daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Shi vd., 2022; Diker vd., 2023). Ayrıca, sterilizasyon sürecinin, tarama gövdesinin yerleştirilmesinin doğruluğu üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceği belirtilmiştir (Kim vd., 2020).

Şekil 5.

*İmplant tarama gövdesi materyalleri (PEEK, PEEK-titanyum, titanyum)  
(Arcuri vd., 2020).*



Literatürdeki sınırlı veriler doğrultusunda, PEEK tarama gövdesinde torklamaya ya da sterilizasyona bağlı oluşabilecek deformasyonları minimuma indirmek amacıyla metalik tarama gövdesi kullanımının tercih edilmesi önerilmektedir (Shi vd., 2022; Diker vd., 2023). Literatürdeki bulgular, PEEK tarama gövdelerinin yalnızca tek kullanımlık olması gerektiği yönündeki görüşleri desteklemektedir (Kim vd., 2020). Bu gövdelerin tekrar kullanımı, tarama gövdelerinde deformasyonlara yol açarak ağız içi taramaların doğruluğunu olumsuz etkileyebilmektedir (Arcuri vd., 2022). Literatürde, konuya ilişkin çeşitli yaklaşımlar ve birbirinden farklı sonuçlar nedeniyle fikir ayrılıkları söz konusudur (Althubaitiy vd., 2022; Alvarez vd., 2022; Gomez-Polo vd., 2022; Lawand vd., 2024). Bu nedenle, piyasada her ağız içi tarayıcıya uyumlu ve doğru sonucu sağlayacak tarama gövdesi tasarımının mevcut olmadığı ifade edilmektedir (Shi vd., 2022). Fluegge vd. (2017), çok kısa ve dar çaptaki tarama gövdelerinin tarama hassasiyetini azalttığını öne sürmüşlerdir. Mizumoto vd. (2020), daha kısa yükseklikte, basit bir geometriye sahip olan ve daha az çıkıntılı alanları bulunan tarama gövdelerinin daha yüksek doğruluk gösterdiğini ve tarama süresini kısalttığını bildirmişlerdir. Pan vd. (2021), farklı tasarımlara sahip tarama gövdelerini karşılaştırdıkları çalışmanın bulgularına dayanarak; tarama gövdesinin

yuvarlak kenarlara, yüksek kurvatüre, asimetrik bir şekle ve pürüzsüz bir yüzeye sahip olması gerektiğini önermişlerdir.

Tarama gövdesi, üretici firma tarafından oluşturulan dijital kütüphanede tanımlı belirli bir geometrik şekle sahiptir. Tarayıcının, tarama sırasında elde edilen görüntüyü bu dijital modelle eşleştirebilmesi için yüksek hassasiyete sahip olması gerekmektedir. Tarama gövdesinin sistemde önceden tanımlı olan geometrisinin doğru ve kolay şekilde tanınabilmesi, dijital ölçüm tekniğinin başarısını doğrudan etkilemektedir (Lerner vd., 2021).

**Tarama Çözünürlüğü ve Ağ (Mesh) Kalitesi.** Dijital ölçülerde kullanılan ağız içi tarayıcıların çözünürlüğü, elde edilen verinin doğruluğunu doğrudan etkileyebilmektedir. Yüksek çözünürlüğe sahip tarayıcılar, daha ayrıntılı verii ve daha hassas dijital ölçüler elde etmeye olanak tanır. Özellikle karmaşık tarama gövdesi geometrisi veya karmaşık yüzey detaylarının taranmasında, düşük çözünürlük taramanın doğruluğunu olumsuz etkileyebilmektedir. Buna ek olarak, ağ (mesh) kalitesi, taranan veriden oluşturulan dijital ağ yapısının çözünürlüğünü ve hassasiyetini ifade etmektedir. Ağız içi tarayıcı yazılımları, farklı ağ yoğunluklarında veri dosyaları üretebilmektedir, ancak tüm dişin yüksek ağ yoğunluğuyla modellenmesi anlamlı değildir, çünkü bu işlem uzun çalışma süreleri gerektirecektir. Girinti-çıkıntı içeren morfolojik yüzey yapıları yüksek ağ yoğunluğu (yani yüksek doğruluk) ile modellenirken, düz yüzeyler düşük ağ yoğunluğu (yani düşük doğruluk) ile modellenmektedir. Özellikle giriş profili gibi karmaşık anatomik yapılar için yüksek doğrulukta modelleme yapılabilmesi, çok sayıda küçük üçgenin kullanılmasını gerektirmektedir ancak az sayıda büyük üçgenle modellenmesi yapılarda detay kaybına neden olabilecektir (Ender vd., 2016). Ancak, grafik kullanıcı arayüzünde dosyaların görselleştirilmesi sırasında kullanılan gölgelendiriciler ve yüzey yumuşatma algoritmaları, taramanın doğruluğu hakkında yanıltıcı bir izlenim yaratabilmektedir. Ağ (mesh) kalitesini etkileyen üçgen yoğunluğu, yüzey düzgünlüğü ve detay doğruluğu gibi faktörler, dijital ölçümün doğruluğunu belirleyen önemli unsurlardır. Düşük çözünürlüklü yüzeyler veya ince detayların düzgün bir şekilde yakalanamaması gibi yetersiz ağ kalitesi, sanal

modelin ve ona dayalı yapılan restorasyonların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Aubretton vd., 2013).

**Aydınlatma Koşulları.** Ağız içi taramalarda, tarama yapılan alandaki ışık miktarı (lüks), çevresel aydınlatma koşulları olarak tanımlanmaktadır. Literatürdeki in vitro ve klinik araştırmalar, tamamen dişli hastaların taranmasında ideal aydınlatma koşullarının, kullanılan ağız içi tarayıcıya bağlı olarak değişiklik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Genellikle kullanılan ağız içi tarayıcılar 1000 lüks seviyesinde, yani oda aydınlatması koşullarında daha verimli çalışmaktadır. Ancak, tüm ağız içi tarayıcıları için doğruluğu en üst düzeye çıkaracak tek bir ideal aydınlatma koşulu bulunmamaktadır (Köseoğlu vd., 2021; Revilla-Leon vd., 2021). Klinikte tarama sırasında bu aydınlatma koşulunu sağlamak için, reflektör kapatılırken, odanın tavan ışığı açık tutulmaktadır. Her mekanın aydınlatma yoğunluğu farklılık gösterebileceğinden, çevresel aydınlatma koşullarını standartlaştırmak amacıyla bir lüksmetre kullanılması önerilmektedir. Ochoa-Lopez vd. (2022), 7 farklı intraoral tarayıcıyı (Trios 3, Primescan, Element 5D, i700, i500, CS3700 ve CS3600), 5 farklı aydınlatma koşulu (100, 500, 1000, 5000 ve 10000 lux) altında kullanarak elde ettikleri tam ark dijital implant ölçülerinin doğruluğunu ve tarama süresini incelemişlerdir. Ortamın ışığının intraoral tarayıcıların kesinliğini etkilediği; ancak, etkinin her intraoral tarayıcı için farklı olduğunu rapor eden araştırmacılar, tarama doğruluğunu en üst düzeye çıkarmak için aydınlatma koşullarının optimize edilmesi gerektiğini önermişlerdir. Diğer ortam ışığı aydınlatma koşullarıyla karşılaştırıldığında 1000 lux ortam aydınlatması, test edilen farklı intraoral tarayıcılar arasında en iyi doğruluk değerlerini göstermiştir. Bununla birlikte, araştırmada farklı ortam ışığı altında elde edilen tüm dijital ölçülerin, tam ark implant dijital taramaları için kabul edilebilir olarak görülen 100 µm sınırının altında doğruluk değerlerine sahip olduğu rapor edilmiştir (Ochoa-Lopez vd., 2022).

**Oda Isısının Etkisi.** İntraoral taramaları etkileyen ortam sıcaklığı, tarama doğruluğu ve cihaz performansı üzerinde doğrudan etkili olabilmektedir. Özellikle dijital tarayıcıların optik yapıları sıcaklık değişimlerine karşı hassas yapıdadır ve ortam sıcaklığındaki dalgalanmalar,

cihazın kalibrasyonu ile görüntü yakalama yetisini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Yüksek sıcaklıklar cihazın aşırı ısınmasına neden olarak sensör sapmalarına ve veri bütünlüğünde bozulmalara yol açabilmekte; düşük sıcaklıklarda ise tarayıcının çalışma hızı ve görüntü netliği azalabilmektedir. Bu nedenle taramanın gerçekleştirildiği ortamın sıcaklığı, üretici firma tarafından önerilen ideal aralıkta (genellikle 20–25 °C) tutulmalıdır. Bu uygulama, ölçüm doğruluğunun korunması açısından kritik bir öneme sahip olabilmektedir. Revilla-Leon ve diğerlerinin yaptığı güncel bir çalışmada, 24° kontrol grubu sıcaklığı olarak sabit tutulmuş, çalışma grupları için de sırasıyla 29°, 19°, 15° ortam sıcaklığı belirlenmiş ve dijital taramalar yapılmıştır. Ortam sıcaklığındaki artış, düşüşe göre doğruluğu olumsuz yönde daha fazla etkilemiştir (Revilla-Leon vd., 2023).

***Splintleme Tekniği ve Yardımcı Apareyler.*** İntraoral tarayıcıların, ardışık görüntüleri algoritma ile doğru bir şekilde

birleştirebilmesi için detaylı ve stabil anatomik referans noktalarına ihtiyacı bulunmaktadır. Dişsiz alanın uzunluğu ve şekli, keratinize mukozanın miktarı ve tarama gövdeleri arasındaki mesafe birleştirme (stitching) performansını etkilemekte; intraoral tarayıcının doğruluğunu azaltarak klinik uygulamaları sınırlamaktadır (Rutkunas vd., 2017; Iturrate vd., 2019; Pozzi vd., 2022).

Tarama gövdelerini bağlama (splintleme), dişsiz boşluğu elimine ederek ağız içi taramalarda doğruluğu artırmak ve tarama sürecini kolaylaştırmak amacıyla, birbirine yakın konumlandırılmış tarama gövdelerinin rijit bir materyal ile birbirine bağlanması işlemidir (Mizumoto vd., 2019; Çakmak vd., 2022; Pozzi vd., 2022; Paratelli vd., 2023). Bu yöntem, dijital implant taramalarında oluşabilecek konumsal sapmaların en aza indirilmesi amacıyla geliştirilmiştir.

Literatürde farklı splintleme tekniklerinin doğruluk üzerindeki etkilerini inceleyen çeşitli çalışmalar mevcuttur. Günümüzde ağız içi tarayıcı teknolojisinin sürekli gelişim göstermesi nedeniyle en etkili implant tarama gövdesi splintleme tekniğini belirlemek güçtür. Bu nedenle, kullanılacak splintleme yönteminin, tercih edilen ağız içi tarayıcı sistemine göre seçilmesi önerilmektedir. İmplantlar arası mesafenin fazla olduğu özellikle tam dişsiz

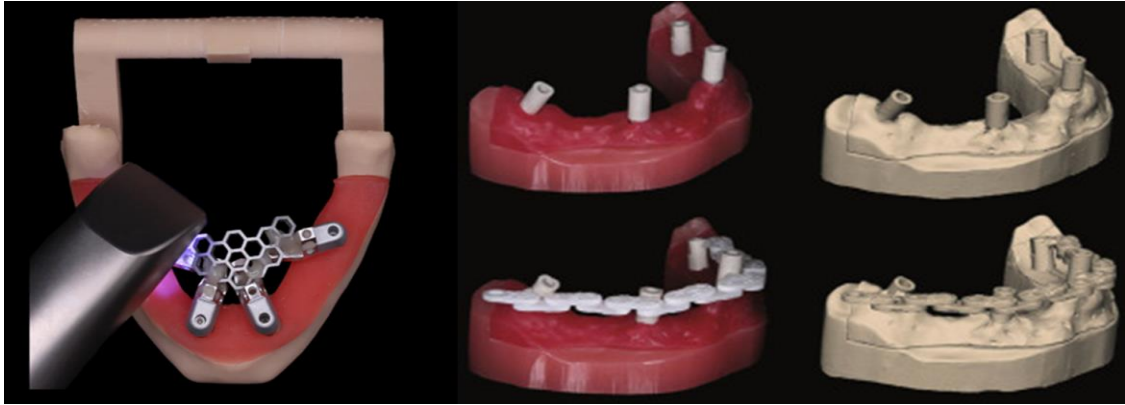
hastalarda, dişsiz alana basınç gösteren patlar veya yapay yer işaretlerinin uygulanması; tarama gövdelerinin arasına yardımcı geometrik parçaların konumlandırılması, lateral uzantıya sahip tarama gövdelerinin kullanılması veya tarama gövdelerinin splintlenmesi incelenmiştir (Iturrate vd., 2019; Huang vd., 2020; Imburgia vd., 2020; Mizumoto vd., 2020; Pozzi vd., 2022). Değerlendirilen yöntemler arasında, intraoral tarayıcının hem doğruluk hem de hassasiyetinin tarama gövdelerinin splintlenmesi yöntemiyle artırılabilirliği tespit edilmiştir (Imburgia vd., 2020; Pozzi vd., 2022). Parsiyel ve tam dişsiz hastalarda implant destekli zirkonya restorasyonların üretimi için, tarama gövdelerini termoplastik rezin ve akıcı kompozit ile splintleyerek dijital ölçü alan bir klinik çalışmada (Imburgia vd., 2020), 2 yıllık takip sonunda %93.3 protetik başarı oranı rapor edilmiştir. Güncel bir araştırmada (Pozzi vd., 2022) tarama gövdelerinin splintlenmesi için üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş, modüler bir zincir sistemi (Şekil 6) kullanarak, düşük maliyet ve kolay bir uygulama ile ölçünün kesinliğinin arttığını bildirmişlerdir.

Literatürde mukozaya yapay referans noktaları oluşturulması (Kim vd., 2017), tarama gövdelerinin splintlenmesi (Iturrate vd., 2019; Pozzi vd., 2022), uzantılı tarama gövdelerinin kullanımı (Huang vd., 2020) ve prefabrike geometrik apareylerin kullanımı (Pan vd., 2021; Kernen vd., 2022; Wu vd., 2023; Canullo vd., 2024; Eddin & Önöral, 2024) yer almaktadır. Tarama gövdelerinin splintlenmesi (Imburgia vd., 2020; Pozzi vd., 2022) ve prefabrike geometrik apareylerin kullanımı (Pan vd., 2021; Wu vd., 2023; Eddin & Önöral 2024), dijital taramaların doğruluğunu artırmada etkili yöntemler olarak bildirilmiştir. Ancak bu stratejiler birtakım faydalar sağlasa da, güncel sistematik derlemeler aparey kullanımının limitasyonlarını sürdürdüğünü ortaya koymaktadır. Paratelli vd., (2023) tarafından yapılan bir sistematik derlemede, incelenen yöntemlerin genellikle birden fazla ağız içi tarama, ek üretim adımları veya ön ölçü almayı gerektirdiği; bunun da süreci karmaşıktığı ancak doğrulukta belirgin bir iyileşme sağlamadığı belirtilmiştir. Ayrıca bu yöntemlerin tasarım ve uygulama biçimlerindeki heterojenlik, klinik uygulanabilirliklerini sınırlamaktadır. Bu gözlemler, tarama doğruluğunu korurken uygulama karmaşıklığını azaltabilecek alternatif

aparey tasarımlarına duyulan gereksinimi desteklemektedir (Paratelli vd., 2023).

Şekil 6.

*Modüler zincir parçaları, model üzerinde uygulanması (Pozzi vd., 2022).*



### **Hasta Kaynaklı Faktörler.**

***İmplantın Yerleştirilme Derinliği.*** İmplant seviyesi, kemik seviyesi veya doku seviyesi olarak bulunabilmekte ve bu durum ölçülerin doğruluğunu etkileyebilmektedir. Hassas ölçüler elde etmek için abutmentin çıkış profili ve marjin yerleşimi dikkatlice incelenmelidir. Subgingival marjinler veya uygun olmayan çıkış profilleri nedeniyle implant bileşenlerinin tam olarak kaydedilmemesi, dijital ölçümlerde hatalara yol açabilmektedir. Klinik implant tarama gövdesinin yüksekliği, implantın yerleştirilme derinliği ile ilişkilidir (Laohverapanich vd., 2021; Sequeria vd., 2023; Gomez-Polo vd., 2024). Gingiva yüksekliği fazla olan durumlarda, tarayıcının hassasiyeti, tarama parçasının görünürlüğünün azalması nedeniyle düşmektedir. Bu tür durumlarda, ağız içi tarayıcı ile görüntü kalitesini artırmak için uzun tarama parçalarının kullanılması önerilmektedir (Laohverapanich vd., 2021).

***İmplant Açısı.*** Anatomik sınırlamalar veya estetik nedenlerden dolayı, implantların her zaman birbirlerine paralel bir şekilde yerleştirilmesi mümkün olmamaktadır. Konvansiyonel ölçülerde, ölçülerin doğruluğunu etkileyen implantlar arasındaki açısal farklılıkların, dijital ölçüler üzerindeki etkisi konusunda literatürde bir fikirbirliği bulunmamaktadır. Paralel olmayan

implantlar varlığında ölçü doğruluğunu inceleyen araştırmalarda, 10°-15° (Papaspriidakos vd., 2017; Ribeiro vd., 2018; Lee vd., 2021), 30° (Gimenez vd., 2014; 2015a; 2015b; 2015c; Gomez-Polo vd., 2022) ve 40°-45° (Alikhasi vd., 2018; Gintaute vd., 2018; Moslemion vd., 2020) açı farklılıklarına yer verilmiştir. Bu araştırmaların çoğu (Gimenez vd., 2014; 2015a; 2015b; 2015c; Papaspriidakos vd., 2017; Alikhasi vd., 2018) paralel olmayan implantların dijital ölçülerin kesinliği üzerinde etkisi olmadığını öne sürerken, açısal farklılığın ölçünün doğruluğunu azalttığını rapor eden araştırmalar (Gintaute vd., 2018; Ribeiro vd., 2018; Gomez-Polo vd., 2022) da bulunmaktadır. Bununla birlikte, açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında ölçünün doğruluğunun arttığını rapor eden güncel bir araştırma (Lee vd., 2021), posterior implantın mesiale eğimli yerleştirilmesi durumunda iki implant arasındaki mesafenin eğime bağlı olarak kısalması sonucu doğruluğun artmış olabileceğini ileri sürmüştür. Zhang vd. (2021), tam ark dijital taramaların doğruluğunu etkileyen faktörleri inceledikleri sistematik derlemede, implant açısının dijital ölçülerin kesinliğine etkisi olmadığını, kesinliği etkileyen faktörlerin implantlar arası mesafe, tarama gövdesi tipi, tarayıcı tipi ve klinisyenin tecrübesi olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, çok sayıda implantın olduğu tam dişsizliklerde intraoral taramayı etkileyen faktörleri bir sistematik derlemede değerlendiren Pereira vd., (2021), implantlar arasında 15°'den daha az açı farkı olmasının doğruluğu arttıracığını belirtmiştir.

Araştırmalar, implantın derinliği ve açısının ağız içi tarayıcıların (IOS) doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğini göstermiştir (Revilla-Leon vd., 2023; Gomez-Polo vd., 2024; Sicilia vd., 2024; Taghva vd., 2024). Bazı çalışmalar, implant açısının dijital tarama doğruluğunu konvansiyonel ölçümlere kıyasla azalttığını veya ağız içi tarayıcı taramalarının doğruluğunu düşürdüğünü bildirmiştir (Laohverapanich vd., 2021; Gomez-Polo vd., 2024). Öte yandan, Papaspriidakos vd., tarafından yapılan bir çalışma, implant açısının 15°'den az olduğu vakalarda konvansiyonel teknik ile ölçü doğruluğu arasında fark olmadığını rapor etmiştir (Papaspriidakos vd., 2023). Açının artmasıyla birlikte hem konvansiyonel hem de dijital ölçüm tekniklerinde ölçü almanın zorlaştığı bilinmektedir. Ancak, başka bir çalışma implant açısının

intraoral tarayıcı doğruluğunu etkilemediğini göstermiştir (Gimenez vd., 2014).

***İmplantlar Arası Mesafe ve Komşu Dişler ile Tarama Gövdesi Arasındaki Dişsiz Boşluk.*** İmplantlar arasındaki mesafenin, tarama gövdesini ve komşu dişler arasındaki dişsiz boşluğun, intraoral dijital taramalarının doğruluğu üzerindeki etkisinin incelendiği araştırmalar sınırlıdır (Gomez-Polo vd., 2022; Gomez-Polo vd., 2024). Yapılan çalışmalarda, implantlar arasındaki mesafe arttıkça, benzer düzlüğe sahip diş eti ve kret bölgelerinin tarayıcı için birleştirme işlemini zorlaştırdığı ve bu durumun görüntüde bozulmalara yol açtığı belirtilmiştir (Gomez-Polo vd., 2022). Bu dezavantajı azaltmak amacıyla implantlar arasına referans noktalarının yerleştirilmesi veya tarama gövdelerinin birbirine bağlanması yani splintleme tekniği önerilmektedir (Arcuri vd., 2022; Lawand vd., 2024). Eksik dişlerin bulunduğu kısmi diş arkları ya da doğal dişlerle implantların bir arada olduğu durumlarda, dijital ölçümün doğruluğu üzerinde çeşitli faktörler etkili olmaktadır. Doğru ve hassas ölçü alınabilmesi için, implantların doğal dişlere göre konumu ve açısı, çıkış profili ile abutment ve komşu dişlerin detaylarının tam olarak yakalanması oldukça önemlidir (Huang vd., 2021; Marques vd., 2022).

***Palatal Doku Derinliğinin Etkisi.*** Tam dişsiz hastalarda, maksiller tam ark implant dijital taramalarda *palate* bölgesinin dijitalleştirilmesinin, taramaların doğruluğuna etkisi üzerine yapılan çalışmalar sınırlıdır (Gan vd., 2016; Huang vd., 2021). Klinik bir çalışmada, maksiller palate kemerinin düşük, orta veya yüksek olmasının intraoral dijital taramaların doğruluğu üzerindeki etkisi incelenmiş ve palate yüksekliği arttıkça doğruluğun azaldığı, ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı kaydedilmiştir. Buna ek olarak tarama işlemine palatal bölge dahil edilmediğinde ortalama doğruluk ve hassasiyet değerlerinin daha iyi olduğu gözlemlenmiştir (Gan vd., 2016).

***Ark Konumunun Etkisi.*** Literatürde ağız içi taramaların doğruluğu üzerinde arkın maksilla veya mandibula olmasının etkisini inceleyen sınırlı

sayıda çalışma bulunmaktadır (Ma vd., 2023; Papaspyridakos vd., 2023). Yapılan araştırmalarda, maksilla ve mandibula tam ark ile anterior ve posterior bölgelerin ağız içi taramaları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda, maksiller tam ark, maksiller posterior ve mandibular posterior bölgelerde elde edilen ölçümlerin doğruluk ve hassasiyet değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür (Mizumoto vd., 2020; Papaspyridakos vd., 2023).

***Kan veya Tükürük.*** Ağız içi taramaların doğruluğu, implant bölgesinde bulunan kan veya tükürükten negatif yönde etkilenebilmektedir. Kan ve tükürük tarama işlemini engelleyerek, eksik ya da hatalı ölçümlere neden olabilmektedir. Dijital taramaların doğruluğunu artırmak için taranacak alanının izole edilmesi gerekmektedir (Zarbaksh vd., 2021).

## Fotogrametri

Fotogrametri, özel bir protokol takip ederek kaydedilen dijital görüntülerden nesnelerin geometrik özelliklerini ve üç boyutlu uzaysal oryantasyonlarını belirleyen bir tekniktir (Jemt & Peterson, 1999). Bu teknikte, nesnenin farklı açılarından elde edilen çok sayıdaki görüntülerinde tekrarlanan noktalar tanımlanarak, nesnenin üç boyutlu koordinatları üretilmektedir (Rivara vd., 2016; Stuani vd., 2019). Fotogrametri, haritacılık, inşaat ve uçak mühendisliği, olay yeri incelemeleri, tıbbi tedaviler ve bilimsel çalışmada yaygın şekilde kullanılmaktadır (Peñarrocha-Oltra vd., 2014; Stuani vd., 2019).

Fotogrametri diş hekimliğinde 1990'lı yıllarda kullanılmaya başlamıştır. İmplantolojide ise implant destekli protezlerin uyumlarının ( $10\mu\text{m}$ 'ye kadar) değerlendirilmesi, altyapının deformasyonunun değerlendirilmesi, peri-implant mukozanın çekilmesinin ölçülmesi, implant ölçülerinin güvenilirliğinin değerlendirilmesi ve implant yüzeyinin üç boyutlu topografisinin incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Jemt vd., 1994; Lie & Jemt, 1994; Torres vd., 2009; Benic vd., 2015). Bu teknoloji ile aynı zamanda, hasta ağızındaki implantın konumu bilgisayar destekli tasarım yazılımına sanal olarak aktarılabilir (Bergin vd., 2013). Fotogrametriyi implant ölçülerinde ilk kez kullanan Jemt vd. (1999), fotogrametri ile dişsiz mandibula modelindeki implant replikalarının pozisyonlarının başarılı bir şekilde kaydedildiğini ve tekniğin kesinliğinin konvansiyonel ölçü teknikleri ile kıyaslanabilir olduğunu rapor etmiştir (Jemt vd., 1999). Bununla birlikte, sistemin karmaşık bir yapıya sahip olması ve özel ekipman gerektirmesi nedeniyle teknik klinik kullanım alanı bulamamıştır. Sonraki yıllarda dijital teknolojinin gelişmesi ile ticari olarak implant ölçülerinde kullanılabilen cihazlar üretilmiş ve tam dişsiz hastalarda implant ölçülerinin alınması için yeni bir teknik ortaya çıkmıştır (Ma vd., 2021). Fotogrametride, intraoral tarayıcılarda kullanılan tarama gövdeleri yerine optik işaretleyiciler ve özel bir kamera sistemi kullanılmaktadır. İmplantlara vida ile bağlanan işaretleyiciler yüksek hassasiyete sahiptir ve üzerinde bulunan kodlar ile implantların koordinatları tespit edilmektedir (Revilla-Leon vd., 2021). Fotogrametri tekniğinin diğer bilim alanlarında uygulanmasında kullanılan

kameralarından farklı olarak, implant ölçülerinin kesinliğini arttırmak için stereoskopik bir kamera (PICcamera, PICdental, Madrid, İspanya) tasarlanmış ve ticari olarak üretilmiştir (Şekil 7). Bu kamera, 2 dahili şarj bağlantılı cihaza ve ortam ışığıyla oluşan gölgeleri ortadan kaldıran, taranan nesneyi sürekli aydınlatan kızılötesi bir flaşa sahiptir. Kameranın her işaretleyiciyi (PIC abutments) (Şekil 8a ve Şekil 8b) koordinatının belirlenebilmesi için 50 adet üç boyutlu fotoğraf çekmesi gerekmektedir. Bu amaçla kamera, 10 µm'den daha az bir hata payı ile saniyede on tane ağız dışı fotoğraf çekmektedir. İmplantlar arasındaki kayıtlı açılar ve mesafeler birbiriyle ilişkilidir ve bir birim olarak ele alınmaktadır. Sistem yazılımı, bu fotoğraflardan implantlar arasındaki ortalama açıları ve mesafeleri hesaplayarak, her implantın konumunu vektör formatında elde etmekte; CAD/CAM yazılımının kullanabileceği bir dosya formatına çevirmektedir (Peñarrocha-Oltra vd., 2014).

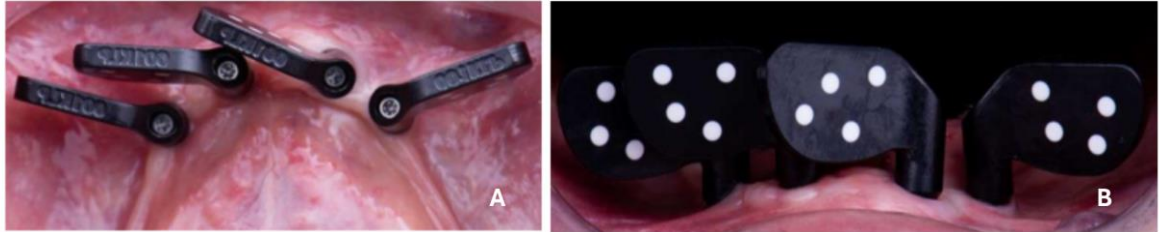
Şekil 7.

*A, PIC kamera sistemi. B, implantlara vidalanan optik işaretleyiciler (PIC Abutments) (Hussein, 2021).*



## Şekil 8.

*Optik işaretleyicilerin (PIC Abutments) ağız içerisindeki görüntüleri. A, oklüzal, B, Labial (Yolanda Liaropoulou, 2022).*



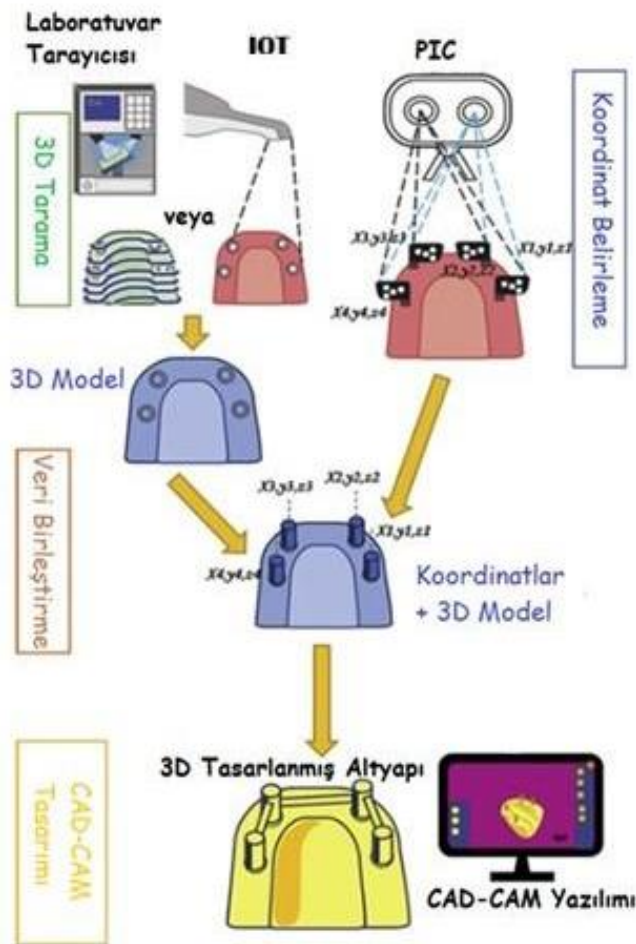
Bu teknikte klinik prosedür şu şekilde ilerlemektedir: Arktaki implantların konumları, implant verileri (üretici, model, platform çapı ve iyileşme başlıkları çapı ve yüksekliği) ve her implant için seçilen işaretleyici kodu (PICabutment, PICdental) ile birlikte kaydedilmektedir. Sonrasında işaretleyiciler implantlara vidalanır. Kamera, hastanın ağzından 15-30 cm uzakta bir tripod üzerine monte edilir ve kamera ile işaretleyiciler arasındaki açının en fazla 45o olması sağlanır. Her işaretleyici için kamera tarafından kaydedilen veri ekranda izlenmekte; kırmızı olarak görünen bar, kayıt işlemi tamamlandığında yeşil renge dönmektedir (Agustín-Panadero vd., 2015).

Fotogrametri yönteminde yalnızca hastanın ağızında bulunan implantların pozisyonu kaydedilmekte, yumuşak dokular ölçüye yansıtılmamaktadır. Bu nedenle, yumuşak dokuların kaydedilmesi için ilave bir ölçüye ihtiyaç duyulmaktadır. Özel işaretleyicileri implantlardan ayrılıp, iyileşme başlıkları takıldıktan sonra alınan ölçünün dijital verisi, fotogrametri ile elde edilen veriye superimpoze edilmektedir. Bu ilave ölçü intraoral tarayıcıyla veya hidrokolloid ölçü materyali ile alınan ölçüden dökülen alçı modelin laboratuvar tarayıcısıyla taranarak dijitalize edilmesiyle elde edilebilmektedir (Revilla-Leon vd., 2021). PICcamera ile fotogrametri yöntemindeki iş akışı Şekil 9'da gösterilmektedir. PICcamera sisteminde kullanılan işaretleyicilerin dikey yükseklikleri intraoral tarayıcılarda kullanılan tarama gövdelerine kıyasla daha fazla değildir; bu nedenle interark mesafe ile ilgili bir sınırlaması yoktur. Bununla birlikte, işaretleyicilerin bayrak şeklinde olmaları nedeniyle, belirli bir yatay mesafe gerektirmektedirler. Bu yüzden,

sınırlı mesiodistal mesafe bulunan parsiyel dişsiz vakalarda kullanılamamaktadırlar. Tekniğin tam dişsizlikte veya geniş dişsiz boşlukları bulunan parsiyel dişsizlikte kullanılması önerilmektedir (Peñarrocha-Oltra vd., 2014; Agustín-Panadero vd., 2015).

Şekil 9.

*Fotogrametri yöntemi kullanılarak ölçü alınırken iş akışı. İmplantların pozisyonu PIC kamera ile kaydedilmekte, yumuşak dokular ise laboratuvar tarayıcısı veya intraoral tarayıcı ile elde edilmektedir. İki verinin superimpoze edilerek birleştirilmesiyle ölçü işlemi tamamlanmaktadır (Hussein, 2021).*

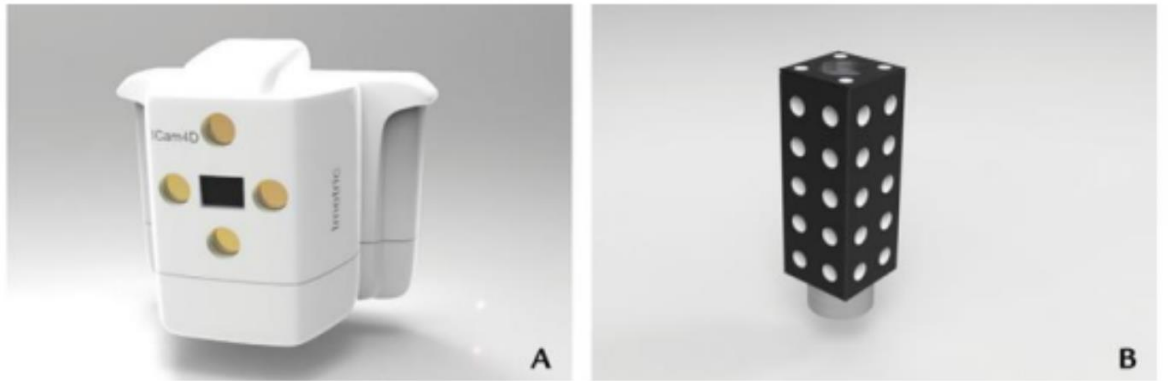


Fotogrametri tekniğinin implant ölçülerinde kullanımı için geliştirilen başka bir cihaz (iCam4D; Imetric 4D Imaging Sàrl) da 4 kamera ve bir

projektörden oluşmaktadır (Şekil 10a). Bu sistem, implantlara bağlanan özel optik işaretleyicileri (IcamBody) (Şekil 10b, Şekil 11) yakalamak için fotogrametri ve yapılandırılmış ışık teknolojilerini kullanmaktadır (Hussein, 2021).

Şekil 10

A, iCAM4D kamera sistemi. B, implantlara vidalanan optik işaretleyiciler (IcamBody markers)(Hussein, 2021).



Şekil 11

İşaretleyicilerin (iCamBody markers) ağız içerisindeki görüntüleri (Sinada & Papaspyridakos, 2021).



Fotogrametri yönteminin önemli bir avantajı; hasta hareketi, kan veya tükürük varlığı gibi faktörlerden ölçünün doğruluğunun etkilenmemesidir. Bu

avantaj, özellikle immedat yükleme planlanan vakalarda ön plana çıkmaktadır (Peñarrocha-Oltra vd., 2014; Pradies vd., 2014). Ayrıca, baş-boyun bölgesindeki yaralanmalar veya sendromlar, temporomandibular eklem hastalıkları, travma veya cerrahi müdahale sonucu oluşan skar dokusuna bağlı olarak ortaya çıkabilen ağız açıklığı sınırlamaları gibi durumlarda da fotogrametri yönteminin doğruluğunun etkilenmediği tespit edilmiştir. Bu nedenle, sınırlı ağız açıklığı olan hastalarda konvansiyonel yöntemlere bir alternatif olabileceği öne sürülmüştür (Bratos vd., 2018). Fotogrametride yumuşak dokuların kaydedilememesi ve ilave bir ölçü gerektirmesi ise tekniğin limitasyonu olarak rapor edilmektedir (Penarrocha-Diago vd., 2017; Molinero-Mourelle vd., 2019).

### **İntraoral Fotogrametri**

Son dönemde, Aoralscan Elite (SHINING 3D) firması yeni bir dijital tarayıcı geliştirilmiştir. Bu sistem, intraoral fotogrametri (IPG) teknolojisi ile çalışmakta ve fotogrametriyi ağız içi tarama ile birleştirmektedir. Tarayıcı, optik işaretleyiciler üzerindeki kodlamaları kullanarak ölçüm doğruluğunu artırmayı hedeflemekte ve bu sayede çok açılı taramalara duyulan ihtiyacı azaltarak işlem sürecini kolaylaştırmaktadır. IPG teknolojisi, geleneksel fotogrametri sistemlerinin aynı anda hem implant hem de yumuşak doku tarayamama sorununu, yapay zeka ile veri birleştirme yöntemi sayesinde çözmeyi amaçlamaktadır. Bu özelliği ile özellikle All-on-X gibi tam ark restorasyonlarda avantaj sağlayabileceği düşünülmektedir (Nulty, 2024). Ancak bu yeni sistemin doğruluğu ve klinik kullanımı hakkında henüz yeterli bilimsel çalışma bulunmamaktadır.

### **Tam Dişsizlikte Ölçü Yöntemlerinin Netliğinin Karşılaştırılması**

Konvansiyonel yöntemle elde edilen ölçülerde ölçü tekniği (açık kaşık/kapalı kaşık), ölçü maddesi, implant sayısı ve açılanması ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörler arasındadır. Ayrıca, ölçü yönteminde kullanılan materyal ve ölçü kopingi gibi bileşenlerin ağızdan çıkarılma sırasında hareket etme ihtimali birden fazla implant olan tam ark implant ölçülerinde daha fazla bulunmaktadır (Aktöre ve Kurtulmus-Yılmaz, 2015; Lin

vd., 2015; Menini vd., 2018; Kim vd., 2019). İntraoral tarayıcıların gelişmesiyle iş akışındaki üretim aşamaları kolaylaşmıştır. Parsiyel dişsizliklerde, intraoral tarayıcı kullanımı ile konvansiyonel yöntemle kıyasla ölçü kesinliğinin arttığı, tedavi süresinin kısaldığı ve daha uyumlu restorasyonların üretilbildiği bildirilmiştir (Ng vd., 2014; Ahlholm vd., 2018; Keul ve Güth, 2020). Fakat ölçü hassasiyeti taranacak olan alanla ters orantılıdır; tarama alanı arttıkça ölçünün doğruluğu azalmaktadır. Bu nedenle, dijital ölçüler parsiyel dişsizliklerde konvansiyonel yöntemlere alternatif olabilmektedir, ancak tam ark taramalarında hangi yöntemin daha başarılı olduğuna dair literatürde fikir birliği bulunmamaktadır (Ender vd., 2019; Kim vd., 2019).

Tablo 2 ve 3'te, tam ark dişsizliklerde, sırasıyla paralel ve açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında, konvansiyonel ölçülerle dijital ölçülerin kıyaslandığı güncel araştırmalar özetlenmiştir. Hem paralel hem de açılı implantların dahil edildiği araştırmalarda, konvansiyonel ölçü tekniği olarak en çok açık kaşık splintli tekniği uygulanmış; ölçü materyali olarak polietil veya polivinil siloksan tercih edilmiştir. Paralel implantların olduğu modellerin değerlendirildiği in vitro araştırmaların 4 tanesinde (Tan vd., 2019; Kim vd., 2019; Huang vd., 2020; Lyu vd., 2022) konvansiyonel ölçü tekniği ile; 2 tanesinde (Abdel-Azim vd., 2014; Menini vd., 2018) intraoral tarayıcılar ile daha yüksek doğruluk tespit edilirken, bir araştırma (Rech-Ortega vd., 2019) iki yöntem arasında doğruluk farkı tespit edememiştir. İki yöntemin kıyaslandığı klinik araştırmalarda (Chochlidakis vd., 2020; Papaspyridakos vd., 2023) da dijital ve konvansiyonel yöntemlerle elde edilen ölçülerdeki sapma miktarının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu ve implant destekli tam ark ölçülerinde dijital taramaların uygulanabilir olduğu rapor edilmiştir. Açılı implantların dahil edildiği araştırmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar, kullanılan konvansiyonel ölçü yöntemlerinin farklılığından veya intraoral tarayıcıların farklılıklarından kaynaklanmış olabilir. Çok sayıda ve aralarında açılmal farklılıklar olan implantların varlığında, splintli açık kaşık tekniğinin, splintsiz açık kaşık ve kapalı kaşık tekniğine göre daha kesin ölçüler sağladığı bildirilmiştir (Richi vd., 2020). Ancak, dijital ölçü teknikleri ile daha yüksek doğruluğun tespit edildiği ve her iki yöntem arasında fark tespit edemeyen araştırmalar (Alikhasi vd., 2018;

Gintaute vd., 2018; Albayrak vd., 2021) incelendiğinde (Tablo 3), konvansiyonel ölçü tekniği olarak kapalı kaşık veya splintsiz açık kaşık tekniğinin kullanıldığı gözlenmektedir. Test edilen konvansiyonel ölçü tekniği seçimi nedeniyle, bu araştırmaların bulgularının yorumlanması tartışmalı olabilir.

Tablo 2.

*Tam dişsizlik vakalarında, paralel implantlarda implant üstü dijital (intraoral tarayıcı) ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar*

Yazar, yıl	İmplant sayısı	Konvansiyonel Yöntem	İntraoral Tarayıcı	Sonuç
Abdel-Azim vd., 2014	4	Kapalı kaşık	iTero	Dijital
Menini vd., 2018	4	Açık kaşık splintsiz Açık kaşık splintli Kapalı kaşık	True Definition	Dijital
Kim vd., 2019	5	Açık kaşık splintli	Trios 3	Konvansiyonel
Rech-Ortega vd., 2019	6	Açık kaşık splintsiz	True Definition	Fark yok
Tan vd., 2019	6,8	Açık kaşık splintli	Trios True Definition	Konvansiyonel
Huang vd., 2020	4	Açık kaşık splintli	Trios 3	Konvansiyonel
Chochlidakis vd., 2020	4, 5, 7	Açık kaşık splintsiz	True Definition	İkisi de klinik olarak kabul edilebilir
Lyu vd., 2021	8	Açık kaşık splintli	Trios 2	Konvansiyonel
Papaspyridakos vd., 2023	4,6	Açık kaşık splintli	Trios 3	İkisi de klinik olarak kabul edilebilir

Tablo 3.

*Tam dişsizlik vakalarında, açılı implantlarda implant üstü dijital (intraoral tarayıcı) ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar*

Yazar, yıl	İmplant sayısı	İmplant açısı	Konvansiyonel Yöntem	İntraoral Tarayıcı	Sonuç
Papaspyridakos vd., 2016	5	0°, 10°, 15°	Açık kaşık splintli Açık kaşık splintsiz	Trios	Fark yok <i>Açık farkı etkisiz</i>
Amin vd., 2017	5	0°, 10°, 15°	Açık kaşık splintli	Omniscam, True Definition	Dijital (True Definition) <i>Açık farkı etkisiz</i>
Alikhasi vd., 2018	4	0°, 45°	Açık kaşık splintsiz Kapalı kaşık	Trios	Dijital <i>Açık farkı dijital ölçüde etkisiz</i>
Gintaute vd., 2018	4, 6	0°, 45°	Açık kaşık splintsiz	True Definition	Fark yok
Moura vd., 2019	6	0°, 15°	Açık kaşık splintli Kapalı kaşık	Dental Wings	Fark yok <i>Açık farkı etkisiz</i>
Ribeiro vd., 2019	4	0°, 15°	Açık kaşık splintli Açık kaşık splintsiz Kapalı kaşık	True Definition	Paralel implantlar: Dijital Açık implantlar: Fark yok
Albayrak vd., 2020	8	40°, 20°, 25°, 15°	Açık kaşık splintsiz	Carestream 3500, Trios 3, Omniscam	Dijital (Carestream 3500)

Fotogrametri tekniği ile alınan ölçüler ile üretilen protetik altyapıların pasif uyuma sahip olduğunu belirten ve bu tekniğin çok sayıda implant bulunan tam dişsizliklerde iyi bir çözüm yolu olduğunu öne süren birçok klinik rapor bulunmaktadır (Pradies vd., 2014; Agustín-Panadero vd., 2015; Penarrocha-Diago vd., 2017; Peñarrocha-Oltra vd., 2017; Gomez-Polo vd., 2018; Molinero-Mourelle vd., 2019; Sánchez-Monescillo vd., 2019). Molinero-Mourelle vd. (2019), maksillada uygun olmayan konum ve açılarda yerleştirilmiş 8 implantın ölçüsünü fotogrametrik yöntem (PIC) ile elde etmiştir. CAD/CAM ile üretilen protetik altyapının başarılı bir pasif uyumu olduğunu belirten araştırmacılar, 1 yıllık takip sonucunda mekanik veya biyolojik bir komplikasyon olmadığını rapor etmişlerdir (Molinero-Mourelle vd., 2019). Fotogrametri ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin doğruluk ve kesinliğini inceleyen in vitro ve klinik araştırmalar sınırlı sayıdadır. Maksiller tam dişsizliği simüle eden ve 6 implant olan modelden, fotogrametri (PIC) ve konvansiyonel (splintli açık kaşık, polietil ölçü materyali) ölçü teknikleri ile elde edilen ölçülerin doğruluk ve hassasiyetini in vitro olarak değerlendiren Revilla-León vd. (2023), konvansiyonel yöntemin anlamlı derecede daha yüksek kesinlik değerleri ortaya koyduğunu bildirmişlerdir. Fotogrametri tekniğinin en önemli avantajlarından biri olan, ölçünün doğruluğunun ağız içi sıvılardan etkilenmemesi özelliği in vitro araştırmalarda simüle

edilememektedir. Bu nedenle bu çalışmadan elde edilen bulgunun doğrulanması için daha çok sayıda klinik araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Peñarrocha-Diago vd. (2017), maksiller veya mandibular tam dişsizliğe sahip 18 hastanın dahil edildiği randomize kontrollü klinik denemede, fotogrametri (PIC) ve konvansiyonel ölçü (splintli açık kaşık, polieter ölçü materyali) tekniklerini karşılaştırmışlardır. Hasta ve hekim memnuniyeti, ölçü alma süresi, marjinal kemik kaybı miktarı ve implant başarı oranının kıyaslandığı çalışmada; fotogrametri ile daha yüksek hasta ve hekim memnuniyeti, daha kısa ölçü alım süresi tespit edilmiştir. Bununla birlikte, 1 yıllık takip sonucunda, iki teknik arasında implant ve protetik restorasyon sağkalım oranı ve implantların marjinal kemik kaybı miktarı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Araştırmacılar, çok sayıda implant olan tam dişsiz vakalarda, fotogrametrinin güvenilir bir alternatif olabileceğini belirtmişlerdir (Peñarrocha-Diago vd., 2017).

Fotogrametri ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin doğruluğunun incelendiği karşılaştırmalı klinik çalışmada (Zhang vd., 2021b), 14 hastadan hem konvansiyonel (splintli açık kaşık, polivinil siloksan) hem de fotogrametri (iCam4D) yöntemi ile ölçüler elde edilmiştir. Konvansiyonel ölçülerden elde edilen modellere göre üretilen titanyum altyapıların ağız içinde pasif uyumları değerlendirilip, ilgili ölçülerin doğruluğu onaylandıktan sonra, konvansiyonel modeller laboratuvar tarayıcısında taranmış ve STL verisi kontrol olarak kullanılmıştır. Fotogrametri ve kontrol verileri karşılaştırıldığında, fotogrametri ile klinik olarak kabul edilebilir ( $<150 \mu\text{m}$ ) deviasyon değerleri tespit edildiği; deviasyonun, implantlar arasındaki açı farkından etkilenmediği ancak implantlar arası mesafeyle orantılı olarak arttığı bildirilmiştir. Fotogrametride, optik işaretleyiciler üzerindeki hedef noktalar yakalandıktan sonra, fotogrametrik kamera diğer işaretleyici üzerindeki hedef noktaları yakalamaya devam etmekte ve bu iki işaretleyici arasındaki ilişkiyi kaydetmektedir. İmplantlar arası mesafe arttıkça bu prosedür sırasında oluşan bir hatanın kümülatif bir etkisi olabileceğini belirten araştırmacılar, implantlar arasındaki mesafenin fazla olduğu vakalarda fotogrametri yönteminin dikkatle kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır (Zhang vd., 2021b).

İmplant destekli tam ark restorasyonların ölçülerinde en güvenilir

konvansiyonel ölçü tekniğinin ölçü kopinglerinin splintlendiği açık kaşık tekniği olduğu belirtilmektedir (Moreira vd., 2015; Kim vd., 2019). Ancak bu teknik hassasiyet gerektiren ve zaman alıcı bir prosedürdür. Aynı zamanda, ölçü ve model materyalinin boyutsal değişiklikleri, ölçü kopingi ve implant analogu arasındaki uyum gibi faktörler ölçünün doğruluğunu etkileyebilmektedir (Sakaguchi vd., 2012; Aktöre & Kurtulmus-Yilmaz, 2015). Dijital ölçü yöntemlerinde ölçü kaşığı, ölçü materyali, implant analogları, model materyali gibi parametrelerin elimine edilmesi ile daha yüksek bir kesinlik ve konfor elde edilmesi amaçlanmaktadır (Kiraz & Çevik, 2022).

Literatürde, tam dişsiz hastalarda intraoral tarayıcı, fotogrametri ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin kıyaslandığı güncel araştırmalar (Ma vd., 2021; Revilla-Leon vd., 2021; Tohme vd., 2021; Tohme vd., 2023) bulunmakla birlikte, sayıları oldukça sınırlıdır ve fikir birliği bulunmamaktadır. Ma vd. (2021), tam dişsiz maksilla modeline farklı derinliklerde (1-3 mm) implantlar yerleştirmişler ve modelin ölçüsünü intraoral tarayıcı (Trios 3, 3Shape), fotogrametri (iCam4D) ve konvansiyonel (splintli açık kaşık, polieter ölçü materyali) ölçü teknikleri kullanarak almışlardır. Ölçülerin doğruluk ve hassasiyetinin değerlendirildiği araştırmada, en düşük sapma değerleri fotogrametri yönteminde; en yüksek sapma değerleri ise intraoral tarayıcıda tespit edilmiştir. Araştırmacılar, fotogrametri yönteminde elde edilen yüksek kesinliğin, intraoral tarayıcıların aksine, fotogrametri yönteminde birleştirme (stitching) işlemine gerek duyulmaması ve böylece uzun tarama yolu varlığında hata oranının düşmesi ile ilişkili olabileceğini öne sürmüşlerdir. Ek olarak, fotogrametri sisteminin daha geniş tarama aralığına ve daha hızlı tarama hızına olan birden fazla kameraya sahip olmasının da kesinliği arttırmış olabileceği belirtilmiştir (Ma vd., 2021). Tohme vd. (2021; 2023), All-on-4 tedavi protokolünü simüle ettikleri çalışmalarında, maksiller modele 4 implant yerleştirmiş ve posteriodaki implantları 17° açıyla konumlandırmışlardır. İntraoral tarayıcı (Trios 3), fotogrametri (PICcamera) ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin kıyaslandığı araştırmaların birinde splintli açık kaşık ve polieter ölçü materyali kullanılırken; diğerinde kapalı kaşık ve ölçü alçısı ile ölçü alınmıştır. Her iki araştırmanın bulguları da bir önceki çalışma (Ma vd., 2021) ile tutarlı şekilde, fotogrametri tekniği en yüksek doğruluğa ve hassasiyete sahip teknik olduğunu göstermiştir.

Bu bulguların aksine, Revilla-Leon vd. (2021), 6 implant bulunan maksiller modelden alınan ölçülerde, en yüksek sapma değerlerini fotogrametride (iCam4D), en yüksek kesinliği ise konvansiyonel ölçü tekniğinde (splintli açık kaşık ve polieter ölçü materyali) tespit etmişlerdir. Araştırmada değerlendirilen intraoral tarayıcıların (iTero Element ve Trios 3) ise konvansiyonel teknikle kıyaslanabilir sapma değerleri ortaya koydukları ve bu nedenle tam ark ölçülerinde güvenilir bir yöntem olabileceği öne sürülmüştür (Revilla-Leon vd., 2021). Dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerini karşılaştıran kısıtlı sayıdaki araştırmaların bulgularında fikir birliği olmaması, araştırmalarda kullanılan fotogrametri cihazları ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin veya doğruluk ve hassasiyetin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerin farklılığından kaynaklanmış olabilir. Konvansiyonel ölçü tekniğinin en yüksek doğruluğu gösterdiği araştırmada (Revilla-Leon vd., 2021), ölçü kopinglerinin splintlenmesi için aditif üretim teknolojisi ile bir splintleme altyapı oluşturulmuştur. Revilla-Leon vd. (2021), test gruplarının karşılaştırılmasında kullanılan referans STL verisini koordinat ölçme cihazında elde etmişler; diğer araştırmalar (Ma vd., 2021; Tohme vd., 2021; Tohme vd., 2023) ise laboratuvar tarayıcısından elde edilen STL verilerini referans olarak kullanmışlardır. Bununla birlikte, tüm araştırmalar test ve referans STL verilerini bir yazılım yardımıyla superimpoze ederek sapma değerlerini hesaplamışlardır. Yöntemlerin doğruluk ve hassasiyeti bu değerler karşılaştırılarak değerlendirilmektedir.

Farklı fotogrametri sistemlerinin karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalar, bu sistemlerin doğruluk düzeylerinin birbirinden farklı olabileceğini göstermiştir. Örneğin, PIC sisteminde doğruluk değerleri 10 ile 49 mikrometre, hassasiyet değerleri ise 5 ile 65 mikrometre arasında bildirilmiştir. Farklı bir firmaya ait olan iCam4D sisteminde ise doğruluk 24 ile 77 mikrometre, hassasiyet ise 2 ile 203 mikrometre arasında değişmektedir. Bu bulgular, her iki sistemin de implant pozisyonunu dijital olarak tespit etmede potansiyel olarak güvenilir alternatifler sunduğunu göstermektedir. Ancak bazı çalışmalarda iCam4D sisteminin hassasiyet değerlerinin klinikte kabul edilen sınırların üzerinde olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle, bu tür

sistemlerin kullanımında elde edilen verilerin dikkatli şekilde değerlendirilmesi önem taşımaktadır (Gomez-polo vd.,2023).

Yapılan güncel bir sistematik derlemede (Pozzi vd., 2025), 13 çalışmanın 10'unda fotogrametri sistemi intraoral tarayıcı sistemlerine kıyasla daha yüksek doğruluk göstermiştir. İntraoral tarayıcı sistemleri, iki in vitro çalışmada daha yüksek doğruluk ancak daha düşük hassasiyet gösterirken, bir in vivo çalışmada ise (Fu vd., 2023), intraoral tarayıcı sistemlerine ek olarak yardımcı apareyler kullanıldığında fotogrametri ile benzer doğruluk değerleri elde edildiği bildirilmiştir. Derlemenin meta-analiz sonuçlarına göre, fotogrametri açısal doğruluk, yüzey doğruluğu ve hassasiyet açısından intraoral tarayıcı sistemlerine kıyasla anlamlı şekilde üstün bulunmuştur. Bu parametrelerin ortalama değer aralıkları sırasıyla  $0,24^{\circ}$ – $0,81^{\circ}$ ,  $5,18$ – $48,74$   $\mu\text{m}$  ve  $0,10$ – $5,46$   $\mu\text{m}$  olarak bildirilmiştir. İntraoral tarayıcı sistemi kullanılan üç çalışmanın tamamında, pasif uyum için kabul edilen  $1^{\circ}$  sınırını aşan açısal sapmalar rapor edilmiştir. Genel olarak fotogrametri sistemi tam ark dijital implant ölçüleri açısından intraoral tarayıcı sistemlerine kıyasla daha güvenilir bir teknoloji olarak değerlendirilmiştir. Ancak kesin sonuçlara ulaşılabilmesi için daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu nedenle, klinik uygulamalarda pasif uyumu kontrol etmek amacıyla bitimden önce rijit bir materyalle prova yapılması önerilmektedir (Pozzi vd., 2025).

## BÖLÜM III

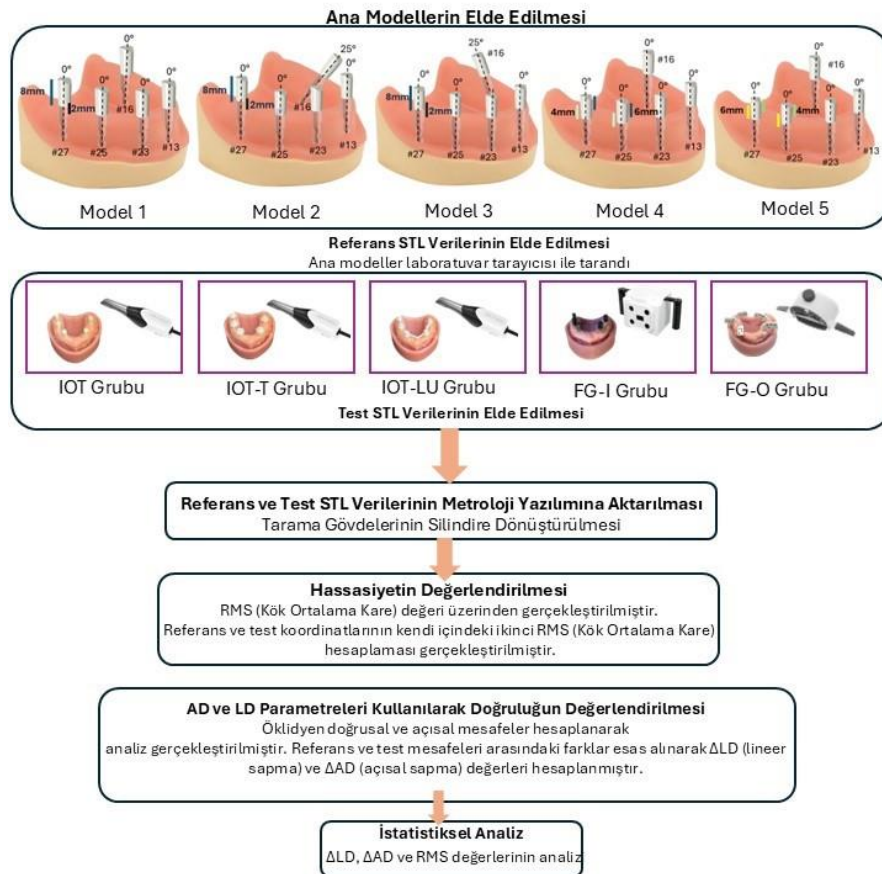
### Yöntem

#### Çalışmanın Gerçekleştirildiği Yerler ve Kullanılan Olanaklar

Bu tez çalışması kapsamında yapılan ölçüm ve tarama işlemleri, farklı merkezlerde bulunan laboratuvar ve klinik imkanlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Referans modellerin elde edilmesi için Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dental Laboratuvarında bulunan laboratuvar tarayıcısı kullanılmıştır. Dijital ölçüm yöntemlerinin değerlendirilmesinde, İstanbul Ataşehir Sirona şubesinde Primescan intraoral tarayıcı, Sürmeli Dental'de kullanılan Oxocore fotogrametri cihazı ve Ata Pera Klinikde bulunan Imetric fotogrametri cihazı kullanılmıştır.

Şekil 12.

Tez çalışmasının iş akışı



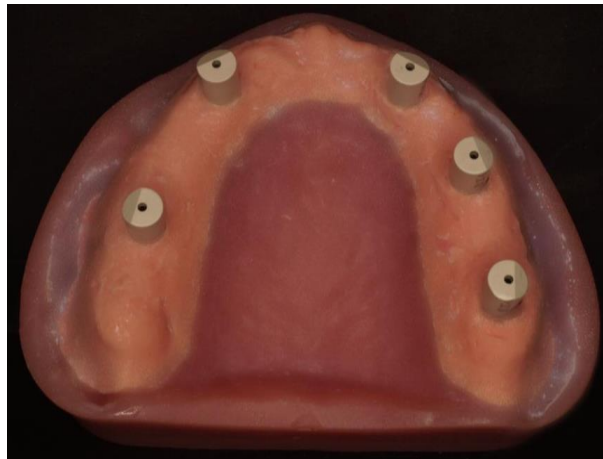
## Ana Modellerinin Elde Edilmesi

Ana modeller, oto-polimerize akrilik rezin (Meliodent Rapid Repair; Kulzer GnmH, Hanau, Almanya) kullanılarak maksiller tam dişsiz silikon kalıba (B-3 NMG Silicone Index; Frasco GmbH, Greenville, ABD) dökülerek elde edilmiştir. Modellerin üzerine, gingival dokuları taklit etmek amacıyla 2 mm kalınlığında silikon materyal (Prestige VDG Mask Rigid; Vannini Dental Industry) uygulanmıştır. Beş multi-unit implant analogu (Nobel Active Multi-unit Analog Ø4.8 mm, Nobel Biocare) kanin (#13 ve #23), sağ I. molar (#16), sol I. premolar (#25) ve sol II. molar (#27) bölgelerine yerleştirilmiştir. Analog yuvaları döner alet ile hazırlanmıştır. İmplant derinliği ve açısı farklılığını simüle etmek amacıyla 5 farklı model oluşturulmuş; yerleştirme sırasında implant analogu pozisyonları paralelometre (Marathon 103; Saeyang Microtech, Kore) yardımıyla kontrol edilmiştir.

**Model 1 (M1):** İmplant analogları (#13, #23, #16, #25 ve #27), vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Analoglar, tarama gövdelerinin 8 mm'lik kısmının görünür kalmasını sağlayacak subgingival derinlikte yerleştirilmiştir (Şekil 13).

Şekil 13.

*Model 1 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü.*



**Model 2 (M2):** Sağ birinci molar bölgesindeki implant analogu (#16) 25° mesiale açı ile konumlandırılmış, diğer implant analogları (#13, #23, #25, #27) vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Analoglar, tarama gövdelerinin 8 mm'lik kısmı görünür kalacak biçimde subgingival derinlikte yerleştirilmiştir (Şekil 14).

Şekil 14.

*Model 2 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü.*



**Model 3 (M3):** Sağ birinci molar bölgesindeki implant analogu (#16) 25° distale açı ile konumlandırılmış, diğer implant analogları (#13, #23, #25, #27) vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Analoglar, tarama gövdelerinin 8 mm'lik kısmı görünür kalacak biçimde subgingival derinlikte yerleştirilmiştir (Şekil 15).

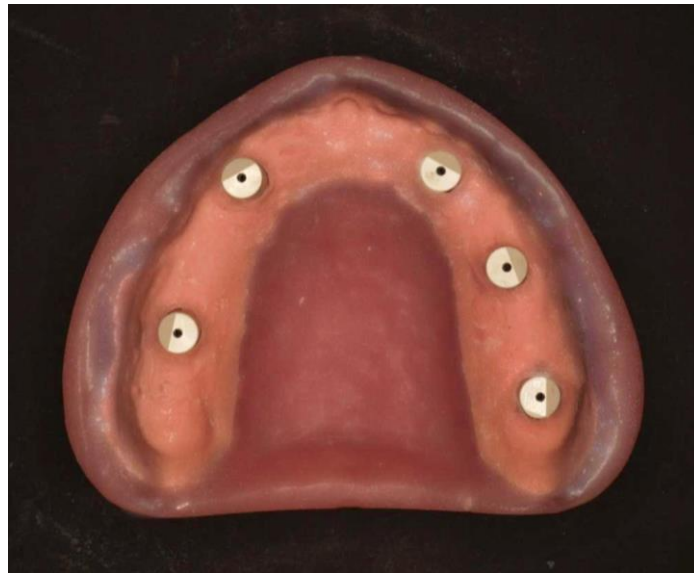
Şekil 15.

*Model 3 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü.*



**Model 4 (M4):** Tüm implant analogları (#13, #23, #16, #25, #27) vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Sol birinci premolar (#25) ve ikinci molar (#27) bölgesindeki implant analogları, tarama gövdelerinin 6 mm'lik kısmı görünür kalacak şekilde 2 mm daha derin subgingival konumlandırılmıştır (Şekil 16).

Şekil 16. Model 4 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü.



**Model 5 (M5):** Tüm implant analogları (#13, #23, #16, #25, #27) vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Sol birinci premolar (#25) ve ikinci molar (#27) bölgesindeki implant analogları, tarama

gövdelerinin 4 mm'lik kısmı görünür kalacak şekilde 4 mm daha derin subgingival konumlandırılmıştır (Şekil 17).

Şekil 17.

*Model 5 üzerinde yerleştirilmiş ve vidalanmış tarama gövdelerinin oklüzal açıdan görünümü.*



### **Referans STL Verilerinin Elde Edilmesi**

Referans verilerin elde edilmesinde, DIN EN ISO 12,836:2015 standardına göre 2.1µm/2.8 µm ölçü netliğine sahip laboratuvar tarayıcısı (inEOS X5 V22.3.0; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılmıştır. Ana modellerde bulunan multi-unit analoglarına PEEK tarama gövdeleri (Elos Accurate® Scan Body Brånemark System, IO 2C-A, Elos Medtech, İsveç) vida ile bağlandıktan sonra, her ana model laboratuvar tarayıcısında taramıştır. Elde edilen veriler, sanal referans görüntüsü olarak kullanılmak üzere standart dosya formatına (STL) kaydedilerek her ana model için referans STL dosyası elde edilmiştir.

### **Test Gruplarının Oluşturulması**

Çalışmada kullanılan cihaz ve tarama gövdesine bağlanan prefabrike geometrik apareye (PGA) göre oluşturulan 5 farklı test grubu Tablo 4'de sunulmuştur.

Tablo 4.

*Test gruplarında kullanılan tarama cihazları ile tarama gövdeleri üzerinde kullanılan apareyler*

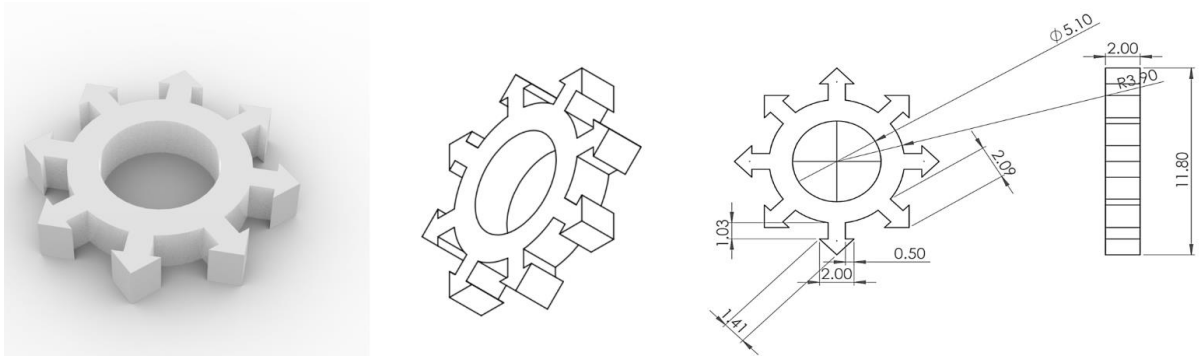
<b>Grup Kodu</b>	<b>Grup Açıklaması</b>	<b>Cihaz</b>
IOT	İntraoral tarama: PGA kullanılmadan tarama	
IOT-T	İntraoral tarama - Taç: Taç şeklinde PGA'lar tarama gövdelerine bağlanarak tarama	CEREC Primescan (Dentsply Sirona)
IOT-LU	İntraoral tarama - Lateral uzantı: Tarama gövdesinden dişsiz boşluğa uzanan PGA'lar kullanılarak tarama	
FG-I	Fotogrametri - Imetric: Imetric optik işaretleyiciler ve FG cihazı kullanılarak tarama	ICam4D G3 (Imetric4D Imaging Sàrl)
FG-O	Fotogrametri - Oxocore: Oxocore optik işaretleyiciler ve FG cihazı kullanılarak tarama	OXO Fit (Oxo Technology)

IOT-T ve IOT-LU gruplarında kullanılan PGA'ların tasarımı ve üretimi Yakın Doğu Üniversitesi İnovasyon Merkezi 3B Baskı Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Apareylerin tasarımı Solidworks 2022 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD) yazılımında yapılmıştır. IOT-T grubunda kullanılan taç şeklindeki PGA (Şekil 18), taç formunu andıran, sekiz simetrik çıkıntıya sahip halka benzeri bir tabandan oluşmaktadır. Halka şeklindeki yapı tarama gövdesine yerleştirilmektedir. IOT-LU grubunda kullanılan PGA (Şekil 19) ise, ortasında ayarlanabilir delikli uzantılar ve farklı uzunluklarda (6.5 mm, 9 mm ve 11.5 mm) üçgen çubuklardan oluşan modüler bir sistem şeklinde tasarlanmıştır. Delikli yapı, PGA'nın dişsiz arka anatomisine uyum sağlamasına olanak tanımak; çeşitli uzunlukta olan değiştirilebilir uzantılar ise farklı implantlar arası mesafeler

varlığında kesintisiz taramayı mümkün kılmak amacıyla planlanmıştır. PGA'lar, bir eriyik yığıma modelleme (fused deposition modelling) cihazı (Prusa i3 MK3S Prusa Research, Çekya) kullanılarak, polilaktik asit filament (eSUN PLA+ filament, Shenzhen Esun Industrial, Çin) tipi ile üretilmiştir. Cihazın baskı nozül sıcaklığı 210°C, baskı tablası sıcaklığı ise 60°C olarak ayarlanmıştır. Üretilen PGA'ları model üzerindeki görüntüleri Şekil 20 ve 21'de; değerlendirilen tüm test gruplarının tarama gövdesi ve optik işaretleyiciler ile görüntüsü Şekil 22'de sunulmuştur.

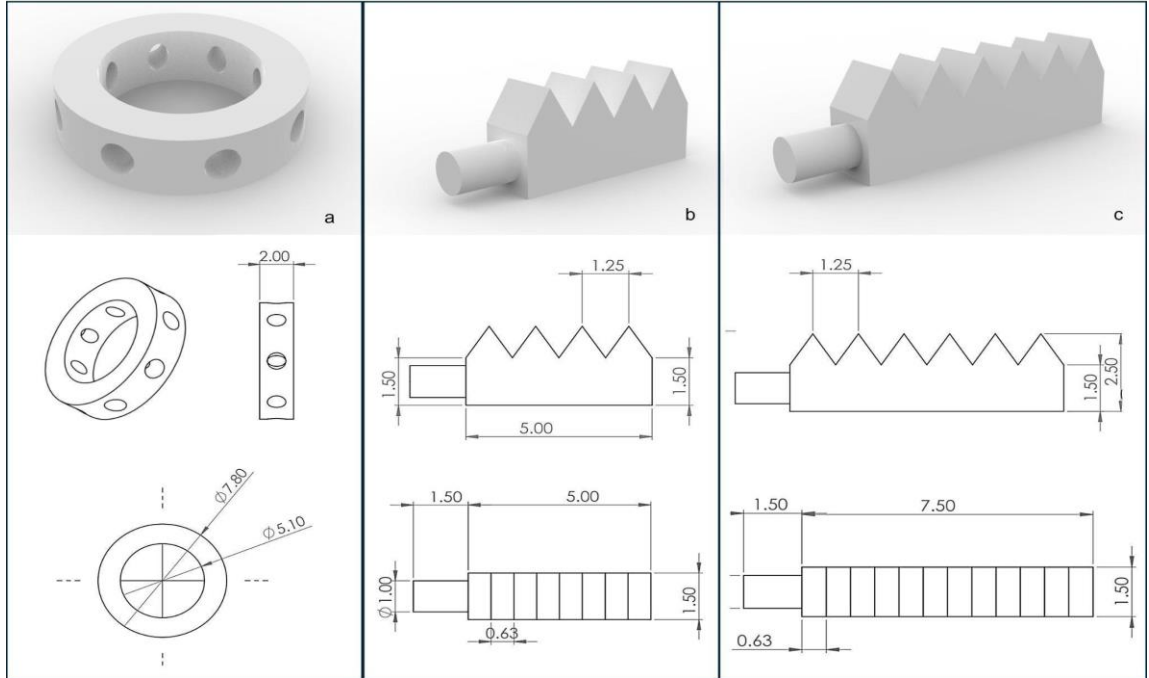
Şekil 18.

*Taç şeklindeki PGA'nın (IOT-T) 3B görselleştirmesi ve teknik çizimleri*



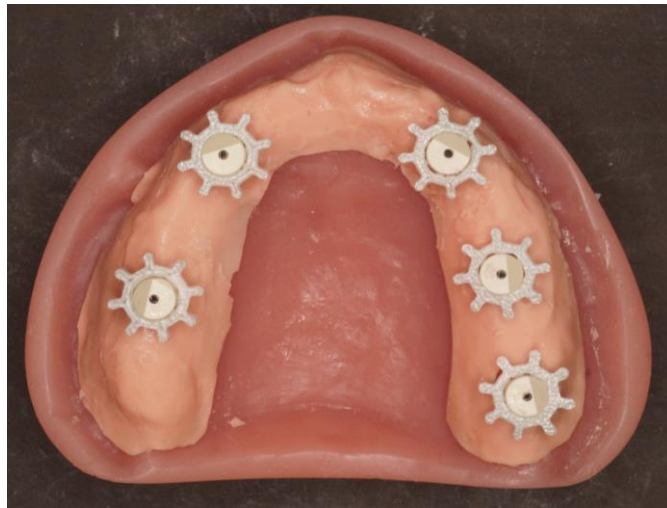
Şekil 19.

*Lateral uzantılı PGA'nın (IOT-LU) 3B tasarımı ve teknik çizimleri. Delikli merkezi halka yapısı (a), dört çıkıntılı (b) ve altı çıkıntılı (c) modüler uzantılar*



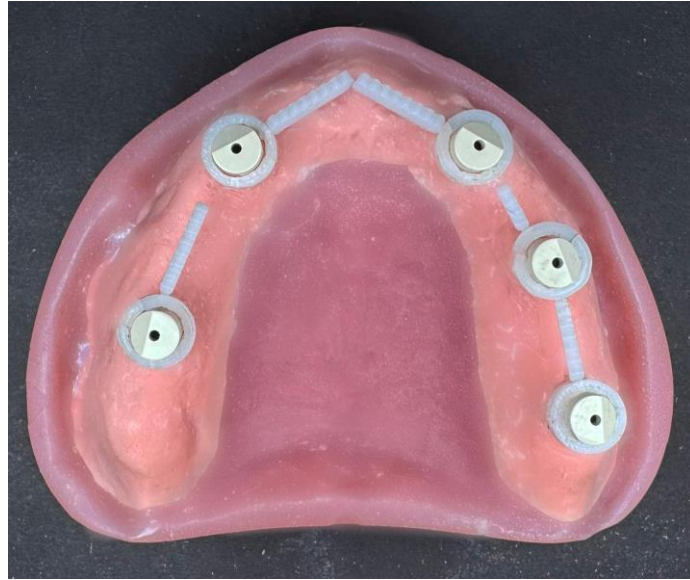
Şekil 20.

*IOT-T grubunda kullanılan PGA'nın model üzerindeki görüntüsü*



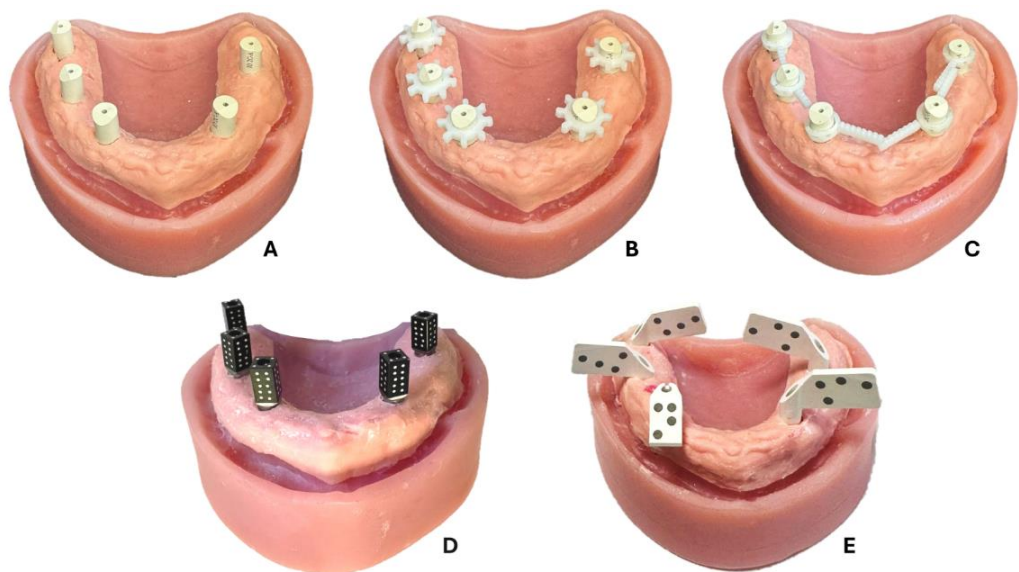
Şekil 21.

*IOT-LU grubunda kullanılan PGA'nın model üzerindeki görüntüsü*



Şekil 22.

*Test grupları: (A) IOT, (B) IOT-T, (C) IOT-LU, (D) FG-I, (E) FG-O.*



## Örneklem büyüklüğünün hesaplanması

Örneklem büyüklüğünün hesaplanması için güç analizi gerçekleştirilmiştir. Yazılımda (G\*Power, v.3.1.9.7; Heinrich Heine Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya), %85 güç, 0.25 etki büyüklüğü ve 0.05 anlamlılık düzeyi tanımlandığında; gerekli örneklem büyüklüğü 15 olarak hesaplanmıştır.

## DeneySEL dosyaların elde edilmesi

IOT grupları (IOT, IOT-T ve IOT-LU) için, PEEK tarama gövdeleri (Elos Accurate® Scan Body) multi-unit analoglara implant anahtarı kullanılarak vidalanmıştır. IOT-T gruplarında taç şeklindeki PGA tarama gövdeleri üzerine yerleştirilmiştir. IOT-LU gruplarında tarama gövdeleri üzerine delikli halkalar yerleştirilmiştir. Halkaların uzantı boyutları implantlar arası mesafelere göre, özellikle açılı implant bölgelerinde aradaki boşlukları kapatacak şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle test gruplarında kullanılan uzantılar, implantların açısız konumlarına göre değişiklik göstermiştir (Tablo 5).

Tablo 5.

*IOT-LU test gruplarında kullanılan PGA'ların uzunlukları*

Grup Kodu	Alt Grup	PGA Özelliği
IOT-LU	Model 1	#16: 11.5 mm #13: 9 mm #23: 9 mm #25: 6.5 mm #27: 9 mm
	Model 2	#16: 6.5 mm #13: 9 mm #23: 9 mm #25: 6.5 mm #27: 9 mm
	Model 3	#16: 11.5 mm #13: 9 mm #23: 9 mm

Grup Kodu	Alt Grup	PGA Özelliği
		#25: 6.5 mm #27: 9 mm
	Model 4 ve 5	#16: 11.5 mm #13: 9 mm #23: 9 mm #25: 6.5 mm #27: 9 mm

Tüm IOT gruplarında, tarama CEREC Primescan (Dentsply Sirona V5.2.7, Bensheim, Almanya) kullanılarak, üretici talimatlarına uygun şekilde gerçekleştirilmiştir. Tarama, #27 numaralı implant bölgesinin oklüzal yüzeyinden başlatılmış, ark boyunca #16'ya kadar tarama prosedürü uygulanıp, ardından tarama gövdelerinin bukkal ve palatinal yüzeyleri (O-B-L tarama tekniği) taranmıştır. Elde edilen tarama verileri STL formatında dışa aktarılmıştır.

FG-I grubunda, dikdörtgen formda olan ve siyah zemin üzerinde beyaz noktalı desenler içeren optik işaretleyiciler (IcamBody; Imetric4D Imaging, Sàrl, Courgenay, İsviçre), multi-unit analoglara implant anahtarı kullanılarak, manuel olarak vidalanmıştır. Her tarama öncesinde cihaz kalibrasyonu yapılmıştır. Fotogrametri cihazı, tarama gövdelerinden yaklaşık 20 cm uzaklıkta konumlandırılmıştır. Cihaz, implantların üç boyutlu konumsal pozisyonlarını kaydetmek amacıyla üretici talimatlarına uygun şekilde sistematik olarak sol taraftan sağ tarafa doğru hareket ettirilmiştir. Tarama esnasında yazılım (iScan 3D Dental, iCam 4D, Sàrl, Courgenay, İsviçre) optik işaretleyicileri okuduğunda, işaretleyiciler ekranda yeşil renge dönmektedir. Tüm işaretleyiciler yeşil renge döndükten sonra tarama süreci tamamlanmıştır. İmplant pozisyonları kaydedildikten sonra, yumuşak doku konturlarının kaydedilmesi için optik işaretleyiciler referans işaretleyiciler (iCamRefs; Imetric4D Imaging Sàrl) ile değiştirilmiş ve intraoral tarayıcı (3Shape Trios3, V20.1.3, Kopenhag, Danimarka) kullanılmıştır. İmplant pozisyonları ile yumuşak doku verileri, Fotogrametri yazılımının (iScan 3D Dental V9; Imetric4D Imaging Sàrl, Courgenay, İsviçre) sağladığı *best-fit*

*alignment* algoritması kullanılarak her bir tarama için tek bir STL dosyasında birleştirilmiştir.

PG-O grubunda, beyaz zemin üzerinde gri geometrik desenler bulunan, bayrak benzeri tasarıma sahip optik işaretleyiciler (Oxo Markers, Oxo Technology, Madrid, İspanya) multi-unit analoglara yerleştirilmiştir. Cihazın kalibrasyonu yapıldıktan sonra optik işaretleyiciler taranmıştır. Tarama işleminin ardından işaretleyiciler çözülmüş ve yumuşak doku konturlarının kaydedilmesi amacıyla multi-unit analoglara iyileşme başlıkları (OXO Fit Healing Caps, Oxo Technology) bağlanmıştır. Ardından, yumuşak dokuyu kaydetmek amacıyla bir İOT (AlliedStar AS200E, AlliedStar Medical, V1.0.34.2, Çin) kullanılmıştır. İmplant pozisyonları ve yumuşak doku verileri, sistemin dahili yazılımı (OxoFit, V1.7; Oxo Technology) aracılığıyla tek bir STL dosyasında birleştirilmiştir.

### **Ölçü Netliğinin Değerlendirilmesi**

Bu tez çalışmasında, doğruluğun ve hassasiyetin değerlendirilmesinde kök ortalama kare hata (*Root Mean Square-RMS*) değerleri ile belirlenen 3B yüzey sapmaları kullanılmıştır. Ayrıca, doğruluğun daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmesi amacıyla açısal sapmalar (AS) ve lineer sapmalar (LS) da hesaplanmıştır.

### **Doğruluğun Değerlendirilmesi**

**3B sapma miktarının (RMS) belirlenmesi.** Elde edilen tüm STL dosyaları, 3B analiz için metroloji yazılımına (Geomagic Control, 2014; 3D Systems, Rock Hill, SC, ABD) aktarılmıştır. Referans STL dosyası, deneysel STL dosyalarıyla yazılımın *best-fit alignment* algoritması kullanılarak süperimpoze edilmiştir. Süperimpozisyon sırasında, tarama gövdeleri dışındaki stabil bölgeler seçilmiş ve yazılımın bu bölgeleri esas alması sağlanmıştır.

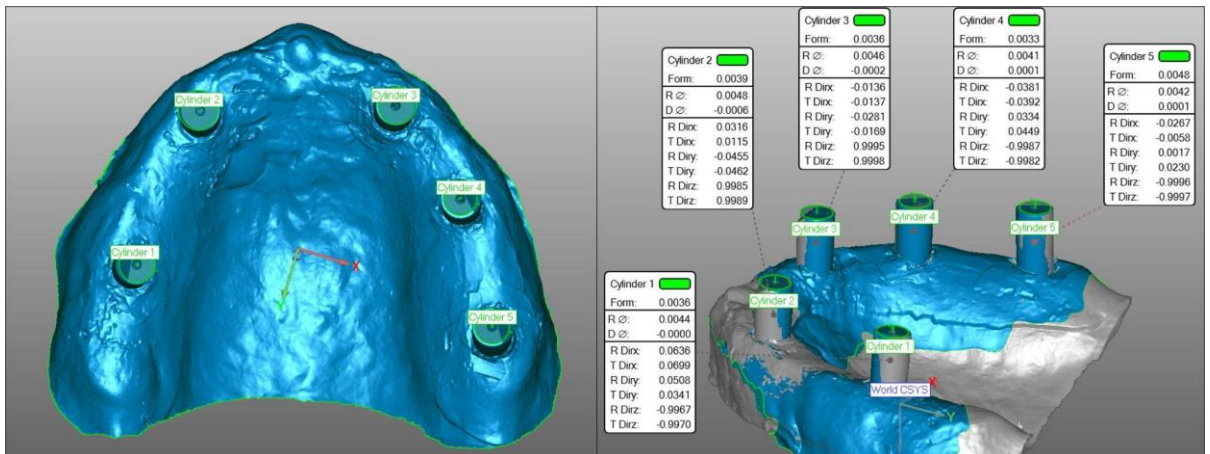
Ardından, “3D compare” modülü kullanılarak deneysel tarama verilerinin referans tarama verisinden sapma miktarlarını gösteren RMS

Estimate değerleri elde edilmiştir. RMS hesaplaması öncesinde yalnızca tarama gövdeleri seçilmiş, maksimum/minimum sapma değerleri +100/-100  $\mu\text{m}$ , tolerans aralığı ise +50/-50  $\mu\text{m}$  olarak belirlenmiştir. Ayrıca, aynı modül aracılığıyla deviasyon miktarlarını görselleştiren renk haritaları oluşturulmuştur.

**Açısal ve lineer sapma miktarının belirlenmesi.** AS ve LS analizleri için, referans taramadaki sanal tarama gövdeleri yazılımın “*Create Feature*” aracı kullanılarak içi boş silindirlere dönüştürülmüştür. İlk olarak, tarama gövdesinin üst düz yüzeyi manuel olarak seçilmiş ve yazılım aracılığıyla yatay bir düzlem oluşturulmuştur. Daha sonra, silindir oluşumuna imkân tanımak için, başlangıç düzleminin 8 mm altında (tarama gövdesinin yüksekliğine karşılık gelecek şekilde) ek bir düzlem tanımlanmıştır. Aynı silindirik özellikler test taramalarında da otomatik olarak oluşturularak standardizasyon sağlanmıştır. Tüm tarama gövdeleri için silindirlerin merkez eksenlerini temsil eden Kartezyen koordinatlar (x, y, z) kaydedilmiştir (Şekil 23 ve 24).

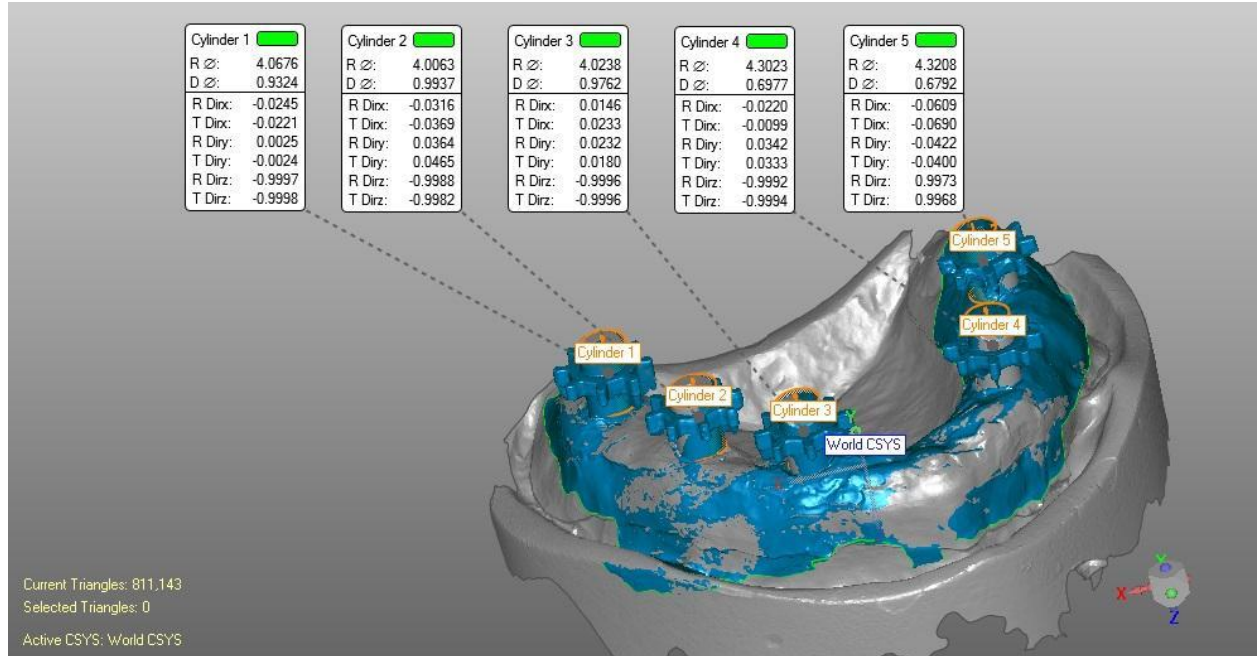
Şekil 23.

*Tarama gövdelerinin silindirlere dönüştürülmesi ve merkez koordinatlarının (x, y, z) Geomagic Control X yazılımında belirlenmesi.*



Şekil 24.

*IOT-T grubunda tarama gövdeleri silindirlere dönüştürüldükten sonra merkez koordinatlarının (x, y, z) Geomagic Control X yazılımında belirlenmesi.*



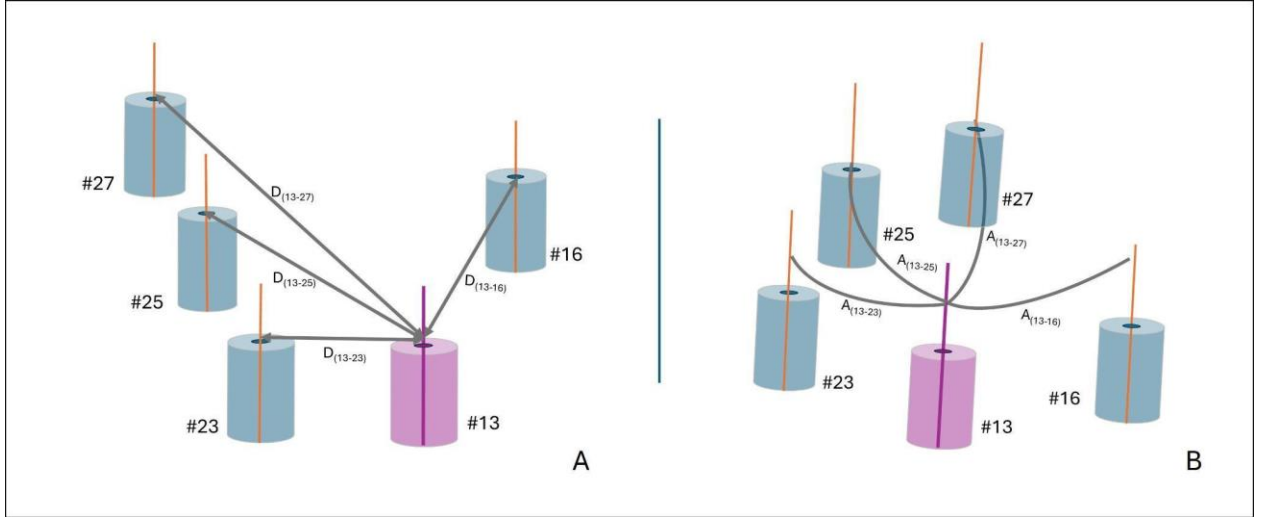
Kanın bölgesindeki implantın (#13) tarama gövdesinin merkezinden geçen doğru referans kabul edilmiştir. Referans implant (#13) ile diğer implantlar (#23, #25, #27, #16) arasındaki lineer ve açısal mesafeler, aşağıda verilen Öklid mesafe formülü kullanılarak hesaplanmıştır:

$$d(u_1, u_2) = |\overline{u_1 u_2}| = \sqrt{(u_{x_1} - u_{x_2})^2 + (u_{y_1} - u_{y_2})^2 + (u_{z_1} - u_{z_2})^2}$$

Formülde yer alan  $X_1$ ,  $Y_1$  ve  $Z_1$ , referans implantın merkezinden geçen çizginin kartezyen koordinatları;  $X_2$ ,  $Y_2$  ve  $Z_2$  ise aradaki mesafenin ölçüldüğü ilgili implantın merkezindeki çizginin kartezyen koordinatlarıdır.  $\Delta LS$  ve  $\Delta AS$  değerleri, referans ve test verilerindeki karşılık gelen ölçümler arasındaki farklar alınarak belirlenmiştir (Gómez-Polo vd., 2024) (Şekil 25).

Şekil 25.

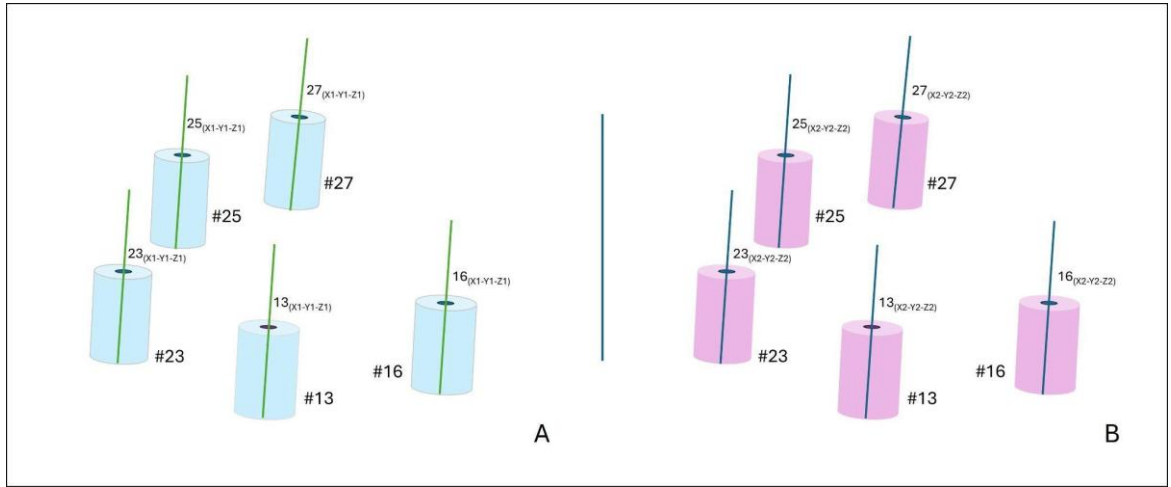
*Tarama gövdelerinin merkez eksenleri üzerinden lineer (A) ve açısız (B) deviasyonların hesaplanması.*



**3B sapma miktarının (RMS) belirlenmesi.** RMS değerleri, referans ve test veri setleri arasındaki deviasyonları nicel olarak değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Hesaplamalar, AS ve LS analizlerinde tanımlanan, tarama gövdelerinin merkez eksenlerini temsil eden içi boş silindirelerin Kartezyen koordinatlarından elde edilen Öklid çizgisel mesafelerine ( $\Delta LS$ ) dayandırılmıştır. RMS hesaplamaları tüm yüzey yerine implantlar arası bölgede, yalnızca tarama gövdelerinin merkez eksenleri üzerinden gerçekleştirilmiş (Şekil 26), böylece klinik açıdan daha anlamlı bölgeler değerlendirilmiştir. Her bir test taraması için deviasyonlar standart RMS formülü kullanılarak hesaplanmıştır (Son vd., 2021).

Şekil 26.

*RMS hesaplamasında kullanılan referans (A) ve test (B) koordinatlarının şematik gösterimi.*

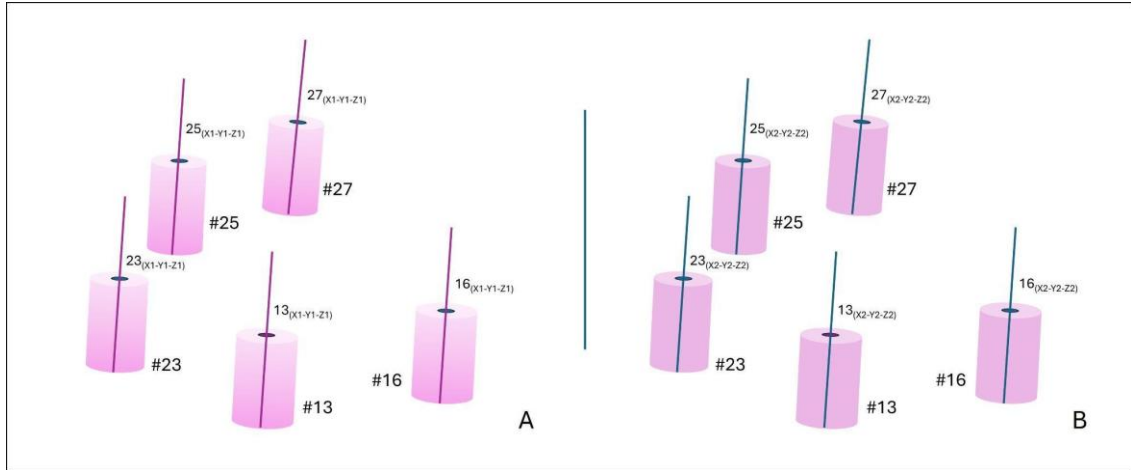


### **Hassasiyetin Değerlendirilmesi**

Hassasiyetin değerlendirilmesinde RMS deviasyon değerleri kullanılmıştır (Rutkunas vd., 2021). Her test grubunda, referans veriden en düşük RMS deviasyonu gösteren tarama “iç referans” olarak belirlenmiştir. Daha sonra, aynı gruptaki diğer tüm taramalar için RMS değerleri bu iç referansa göre yeniden hesaplanmıştır (Şekil 27). Elde edilen RMS değerleri, her grup için hassasiyet değeri olarak belirlenmiştir. Daha düşük RMS değerleri, kullanılan tarama tekniğinin daha tutarlı ve tekrarlanabilir sonuçlar ürettiğini göstermektedir.

Şekil 27.

Hassasiyet analizinde kullanılan iç referans (A) ve grup içi test (B) koordinatlarının şematik gösterimi.



## Verilerin Analizi ve Yorumlanması

### İmplant Açısının Etkisi (Model 1-2-3)

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics (V25.0; IBM Corp., Armonk, NY, ABD) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ( $P > 0,05$ ) ile doğrulanmış, varyansların homojenliği ise Levene testi ( $P > 0,05$ ) ile kontrol edilmiştir. Dijital ölçü tekniğinin ve implantlar arası açı farkının  $\Delta AS$ ,  $\Delta LS$ , RMS ve hassasiyet değerleri üzerindeki etkileri iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. Anlamlı farklılıkların bulunduğu durumlarda ( $P < 0,05$ ) post-hoc analiz için Tukey'in anlamlı fark testi uygulanmıştır.

### İmplant Derinliğinin Etkisi (Model 1-4-5)

Aynı istatistiksel yöntem implant derinliğinin etkilerini değerlendirmek için de uygulanmıştır. Verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ( $P > 0,05$ ), varyans homojenliği ise Levene testi ( $P > 0,05$ ) ile kontrol edilmiştir. Dijital ölçü tekniğinin ve implant yerleştirilme derinliğinin  $\Delta AS$ ,  $\Delta LS$ , RMS ve hassasiyet değerleri üzerindeki ana etkileri iki yönlü ANOVA ile analiz edilmiştir. Anlamlı fark saptanan durumlarda ( $P < 0,05$ ), ikili karşılaştırmalar Tukey post-hoc testi ile yapılmıştır.

Tüm istatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi  $P < 0,05$  olarak kabul edilmiştir.

## **Bölüm IV**

### **Bulgular ve Yorumlar**

Bu tez çalışmasında, implantlar arası açı farkının ve implantın yerleştirilme derinliğinin ölçülerin doğruluğu ve hassasiyeti üzerindeki etkileri bağımsız olarak incelenmiştir. Verilerin yorumlanmasında literatürde önceden tanımlanmış olan eşik değerler temel alınmıştır. AS için eşik değer  $0.4^\circ$  olarak belirlenmiştir (Cheng vd., 2024; Huang vd., 2020); LS için ise  $100 \mu\text{m}$  eşik değeri kullanılmıştır (Andriessen vd., 2014; Huang vd., 2020; Kernen-Gintaute vd., 2025). Bu eşik değerlerini aşan ölçümler klinik olarak kabul edilemez olarak değerlendirilmiştir.

#### **İmplantlar Arası Açı Farkının Etkisinin Değerlendirilmesi**

Tablo 6'da, iki yönlü ANOVA sonuçları sunulmakta olup; dijital ölçü tekniği ve bunların etkileşiminin  $\Delta\text{LS}$ ,  $\Delta\text{AS}$ , 3B sapma ve hassasiyet değerleri üzerindeki etkileri gösterilmektedir.

İki yönlü ANOVA sonuçlarına göre implant açısı (A), kullanılan ölçü tekniği (B) ve bu iki faktörün etkileşimi ( $A \times B$ ), lineer sapma (LS), açısal sapma (AS) ve 3B sapma değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiler göstermiştir ( $P < 0.001$ ). Buna karşılık, implant açısının hassasiyet üzerine tek başına anlamlı bir etkisi bulunmamış ( $P = 0.328$ ), ancak ölçü tekniğinin etkisi ve açının teknikle etkileşimi anlamlı bulunmuştur ( $P < 0.05$ ). Bu bulgular, özellikle doğruluk parametrelerinin hem implant pozisyonundan hem de kullanılan teknikten güçlü biçimde etkilendiğini, hassasiyetin ise daha çok ölçü tekniğine bağlı olduğunu ortaya koymaktadır.

Tablo 6 .

*İki yönlü ANOVA sonuçları: İmplant açısının etkisi*

Faktör	Bağımlı Değişken	Tip III Kareler Toplamı	df	Mean Square	F	P
A	LS #13-23	118.698	2	59.349	14.015	<0.001
	LS #13-25	225.866	2	112.933	29.392	<0.001
	LS #13-27	59.273	2	29.636	7.142	0.001
	LS #13-16	206.653	2	103.327	17.700	<0.001
	AS #13-23	0.830	2	0.415	75.634	<0.001
	AS #13-25	1.020	2	0.510	50.949	<0.001
	AS #13-27	0.609	2	0.305	39.026	<0.001
	AS #13-16	1.031	2	0.515	33.853	<0.001
	3B Sapma	9020.374	2	4514.687	170.831	<0.001
	Hassasiyet	15.484	2	7.742	1.122	0.328
B	LS #13-23	1499.763	4	374.941	88.542	<0.001
	LS #13-25	1130.487	4	282.622	73.556	<0.001
	LS #13-27	2385.627	4	596.407	143.734	<0.001
	LS #13-16	7146.903	4	1786.726	306.072	<0.001
	AS #13-23	2.863	4	0.716	130.429	<0.001
	AS #13-25	4.521	4	1.130	112.897	<0.001
	AS #13-27	5.651	4	1.413	180.922	<0.001
	AS #13-16	13.859	4	3.465	227.628	<0.001
	3B Sapma	50425.371	4	12606.343	0.477	<0.001
	Hassasiyet	398.333	4	99.583	14.433	<0.001
A*B	LS #13-23	144.920	8	18.115	4.278	<0.001
	LS #13-25	141.092	8	17.637	4.590	<0.001
	LS #13-27	136.045	8	17.006	4.098	<0.001
	LS #13-16	249.456	8	31.182	5.342	<0.001
	AS #13-23	0.217	8	0.027	4.936	<0.001
	AS #13-25	0.314	8	0.039	3.918	<0.001
	AS #13-27	0.647	8	0.081	10.357	<0.001
	AS #13-16	0.469	8	0.059	3.848	<0.001

3B Sapma	5783.248	8	722.906	27.354	<0.001
Hassasiyet	146.714	8	18.339	2.658	0.008

A, İmplant açısı; B, Teknik

### Lineer Sapma Bulguları

Ortalama  $\Delta LS$  değerleri  $\pm$  standart sapmalar (SS), Tablo 7 ve Şekil 28'de sunulmuştur. Tüm implant bölgelerinde, IOT grubu en yüksek  $\Delta LS$  değerlerini göstermiş ve bu değerler diğer tüm test gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (tüm P değerleri <0.01). #13–16 bölgesinde IOT, ortalama  $30.24 \pm 6.44$   $\mu m$  sapma kaydederken, FG-I grubu  $5.65 \pm 2.08$   $\mu m$  göstermiştir. Tüm modellerde FG-I tüm en düşük  $\Delta LS$  değerlerini sergilemiş (aralık:  $3.25$ – $5.65$   $\mu m$ ) ve diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ( $P < 0.001$ ).

Tablo 7.

*Lineer sapma farklılıklarına ( $\Delta LS$ ,  $\mu m$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Açı farkı etkisi*

İmplant (#)	Teknik	Model 1	Model 2	Model 3	Toplam
13-23	IOT	$14.46 \pm 2.77^{A,b}$	$16.11 \pm 2.07^{A,b}$	$16.4 \pm 2.38^{A,c}$	$15.66 \pm 2.57^d$
	IOT-T	$10.96 \pm 2.70^{B,a}$	$7.18 \pm 1.45^{A,a}$	$11.89 \pm 2.67^{B,b}$	$10.01 \pm 3.11^c$
	IOT-LU	$9.7 \pm 1.15^{B,a}$	$5.57 \pm 2.64^{A,a}$	$8.9 \pm 2.77^{B,b}$	$8.06 \pm 2.92^b$
	FG-I	$6.69 \pm 0.44^{A,a}$	$5.84 \pm 1.29^{A,a}$	$5.96 \pm 1.55^{A,a}$	$6.16 \pm 1.25^a$
	FG-O	$9.16 \pm 1.89^{A,a}$	$7.75 \pm 1.61^{A,a}$	$9.82 \pm 1.21^{A,b}$	$8.91 \pm 1.81^b$
	Toplam	$10.19 \pm 3.24^B$	$8.49 \pm 3.32^A$	$10.59 \pm 4.11^B$	$9.76 \pm 4.03$
13-25	IOT	$13.67 \pm 3.81^{B,c}$	$9.72 \pm 2.26^{A,c}$	$14.68 \pm 3.15^{B,d}$	$12.69 \pm 3.80^c$
	IOT-T	$6.42 \pm 2.19^{A,ab}$	$7.04 \pm 2.11^{A,b}$	$6.59 \pm 2.06^{A,ab}$	$6.68 \pm 2.14^b$
	IOT-LU	$8.27 \pm 2.17^{B,b}$	$5.01 \pm 2.10^{A,ab}$	$10.88 \pm 3.34^{C,c}$	$8.05 \pm 3.54^b$
	FG-I	$4.83 \pm 1.32^{A,a}$	$3.25 \pm 1.86^{A,a}$	$4.98 \pm 0.70^{A,a}$	$4.35 \pm 1.58^a$
	FG-O	$7.48 \pm 2.42^{AB,b}$	$5.52 \pm 1.26^{A,ab}$	$8.10 \pm 2.02^{B,b}$	$7.03 \pm 2.25^b$
	Toplam	$8.93 \pm 3.91^A$	$6.11 \pm 2.92^A$	$9.05 \pm 4.21^B$	$7.76 \pm 3.92$
13-27	IOT	$16.14 \pm 3.93^{A,c}$	$14.7 \pm 3.16^{A,c}$	$15.30 \pm 3.18^{A,d}$	$15.38 \pm 3.49^c$
	IOT-T	$5.77 \pm 2.64^{A,ab}$	$5.48 \pm 2.04^{A,ab}$	$10.57 \pm 2.16^{B,c}$	$7.27 \pm 3.27^b$

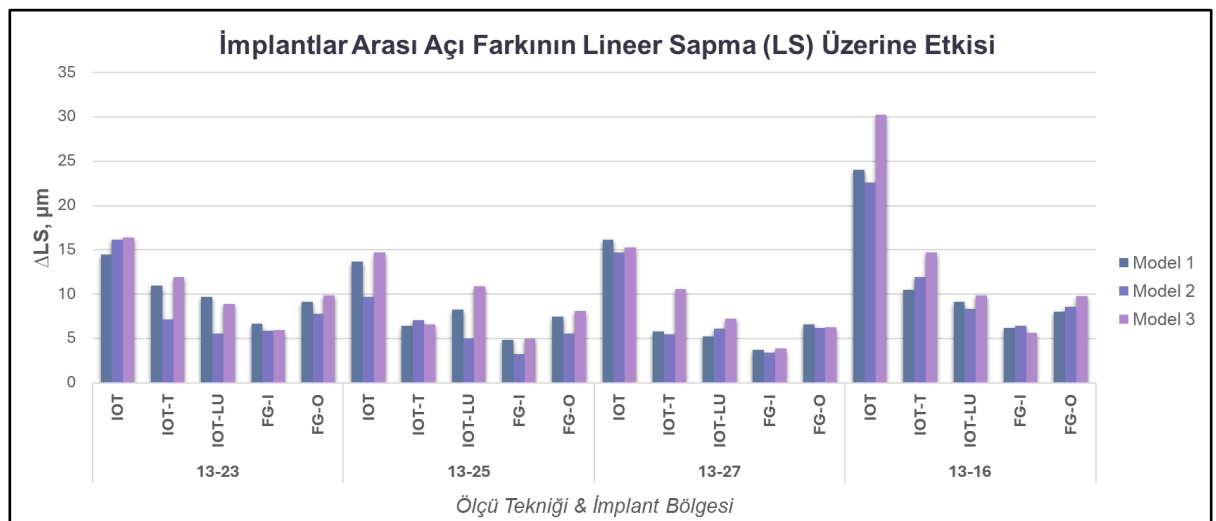
	IOT-LU	5.24 ± 2.24 <sup>A,ab</sup>	6.08 ± 3.19 <sup>A,ab</sup>	7.25 ± 3.53 <sup>A,b</sup>	6.19 ± 3.15 <sup>b</sup>
	FG-I	3.70 ± 2.49 <sup>A,a</sup>	3.44 ± 2.31 <sup>A,a</sup>	3.90 ± 1.48 <sup>A,a</sup>	3.68 ± 2.15 <sup>a</sup>
	FG-O	6.60 ± 2.45 <sup>A,b</sup>	6.23 ± 2.39 <sup>A,b</sup>	6.25 ± 2.74 <sup>A,ab</sup>	6.36 ± 2.54 <sup>b</sup>
	Toplam	7.49 ± 5.25 <sup>A</sup>	7.19 ± 4.71 <sup>A</sup>	8.65 ± 4.80 <sup>B</sup>	7.78 ± 4.96
13-16	IOT	24.00 ± 5.96 <sup>A,c</sup>	22.59 ± 5.63 <sup>A,c</sup>	30.24 ± 6.44 <sup>B,d</sup>	25.61 ± 6.88 <sup>d</sup>
	IOT-T	10.46 ± 3.92 <sup>A,b</sup>	11.89 ± 3.88 <sup>A,b</sup>	14.72 ± 3.50 <sup>B,c</sup>	12.36 ± 4.17 <sup>c</sup>
	IOT-LU	9.11 ± 2.34 <sup>A,b</sup>	8.36 ± 2.51 <sup>A,a</sup>	9.87 ± 3.58 <sup>A,b</sup>	9.11 ± 2.93 <sup>b</sup>
	FG-I	6.21 ± 2.80 <sup>A,a</sup>	6.41 ± 2.04 <sup>A,a</sup>	5.65 ± 2.08 <sup>A,a</sup>	6.09 ± 2.36 <sup>a</sup>
	FG-O	8.01 ± 2.68 <sup>A,ab</sup>	8.55 ± 2.11 <sup>A,a</sup>	9.78 ± 3.29 <sup>A,b</sup>	8.78 ± 2.83 <sup>b</sup>
	Toplam	11.56 ± 7.41 <sup>A</sup>	11.56 ± 6.77 <sup>A</sup>	14.05 ± 9.49 <sup>B</sup>	12.39 ± 8.06

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

İmplant bölgeleri #13–23 ve #13–16 dışında, IOT-T, IOT-LU ve FG-O grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir (tüm P değerleri >0.05). Ayrıca, #13–23 implant bölgesi hariç diğer tüm implant bölgelerinde Model 1 ve Model 2 arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir (P=1.000). Model 3 tüm implant bölgelerinde en yüksek  $\Delta LS$  değerlerini göstermesine rağmen, #13–23 implant bölgesinde Model 1 ile Model 3 arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P=1.000).

Şekil 28.

*Farklı implant açılanmalarında ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-2-3) göre lineer sapma ( $\Delta LS$ ,  $\mu m$ ) değerlerinin karşılaştırılması*



Etkileşim terimleri incelendiğinde, IOT-T, IOT-LU ve FG-I, Model 1’de görece tutarlı ve düşük sapma değerleri göstermiştir. Model 2’de, IOT grubu Model 1’e kıyasla daha düşük sapma değerleri kaydetmiştir. Buna karşın IOT-LU açığı farkı olduğunda daha yüksek sapma değerleri sergilemiştir. Model 3’deki distal yöndeki açığı farkı daha yüksek sapma değerlerine yol açmıştır; özellikle IOT grubunda (#13–16 alanında 30.24  $\mu\text{m}$ ) yüksek tarama hatası gözlenmiştir. FG-I ise tüm modellerde düşük sapma değerlerini korumuş ve implant açılanmasındaki değişikliklerden etkilenmemiştir. Bununla birlikte, tüm modellerde ve tüm tekniklerde  $\Delta\text{LS}$  değerlerinin 100  $\mu\text{m}$  eşik değerinin altında kaldığı görülmüştür.

### **Açısal Sapma Bulguları**

Ortalama  $\Delta\text{AS}$  değerleri  $\pm$  SS, Tablo 8 ve Şekil 29’da sunulmuştur. Ölçü tekniğinden bağımsız olarak sadece açığı parametresi dikkate alındığında, Model 1 ile Model 2 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (#13–23, #13–25 ve #13–16 için  $P=1.000$ ; #13–27 için  $P=0.422$ ). Ancak, Model 3 tüm implant bölgelerinde diğer modellere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek  $\Delta\text{AS}$  değerleri göstermiştir (tüm  $P$  değerleri  $<0.01$ ). IOT grubunda #13–16 bölgesinde  $\Delta\text{AS}$ , Model 1’de  $1.08 \pm 0.29^\circ$  iken Model 3’te  $1.28 \pm 0.19^\circ$ ’ye yükselmiş ve klinik olarak kabul edilebilir  $0.4^\circ$  eşik değerini aşmıştır.

Tablo 8.

*Açısal sapma farklılıklarına ( $\Delta\text{AS}$ ,  $^\circ$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Açığı etkisi*

İmplant (#)	Teknik	Model 1	Model 2	Model 3	Toplam
13-23	IOT	$0.40 \pm 0.16^{A,c}$	$0.55 \pm 0.09^{B,c}$	$0.69 \pm 0.14^{C,e}$	$0.55 \pm 0.18^e$
	IOT-T	$0.33 \pm 0.03^{A,bc}$	$0.31 \pm 0.11^{A,b}$	$0.52 \pm 0.13^{B,d}$	$0.39 \pm 0.14^d$
	IOT-LU	$0.25 \pm 0.09^{A,b}$	$0.32 \pm 0.09^{A,b}$	$0.41 \pm 0.07^{B,c}$	$0.33 \pm 0.11^c$
	FG-I	$0.13 \pm 0.01^{A,a}$	$0.14 \pm 0.13^{A,a}$	$0.19 \pm 0.09^{A,a}$	$0.15 \pm 0.10^a$
	FG-O	$0.14 \pm 0.02^{A,a}$	$0.15 \pm 0.16^{A,a}$	$0.31 \pm 0.17^{B,b}$	$0.20 \pm 0.16^b$
	Toplam	$0.25 \pm 0.13^A$	$0.29 \pm 0.19^A$	$0.42 \pm 0.21^B$	$0.32 \pm 0.18$
13-25	IOT	$0.61 \pm 0.16^{A,c}$	$0.54 \pm 0.32^{A,c}$	$0.84 \pm 0.37^{B,d}$	$0.66 \pm 0.32^e$
	IOT-T	$0.36 \pm 0.09^{A,b}$	$0.39 \pm 0.14^{A,b}$	$0.58 \pm 0.23^{B,c}$	$0.44 \pm 0.19^d$
	IOT-LU	$0.28 \pm 0.07^{A,ab}$	$0.24 \pm 0.12^{A,a}$	$0.48 \pm 0.07^{B,bc}$	$0.33 \pm 0.14^c$

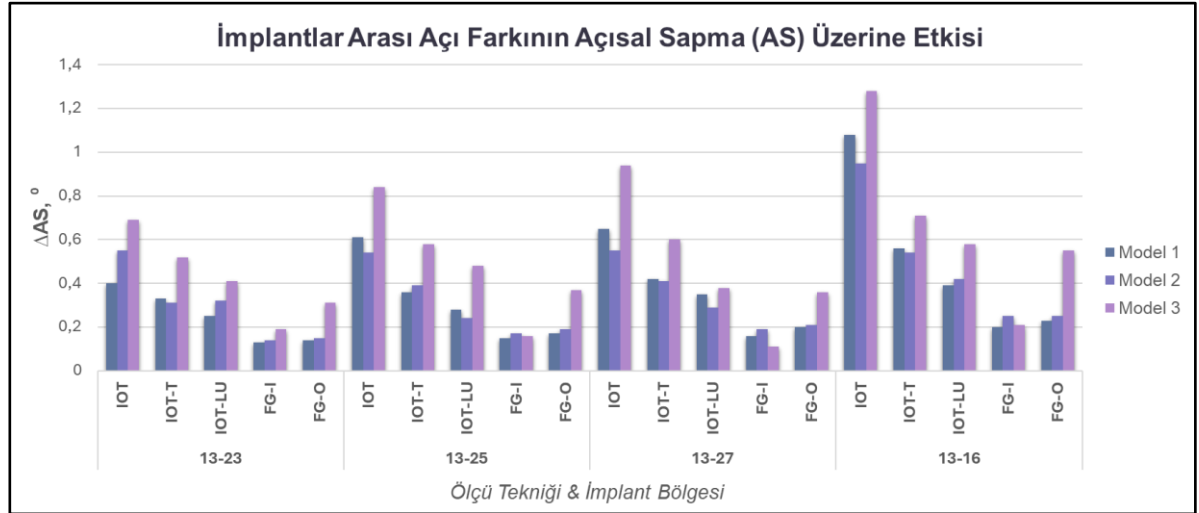
	FG-I	0.15 ± 0.02 <sup>A,a</sup>	0.17 ± 0.05 <sup>A,a</sup>	0.16 ± 0.04 <sup>A,a</sup>	0.16 ± 0.04 <sup>a</sup>
	FG-O	0.17 ± 0.08 <sup>A,a</sup>	0.19 ± 0.10 <sup>A,a</sup>	0.37 ± 0.13 <sup>B,b</sup>	0.24 ± 0.14 <sup>b</sup>
	Toplam	0.31 ± 0.19 <sup>A</sup>	0.31 ± 0.22 <sup>A</sup>	0.49 ± 0.31 <sup>B</sup>	0.37 ± 0.24
13-27	IOT	0.65 ± 0.17 <sup>B,c</sup>	0.55 ± 0.27 <sup>A,c</sup>	0.94 ± 0.13 <sup>C,d</sup>	0.71 ± 0.26 <sup>e</sup>
	IOT-T	0.42 ± 0.05 <sup>A,b</sup>	0.41 ± 0.13 <sup>A,b</sup>	0.60 ± 0.14 <sup>B,c</sup>	0.48 ± 0.14 <sup>d</sup>
	IOT-LU	0.35 ± 0.08 <sup>A,b</sup>	0.29 ± 0.14 <sup>A,a</sup>	0.38 ± 0.23 <sup>B,b</sup>	0.34 ± 0.11 <sup>c</sup>
	FG-I	0.16 ± 0.03 <sup>A,a</sup>	0.19 ± 0.09 <sup>A,a</sup>	0.11 ± 0.12 <sup>A,a</sup>	0.15 ± 0.09 <sup>a</sup>
	FG-O	0.20 ± 0.12 <sup>A,a</sup>	0.21 ± 0.15 <sup>A,a</sup>	0.36 ± 0.11 <sup>B,b</sup>	0.26 ± 0.18 <sup>b</sup>
	Toplam	0.36 ± 0.22 <sup>A</sup>	0.33 ± 0.21 <sup>A</sup>	0.48 ± 0.30 <sup>B</sup>	0.39 ± 0.24
13-16	IOT	1.08 ± 0.29 <sup>B,d</sup>	0.95 ± 0.44 <sup>A,c</sup>	1.28 ± 0.19 <sup>C,d</sup>	1.10 ± 0.35 <sup>e</sup>
	IOT-T	0.56 ± 0.22 <sup>A,c</sup>	0.54 ± 0.15 <sup>A,b</sup>	0.71 ± 0.11 <sup>B,c</sup>	0.60 ± 0.27 <sup>d</sup>
	IOT-LU	0.39 ± 0.13 <sup>A,b</sup>	0.42 ± 0.08 <sup>A,b</sup>	0.58 ± 0.13 <sup>B,bc</sup>	0.46 ± 0.14 <sup>c</sup>
	FG-I	0.20 ± 0.08 <sup>A,a</sup>	0.25 ± 0.09 <sup>A,a</sup>	0.21 ± 0.07 <sup>A,a</sup>	0.22 ± 0.08 <sup>a</sup>
	FG-O	0.23 ± 0.21 <sup>A,ab</sup>	0.25 ± 0.12 <sup>A,a</sup>	0.55 ± 0.23 <sup>B,b</sup>	0.34 ± 0.24 <sup>b</sup>
	Toplam	0.49 ± 0.41 <sup>A</sup>	0.48 ± 0.34 <sup>A</sup>	0.67 ± 0.38 <sup>B</sup>	0.55 ± 0.38

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Ölçü tekniğinin etkisi analiz edildiğinde, FG-I grubu tüm modellerde en düşük  $\Delta AS$  değerlerini sergilemiş (aralık:  $0.12^\circ$ – $0.25^\circ$ ) ve diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ( $P \leq 0.034$ ). Etkileşim terimleri incelendiğinde, IOT tekniği tüm modellerde en yüksek  $\Delta AS$  değerlerini kaydetmiş, tüm implant bölgelerinde  $0.4^\circ$  eşik değerini aşmıştır. IOT-T grubunda  $\Delta AS$  değerleri, Model 1 ve Model 2'de #13–23 ve #13–25 bölgeleri dışında tüm implant bölgelerinde  $0.4^\circ$  eşik değerini aşmıştır.

Şekil 29.

*Farklı implant açılanmalarında ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-2-3) göre açısal sapma ( $\Delta AS$ , °) değerlerinin karşılaştırılması*



FG-I grubunda ise tüm implant bölgelerinde modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (tüm P değerleri  $\geq 0.143$ ). IOT-T, IOT-LU, IOT ve FG-O tekniklerinin tüm implant bölgelerinde (IOT-LU tekniğinin #13–27 bölgesi hariç), Model 3  $\Delta AS$  değerleri Model 1 ve Model 2'ye kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (tüm P değerleri  $\leq 0.022$ ). IOT-LU grubunda  $\Delta AS$  değerleri, Model 1 ve Model 2'nin çoğu implant bölgesinde  $0.4^\circ$  eşik değerinin altında kalmış, ancak Model 2'nin #13–16 bölgesinde bu eşik aşılmıştır. Buna karşılık, Model 3'te tüm implant bölgelerinde  $\Delta AS$  değerleri eşik değerini geçmiştir.

### **3B Sapma (RMS) Bulguları**

Ölçü teknikleri ve açılı implantları içeren modeller için elde edilen RMS değerleri Tablo 9'da ve Şekil 30'da sunulmuştur. Tüm teknik ve modellerde RMS değerleri  $100 \mu\text{m}$  eşik değerinin altında kalmıştır. Teknikler arasında FG-I grubu en düşük RMS değerlerini göstermiştir ( $17.38 \pm 4.12$  ile  $18.93 \pm 2.15 \mu\text{m}$  aralığında), buna karşılık IOT tüm modellerde en yüksek değerleri kaydetmiştir ( $48.10 \pm 3.67$  ile  $75.11 \pm 9.32 \mu\text{m}$  aralığında) (tüm P değerleri  $< 0.01$ ).

İmplantlar arasındaki açı farkının RMS değerleri üzerindeki etkisi, IOT-LU ve FG-I gruplarında anlamlı bulunmamıştır (tüm P değerleri  $\geq 0.143$ ). Ancak, distal yönde açılı yerleştirilen implantlar, IOT, IOT-T ve FG-O gruplarında 3B sapmaların artmasına yol açmıştır. Etkileşim terimleri değerlendirildiğinde, Model 1’de IOT en yüksek RMS değerini göstermiştir ( $67.09 \pm 8.21 \mu\text{m}$ ) ve bu değer IOT-T, IOT-LU ve her iki fotogrametri sistemiyle karşılaştırıldığında anlamlı derecede yüksektir. FG-I ise en düşük RMS değerini göstererek ( $19.07 \pm 2.15 \mu\text{m}$ ) ve yüksek doğruluk ortaya koymuştur. IOT-T ve IOT-LU benzer performans sergilemiş, aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tablo 9.

*Doğruluk değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler*

<b>Teknik</b>	<b>Model 1</b>	<b>Model 2</b>	<b>Model 3</b>	<b>Toplam</b>
IOT	$67.09 \pm 8.21^{B,c}$	$48.10 \pm 3.67^{A,c}$	$75.11 \pm 9.32^{C,d}$	$63.08 \pm 13.57^d$
IOT-T	$36.01 \pm 5.44^{A,b}$	$32.24 \pm 4.21^{A,b}$	$51.43 \pm 6.04^{B,c}$	$39.13 \pm 9.74^c$
IOT-LU	$33.24 \pm 3.54^{A,b}$	$29.31 \pm 2.48^{A,b}$	$34.29 \pm 6.12^{A,b}$	$32.43 \pm 4.84^b$
FG-I	$19.07 \pm 2.15^{A,a}$	$17.42 \pm 2.79^{A,a}$	$17.38 \pm 4.12^{A,a}$	$18.21 \pm 3.27^a$
FG-O	$30.26 \pm 5.89^{A,b}$	$28.22 \pm 3.76^{A,b}$	$48.19 \pm 6.37^{B,b}$	$35.30 \pm 8.52^b$
Toplam	$36.74 \pm 14.96^A$	$30.75 \pm 10.56^A$	$45.03 \pm 20.34^B$	$38.17 \pm 17.46$

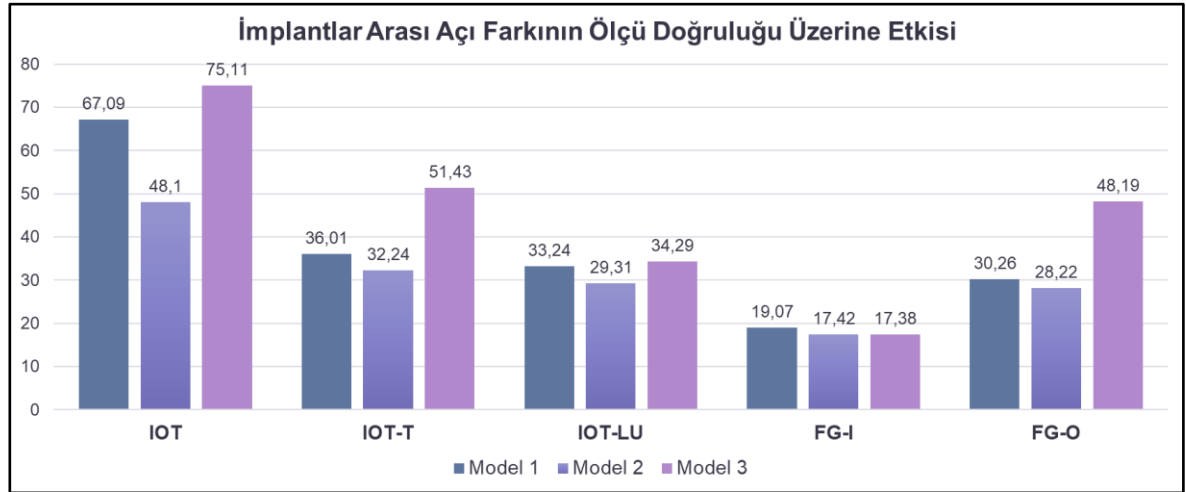
Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Model 2’de IOT’nin doğruluk performansı Model 1’e kıyasla anlamlı derecede daha iyidir ( $48.10 \pm 3.67 \mu\text{m}$ ), IOT-T ve IOT-LU ise fark gözlenmemiştir.

Model 3, IOT için en yüksek deviasyonların gözlendiği model olmuştur ( $75.11 \pm 9.32 \mu\text{m}$ ) ve bu değer diğer tüm teknik-model kombinasyonlarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Aynı modelde IOT-T ve FG-O gruplarında da deviasyon artışı gözlenmiş, bu da distal yönde açılı implantların bu teknikleri daha olumsuz etkilediğini göstermiştir. Buna karşılık, FG-I tüm modellerde düşük RMS değerlerini koruyarak ( $17.38 \pm 4.12 \mu\text{m}$ ) üstün performans sergilemiştir.

Şekil 30.

Modellere göre (Model 1-2-3) dijital ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırması (ortalama RMS,  $\mu\text{m}$ ).



### Hassasiyet Bulguları

Hassasiyet değerlendirmesine ilişkin RMS değerleri Tablo 10'da ve Şekil 31'de sunulmuştur. Hassasiyet değerleri,  $7.11 \pm 1.58 \mu\text{m}$  (FG-I, Model 1) ile  $13.71 \pm 2.32 \mu\text{m}$  (IOT, Model 1) arasında değişmiştir. FG-I grubu en yüksek genel hassasiyeti göstermiştir ( $8.13 \pm 1.46 \mu\text{m}$ ) ve bunu FG-O ( $10.93 \pm 2.89 \mu\text{m}$ ) izlemiştir. Bu iki grup diğer tekniklerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir (tüm P değerleri  $\leq 0.011$ ). IOT grubu en düşük hassasiyeti sergilemiştir ( $11.97 \pm 3.24 \mu\text{m}$ ).

Tablo 10.

Hassasiyet değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

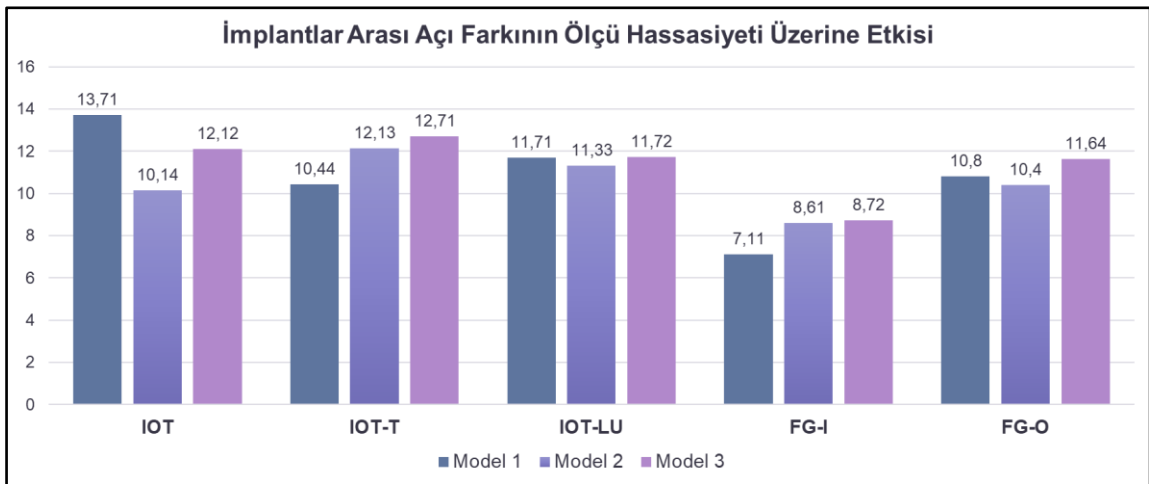
Teknik	Model 1	Model 2	Model 3	Toplam
IOT	$13.71 \pm 2.32^{A,c}$	$10.14 \pm 2.63^{A,b}$	$12.12 \pm 3.24^{A,b}$	$11.97 \pm 3.24^c$
IOT-T	$10.44 \pm 1.78^{A,b}$	$12.13 \pm 3.33^{A,b}$	$12.71 \pm 3.57^{A,b}$	$11.73 \pm 3.15^c$
IOT-LU	$11.71 \pm 3.22^{A,b}$	$11.33 \pm 3.27^{A,b}$	$11.72 \pm 3.57^{A,b}$	$11.57 \pm 3.36^c$
FG-I	$7.11 \pm 1.58^{A,a}$	$8.61 \pm 1.06^{A,a}$	$8.72 \pm 1.09^{A,a}$	$8.13 \pm 1.46^a$

FG-O	10.80 ± 2.91 <sup>A,b</sup>	10.40 ± 2.52 <sup>A,b</sup>	11.64 ± 3.09 <sup>A,b</sup>	10.93 ± 2.89 <sup>b</sup>
Toplam	10.70 ± 3.35 <sup>A</sup>	10.52 ± 2.94 <sup>A</sup>	11.43 ± 3.36 <sup>A</sup>	10.90 ± 3.21

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Şekil 31.

*Modellere göre (Model 1-2-3) dijital ölçü tekniklerinin hassasiyet karşılaştırması (ortalama RMS,  $\mu\text{m}$ ).*



Her bir tekniğin kendi içinde modeller kıyaslandığında, aralarında anlamlı bir fark saptanmamıştır ( $P \geq 0.064$ ); bu da implant açılmasının hassasiyeti etkilemediğini düşündürmektedir. Etkileşim terimleri değerlendirildiğinde, FG-I tüm modellerde en düşük RMS değerlerini ortaya koyarak en yüksek hassasiyeti göstermiştir; modeller arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (7.11–8.72  $\mu\text{m}$ ,  $P > 0.05$ ).

### İmplant Derinliğinin Etkisinin Değerlendirilmesi

Tablo 11'de, iki yönlü ANOVA sonuçları sunulmakta olup; dijital ölçü tekniği ve bunların etkileşiminin  $\Delta\text{LS}$ ,  $\Delta\text{AS}$ , 3B sapma ve hassasiyet değerleri üzerindeki etkileri gösterilmektedir.

İki yönlü ANOVA sonuçlarına göre implant derinliği (A), kullanılan ölçü tekniği (B) ve bu iki faktörün etkileşimi ( $A \times B$ ), lineer sapma (LS), açısal sapma (AS), 3B sapma ve hassasiyet değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiler göstermiştir ( $P < 0.05$ ). LS ve 3B sapma değerleri hem implant derinliği hem

de teknik faktöründen güçlü biçimde etkilenmiştir. AS değerleri ise çoğu bölgede anlamlı farklılık göstermiş, ancak bazı bölgelerde (ör. #13–25, #13–27, #13–16) A×B etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $P>0.05$ ).

Hassasiyet üzerinde ise hem derinlik hem de teknik faktörleri anlamlı etkiye sahip olup ( $P<0.001$ ), ayrıca etkileşim terimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P=0.027$ ). Bu bulgular, implant derinliğinin özellikle doğruluk parametreleri üzerinde belirleyici rol oynadığını, hassasiyetin ise hem tekniğe hem de derinlik-teknik etkileşimine duyarlı olduğunu ortaya koymaktadır.

Tablo 11.

*İki yönlü ANOVA sonuçları: İmplant yerleştirilme derinliğinin etkisi*

Faktör	Bağımlı Değişken	Tip III Kareler Toplamı	df	Mean Square	F	P
A	LS #13-23	42.445	2	21.222	4.101	<0.001
	LS #13-25	15.397	2	7.698	0.686	<0.001
	LS #13-27	84.624	2	42.312	7.045	0.001
	LS #13-16	71.328	2	35.664	5.296	0.006
	AS #13-23	6.690	2	3.345	89.366	<0.001
	AS #13-25	3.670	2	1.835	9.061	<0.001
	AS #13-27	2.695	2	1.347	18.879	<0.001
	AS #13-16	1.861	2	0.93	7.177	0.001
	3B Sapma	7.559.548	2	3.779.774	284.659	<0.001
	Hassasiyet	200.586	2	100.293	27.502	<0.001
B	LS #13-23	441.096	4	110.274	21.311	<0.001
	LS #13-25	541.006	4	135.251	12.052	<0.001
	LS #13-27	998.709	4	249.677	41.569	<0.001
	LS #13-16	1.552.033	4	388.008	57.613	<0.001
	AS #13-23	13.712	4	3.428	91.582	<0.001
	AS #13-25	9.229	4	2.307	11.393	<0.001
	AS #13-27	4.172	4	1.043	14.613	<0.001
	AS #13-16	20.876	4	5.219	40.263	<0.001

	3B Sapma	62.161.370	4	15.540.343	1.170.359	<0.001
	Hassasiyet	1.207.689	4	301.922	82.792	<0.001
	LS #13-23	940.558	8	117.57	22.721	<0.001
	LS #13-25	592.855	8	74.107	6.604	<0.001
	LS #13-27	119.779	8	14.972	2.493	0.015
	LS #13-16	368.801	8	46.1	6.845	<0.001
A*B	AS #13-23	4.872	8	0.609	16.269	<0.001
	AS #13-25	1.311	8	0.164	0.809	0.596
	AS #13-27	0.445	8	0.056	0.78	0.621
	AS #13-16	0.592	8	0.074	0.571	0.8
	3B Sapma	3.731.994	8	466.499	35.133	0.001
	Hassasiyet	64.826	8	8.103	2.222	0.027

A, İmplant derinliği; B, Teknik

### Lineer Sapma Bulguları

Ortalama  $\Delta LS$  değerleri  $\pm$  standart sapmalar (SS), Tablo 12 ve Şekil 32'de sunulmuştur.

Tablo 12.

*Lineer sapma farklılıklarına ( $\Delta LS$ ,  $\mu m$ ) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Derinlik etkisi*

İmplant (#)	Teknik	Model 1	Model 4	Model 5	Toplam
13-23	IOT	14.46 $\pm$ 2.77 <sup>A,b</sup>	19.52 $\pm$ 4.07 <sup>AB,b</sup>	30.92 $\pm$ 5.47 <sup>B,b</sup>	21.63 $\pm$ 4.10 <sup>b</sup>
	IOT-T	10.96 $\pm$ 2.70 <sup>A,ab</sup>	8.82 $\pm$ 2.73 <sup>A,ab</sup>	11.12 $\pm$ 2.32 <sup>B,ab</sup>	10.30 $\pm$ 2.58 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	9.70 $\pm$ 1.15 <sup>A,ab</sup>	7.78 $\pm$ 1.34 <sup>A,a</sup>	7.70 $\pm$ 1.34 <sup>A,a</sup>	8.39 $\pm$ 1.28 <sup>a</sup>
	FG-I	6.69 $\pm$ 0.44 <sup>A,a</sup>	6.21 $\pm$ 0.94 <sup>A,a</sup>	8.64 $\pm$ 1.78 <sup>B,a</sup>	7.18 $\pm$ 1.05 <sup>a</sup>
	FG-O	9.16 $\pm$ 1.89 <sup>A,ab</sup>	9.86 $\pm$ 2.63 <sup>A,ab</sup>	9.35 $\pm$ 1.97 <sup>A,a</sup>	9.46 $\pm$ 2.16 <sup>ab</sup>
	Toplam	10.19 $\pm$ 1.79 <sup>A</sup>	10.44 $\pm$ 2.34 <sup>A</sup>	13.55 $\pm$ 2.58 <sup>B</sup>	11.39 $\pm$ 2.24
13-25	IOT	13.67 $\pm$ 3.81 <sup>A,b</sup>	17.22 $\pm$ 2.53 <sup>AB,b</sup>	22.22 $\pm$ 4.22 <sup>B,b</sup>	17.70 $\pm$ 3.52 <sup>b</sup>
	IOT-T	6.42 $\pm$ 2.19 <sup>A,a</sup>	7.11 $\pm$ 2.19 <sup>A,a</sup>	9.86 $\pm$ 2.56 <sup>A,ab</sup>	7.80 $\pm$ 2.31 <sup>ab</sup>
	IO-LU	8.27 $\pm$ 2.17 <sup>AB,ab</sup>	6.59 $\pm$ 5.95 <sup>A,a</sup>	13.28 $\pm$ 3.56 <sup>B,ab</sup>	9.38 $\pm$ 3.89 <sup>ab</sup>
	FG-I	4.83 $\pm$ 1.32 <sup>A,a</sup>	4.54 $\pm$ 2.89 <sup>A,a</sup>	4.88 $\pm$ 1.88 <sup>A,a</sup>	4.75 $\pm$ 2.03 <sup>a</sup>
	FG-O	7.48 $\pm$ 2.42 <sup>A,ab</sup>	9.52 $\pm$ 2.44 <sup>AB,ab</sup>	7.13 $\pm$ 1.92 <sup>A,ab</sup>	8.04 $\pm$ 2.26 <sup>ab</sup>

	Toplam	8.13 ± 2.38 <sup>A</sup>	9.00 ± 3.20 <sup>A</sup>	11.47 ± 2.83 <sup>B</sup>	9.53 ± 2.80
13-27	IOT	16.14 ± 3.93 <sup>A,b</sup>	17.72 ± 3.40 <sup>A,b</sup>	16.48 ± 3.87 <sup>A,b</sup>	16.78 ± 3.73 <sup>b</sup>
	IOT-T	5.77 ± 2.36 <sup>A,a</sup>	10.66 ± 2.73 <sup>B,ab</sup>	9.83 ± 2.66 <sup>AB,a</sup>	8.75 ± 2.58 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	5.54 ± 2.24 <sup>A,a</sup>	8.69 ± 1.82 <sup>AB,a</sup>	10.49 ± 2.15 <sup>B,ab</sup>	8.24 ± 2.07 <sup>ab</sup>
	FG-I	3.70 ± 2.49 <sup>A,a</sup>	6.08 ± 0.28 <sup>B,a</sup>	7.80 ± 2.21 <sup>B,a</sup>	5.86 ± 1.66 <sup>a</sup>
	FG-O	6.60 ± 2.45 <sup>A,ab</sup>	7.99 ± 2.32 <sup>AB,a</sup>	10.53 ± 3.61 <sup>B,ab</sup>	8.37 ± 2.79 <sup>ab</sup>
	Toplam	7.55 ± 2.69 <sup>A</sup>	10.23 ± 2.11 <sup>AB</sup>	11.03 ± 2.90 <sup>AB</sup>	9.60 ± 2.57
13-16	IOT	24.00 ± 5.96 <sup>A,b</sup>	24.69 ± 3.88 <sup>A,b</sup>	27.13 ± 2.82 <sup>AB,b</sup>	25.27 ± 4.22 <sup>b</sup>
	IOT-T	10.46 ± 2.20 <sup>AB,ab</sup>	7.37 ± 1.50 <sup>A,a</sup>	12.36 ± 2.38 <sup>B,ab</sup>	10.06 ± 2.03 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	9.11 ± 2.34 <sup>AB,ab</sup>	7.20 ± 2.18 <sup>A,a</sup>	9.93 ± 2.03 <sup>AB,a</sup>	8.75 ± 2.18 <sup>a</sup>
	FG-I	6.21 ± 2.80 <sup>A,a</sup>	5.01 ± 1.30 <sup>A,a</sup>	8.88 ± 1.57 <sup>AB,a</sup>	6.70 ± 1.89 <sup>a</sup>
	FG-O	8.01 ± 2.68 <sup>A,a</sup>	14.19 ± 2.32 <sup>AB,ab</sup>	13.55 ± 2.56 <sup>AB,ab</sup>	11.92 ± 2.52 <sup>ab</sup>
	Toplam	11.56 ± 3.20 <sup>A</sup>	11.69 ± 2.24 <sup>A</sup>	14.37 ± 2.27 <sup>AB</sup>	12.54 ± 2.57

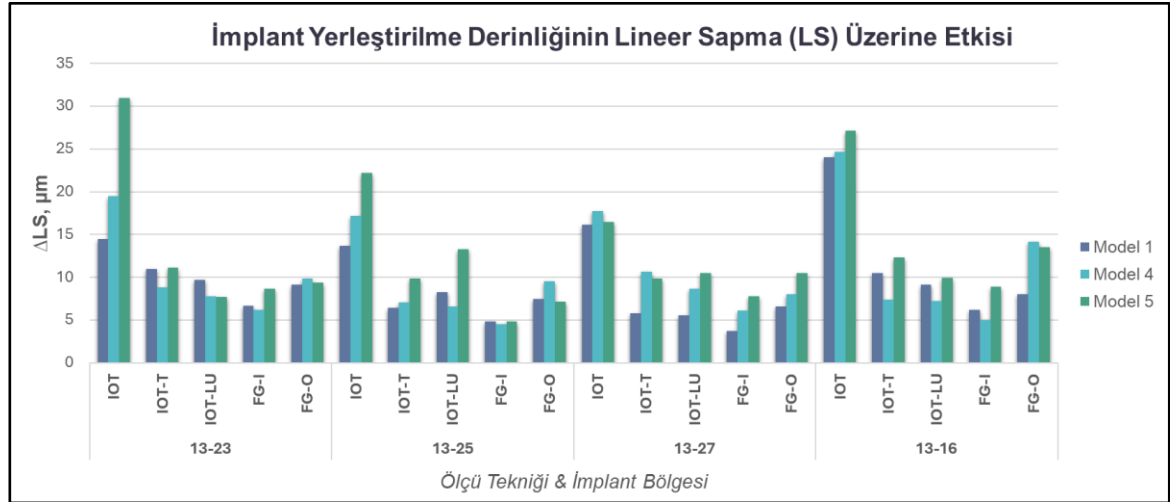
Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Tüm implant bölgelerinde, IOT grubu en yüksek  $\Delta$ LS değerlerini göstermiştir. Özellikle #13–16 bölgesinde IOT'nin ortalama sapması  $27.13 \pm 2.82 \mu\text{m}$ 'ye ulaşarak diğer tekniklere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ( $P < 0.01$ ). Buna karşılık FG-I tüm modellerde en düşük  $\Delta$ LS değerlerini kaydetmiş (aralık:  $3.68\text{--}8.88 \mu\text{m}$ ) ve diğer tekniklerle kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur ( $P < 0.001$ ). Model 1 ile karşılaştırıldığında, Model 4 ve 5'te özellikle IOT grubunda  $\Delta$ LS değerlerinde artış gözlenmiştir. FG-I grubu ise derinliğe bağlı değişimlerden etkilenmemiş ve tüm bölgelerde düşük değerlerini korumuştur. İmplant bölgeleri #13–25 ve #13–27'de, IOT-T, IOT-LU ve FG-O grupları arasında anlamlı farklılık bulunmazken (tüm P değerleri  $> 0.05$ ), #13–23 ve #13–16 bölgelerinde derinliğin etkisi belirgin olmuştur.

Etkileşim terimleri değerlendirildiğinde, IOT grubu derinlik arttıkça lineer sapmanın en fazla yükseldiği teknik olarak öne çıkmıştır. FG-I ise tüm modellerde düşük sapma değerlerini sürdürerek implant derinliğindeki değişimlerden etkilenmemiştir. Bununla birlikte, tüm tekniklerde  $\Delta$ LS değerlerinin  $100 \mu\text{m}$  eşik değerinin altında kaldığı ve klinik açıdan kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür.

Şekil 32.

Farklı implant yerleştirilme derinliklerinde ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-4-5) göre lineer sapma ( $\Delta LS$ ,  $\mu m$ ) değerlerinin karşılaştırılması



### Açısal Sapma Bulguları

Ortalama  $\Delta AS$  değerleri  $\pm$  standart sapmalar (SS), Tablo 13 ve Şekil 33'de sunulmuştur.

Tablo 13.

Açısal sapma farklılıklarına ( $\Delta AS$ , °) ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar: Derinlik etkisi

İmplant (#)	Teknik	Model 1	Model 4	Model 5	Toplam
13-23	IOT	0.40 $\pm$ 0.13 <sup>A,b</sup>	1.18 $\pm$ 0.20 <sup>B,b</sup>	1.77 $\pm$ 0.17 <sup>B,b</sup>	1.12 $\pm$ 0.17 <sup>b</sup>
	IOT-T	0.33 $\pm$ 0.05 <sup>A,ab</sup>	0.51 $\pm$ 0.21 <sup>AB,ab</sup>	0.65 $\pm$ 0.25 <sup>B,ab</sup>	0.50 $\pm$ 0.17 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	0.25 $\pm$ 0.05 <sup>A,ab</sup>	0.41 $\pm$ 0.13 <sup>B,ab</sup>	0.44 $\pm$ 0.17 <sup>B,a</sup>	0.37 $\pm$ 0.12 <sup>a</sup>
	FG-I	0.13 $\pm$ 0.01 <sup>A,a</sup>	0.26 $\pm$ 0.15 <sup>AB,a</sup>	0.50 $\pm$ 0.33 <sup>B,ab</sup>	0.30 $\pm$ 0.16 <sup>a</sup>
	FG-O	0.14 $\pm$ 0.02 <sup>A,a</sup>	0.43 $\pm$ 0.11 <sup>B,ab</sup>	0.47 $\pm$ 0.23 <sup>B,a</sup>	0.35 $\pm$ 0.12 <sup>a</sup>
	Toplam	0.25 $\pm$ 0.05 <sup>A</sup>	0.56 $\pm$ 0.16 <sup>AB</sup>	0.77 $\pm$ 0.23 <sup>B</sup>	0.52 $\pm$ 0.15
13-25	IOT	0.61 $\pm$ 0.06 <sup>A,b</sup>	0.99 $\pm$ 0.41 <sup>AB,b</sup>	1.27 $\pm$ 0.28 <sup>B,b</sup>	0.96 $\pm$ 0.25 <sup>b</sup>
	IOT-T	0.36 $\pm$ 0.07 <sup>A,ab</sup>	0.41 $\pm$ 0.89 <sup>AB,ab</sup>	0.66 $\pm$ 0.25 <sup>B,ab</sup>	0.48 $\pm$ 0.40 <sup>ab</sup>
	IO-LU	0.28 $\pm$ 0.07 <sup>A,ab</sup>	0.77 $\pm$ 1.34 <sup>B,b</sup>	0.72 $\pm$ 0.17 <sup>B,ab</sup>	0.59 $\pm$ 0.53 <sup>ab</sup>
	FG-I	0.15 $\pm$ 0.02 <sup>A,a</sup>	0.26 $\pm$ 0.24 <sup>AB,a</sup>	0.32 $\pm$ 0.05 <sup>B,a</sup>	0.24 $\pm$ 0.10 <sup>a</sup>
	FG-O	0.17 $\pm$ 0.07 <sup>A,a</sup>	0.45 $\pm$ 0.25 <sup>B,ab</sup>	0.41 $\pm$ 0.28 <sup>B,a</sup>	0.34 $\pm$ 0.20 <sup>a</sup>

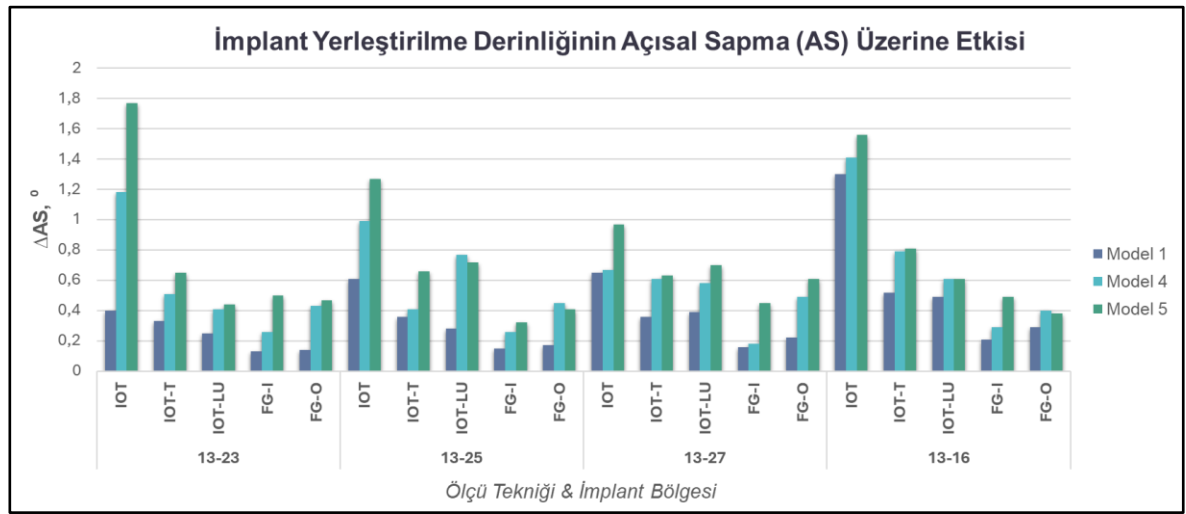
	Toplam	0.31 ± 0.06 <sup>A</sup>	0.58 ± 0.63 <sup>B</sup>	0.68 ± 0.21 <sup>B</sup>	0.52 ± 0.30
	IOT	0.65 ± 0.11 <sup>A,b</sup>	0.67 ± 0.34 <sup>A,b</sup>	0.97 ± 0.25 <sup>B,b</sup>	0.76 ± 0.23 <sup>b</sup>
	IOT-T	0.36 ± 0.06 <sup>A,ab</sup>	0.61 ± 0.39 <sup>B,b</sup>	0.63 ± 0.25 <sup>B,ab</sup>	0.53 ± 0.23 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	0.39 ± 0.07 <sup>A,ab</sup>	0.58 ± 0.76 <sup>AB,ab</sup>	0.70 ± 0.41 <sup>B,ab</sup>	0.56 ± 0.41 <sup>ab</sup>
	FG-I	0.16 ± 0.02 <sup>A,a</sup>	0.18 ± 0.02 <sup>A,a</sup>	0.45 ± 0.35 <sup>B,a</sup>	0.26 ± 0.13 <sup>a</sup>
13-27	FG-O	0.22 ± 0.07 <sup>A,a</sup>	0.49 ± 0.45 <sup>AB,ab</sup>	0.61 ± 0.38 <sup>B,ab</sup>	0.44 ± 0.30 <sup>ab</sup>
	Toplam	0.36 ± 0.07 <sup>A</sup>	0.51 ± 0.39 <sup>AB</sup>	0.67 ± 0.33 <sup>B</sup>	0.51 ± 0.26
	IOT	1.30 ± 0.22 <sup>A,b</sup>	1.41 ± 0.53 <sup>A,b</sup>	1.56 ± 0.62 <sup>A,b</sup>	1.42 ± 0.46 <sup>b</sup>
	IOT-T	0.52 ± 0.13 <sup>A,ab</sup>	0.79 ± 0.29 <sup>B,ab</sup>	0.81 ± 0.14 <sup>B,ab</sup>	0.71 ± 0.19 <sup>ab</sup>
	IOT-LU	0.49 ± 0.11 <sup>A,ab</sup>	0.61 ± 0.37 <sup>B,ab</sup>	0.61 ± 0.11 <sup>B,ab</sup>	0.57 ± 0.20 <sup>ab</sup>
13-16	FG-I	0.21 ± 0.05 <sup>A,a</sup>	0.29 ± 0.07 <sup>A,a</sup>	0.49 ± 0.39 <sup>B,a</sup>	0.33 ± 0.17 <sup>a</sup>
	FG-O	0.29 ± 0.07 <sup>A,a</sup>	0.40 ± 0.20 <sup>B,a</sup>	0.38 ± 0.21 <sup>AB,a</sup>	0.36 ± 0.16 <sup>a</sup>
	Toplam	0.56 ± 0.12 <sup>A</sup>	0.70 ± 0.29 <sup>B</sup>	0.77 ± 0.29 <sup>B</sup>	0.68 ± 0.23

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Ölçü tekniğinden bağımsız olarak sadece derinlik parametresi dikkate alındığında, Model 1 ile Model 4 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (tüm P değerleri >0.05). Ancak, Model 5'teki  $\Delta$ AS değerleri tüm implant bölgelerinde Model 1 ve Model 4'e kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (tüm P değerleri <0.01).

Şekil 33.

Farklı implant yerleştirilme derinliklerinde ölçü teknikleri ve modellere (Model 1-4-5) göre lineer sapma ( $\Delta AS$ , °) değerlerinin karşılaştırılması



Ölçü tekniğinin etkisi değerlendirildiğinde, FG-I grubu tüm modellerde en düşük  $\Delta AS$  değerlerini sergilemiş (aralık:  $0.21^\circ$ – $0.33^\circ$ ) ve diğer tüm tekniklerden istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ( $P \leq 0.034$ ). Buna karşılık, IOT grubu en yüksek  $\Delta AS$  değerlerini kaydetmiştir.

Etkileşim terimleri incelendiğinde, IOT tekniği tüm modellerde  $0.4^\circ$  eşik değerinin üzerinde seyretmiş ve klinik olarak kabul edilebilir sınırı aşmıştır. Nitekim, IOT tek başına tüm implant bölgelerinde  $0.4^\circ$  eşik değerini aşmış ve bu nedenle klinik olarak kabul edilemez bulunmuştur (örneğin 13–23 bölgesinde  $1.11 \pm 0.63^\circ$ , 13–16 bölgesinde  $1.35 \pm 0.51^\circ$ ). IOT-T ve IOT-LU tekniklerinde  $\Delta AS$  değerleri, Model 1 ve Model 4'te çoğu implant bölgesinde eşik altında kalmış olsa da, Model 5'te belirgin artış göstermiş ve özellikle #13–16 bölgesinde klinik sınırın üzerine çıkmıştır. FG-O grubu da benzer şekilde Model 5'te  $\Delta AS$  değerlerinde artış kaydetmiştir.

Sonuç olarak, implant derinliği arttıkça özellikle IOT, IOT-T ve FG-O tekniklerinde açısal sapmaların anlamlı biçimde arttığı; FG-I tekniğinin ise tüm modellerde düşük ve kararlı değerler göstererek derinlik değişimlerinden en az etkilenen yöntem olduğu görülmüştür.

### 3B Sapma (RMS) Bulguları

Ölçü teknikleri ve farklı derinliklerde yerleştirilen implantları içeren modeller için elde edilen RMS değerleri Tablo 14'te ve Şekil 34'te sunulmuştur. Tüm teknik ve modellerde RMS değerleri 100 µm eşik değerinin altında kalmıştır. Teknikler arasında FG-I grubu en düşük RMS değerlerini göstermiştir ( $17.42 \pm 2.79$  ile  $19.07 \pm 2.15$  µm aralığında), buna karşılık IOT tüm modellerde en yüksek değerleri kaydetmiştir ( $67.09 \pm 8.21$  ile  $79.70 \pm 4.41$  µm aralığında) (tüm P değerleri <0.01).

Tablo 14.

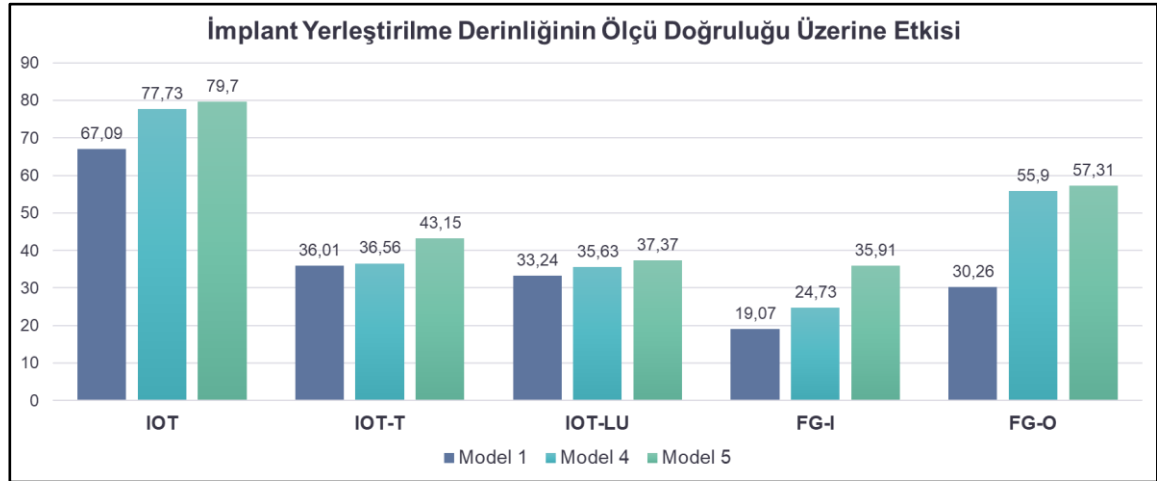
*Doğruluk değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar*

Teknik	Model 1	Model 4	Model 5	Toplam
IOT	$67.09 \pm 8.21^{A,c}$	$77.73 \pm 2.05^{B,d}$	$79.70 \pm 4.41^{B,d}$	$74.84 \pm 7.75^e$
IOT-T	$36.01 \pm 5.44^{A,b}$	$36.56 \pm 1.34^{A,b}$	$43.15 \pm 2.99^{B,b}$	$38.26 \pm 4.63^c$
IOT-LU	$33.24 \pm 3.54^{A,b}$	$35.63 \pm 1.54^{B,b}$	$37.27 \pm 1.33^{B,a}$	$35.04 \pm 3.05^b$
FG-I	$19.07 \pm 2.15^{A,a}$	$24.73 \pm 2.02^{B,a}$	$35.91 \pm 1.59^{C,a}$	$26.57 \pm 7.29^a$
FG-O	$30.26 \pm 5.89^{A,b}$	$55.90 \pm 2.10^{B,c}$	$57.31 \pm 2.26^{B,c}$	$47.82 \pm 13.26^d$
Toplam	$36.74 \pm 14.96^A$	$46.11 \pm 18.94^B$	$50.67 \pm 16.70^C$	$44.51 \pm 18.45$

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir

## Şekil 34.

Modellere göre (Model 1-4-5) dijital ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırması (ortalama RMS,  $\mu\text{m}$ ).



Model 4'te, derinliği artırılmış implant konfigürasyonunda, FG-I ( $24.73 \pm 2.02 \mu\text{m}$ ) en düşük değerleri vermiştir ve bu değer diğer tekniklerden anlamlı derecede farklı bulunmuştur ( $P < 0.05$ ). Aynı modelde IOT grubu  $77.73 \pm 2.05 \mu\text{m}$  ile en yüksek sapmayı göstermiştir. Model 1 ile karşılaştırıldığında, IOT'nin doğruluğu Model 4'te anlamlı düzeyde azalmış, FG-O grubunda ise 3B sapma belirgin şekilde artmıştır ( $P < 0.05$ ).

Model 5'te, daha fazla derinlik artışıyla birlikte, IOT ( $79.70 \pm 4.41 \mu\text{m}$ ) en yüksek deviasyonları sergilemiştir. FG-I yine en düşük sapmayı göstermiştir ( $35.91 \pm 1.59 \mu\text{m}$ ), ancak Model 1 ve 4'e kıyasla değerlerde artış gözlenmiştir. Bu durum, derinlik arttıkça özellikle IOT, IOT-T ve FG-O gruplarında doğruluğun azaldığını göstermektedir.

Genel ortalamalar değerlendirildiğinde, FG-I en yüksek doğruluğu korumuştur ( $26.57 \pm 7.29 \mu\text{m}$ ), ardından IOT-LU ( $35.04 \pm 3.05 \mu\text{m}$ ), IOT-T ( $38.26 \pm 4.63 \mu\text{m}$ ), FG-O ( $47.82 \pm 13.26 \mu\text{m}$ ) ve IOT ( $74.84 \pm 7.75 \mu\text{m}$ ) sıralanmıştır. Model 1'den Model 5'e doğru derinlik arttıkça RMS değerlerindeki yükseliş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P < 0.05$ ). Ancak, tüm RMS değerlerinin klinik eşik değerinin altında kalması, derinlik farklılıklarının doğruluğu olumsuz etkilese de ölçümlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu göstermektedir.

### **Hassasiyet Bulguları**

Farklı derinliklerde yerleştirilen implantları içeren modeller için elde edilen RMS hassasiyet değerleri Tablo 15'te ve Şekil 35'te sunulmuştur. Değerler  $7.11 \pm 1.58 \mu\text{m}$  (FG-I, Model 1) ile  $16.40 \pm 1.32 \mu\text{m}$  (IOT, Model 5) arasında değişmiştir. Tüm modellerde FG-I en düşük RMS değerlerini göstermiştir ( $7.11\text{--}8.03 \mu\text{m}$  aralığında) ve diğer tüm tekniklere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek hassasiyet ortaya koymuştur ( $P<0.05$ ).

Tablo 15.

*Hassasiyet değerlendirmesi için RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve ikili karşılaştırmalar*

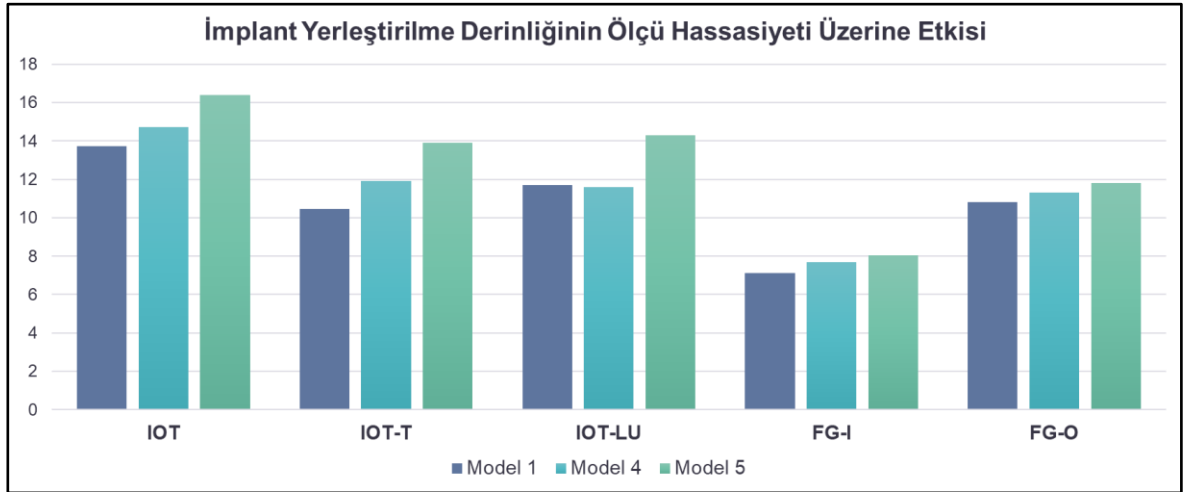
<b>Teknik</b>	<b>Model 1</b>	<b>Model 4</b>	<b>Model 5</b>	<b>Toplam</b>
IOT	$13.71 \pm 2.32^{A,c}$	$14.72 \pm 1.79^{A,c}$	$16.40 \pm 1.32^{B,d}$	$14.94 \pm 2.15^c$
IOT-T	$10.44 \pm 1.78^{A,b}$	$11.90 \pm 1.32^{A,b}$	$13.90 \pm 1.34^{B,c}$	$12.11 \pm 2.07^b$
IOT-LU	$11.71 \pm 3.22^{A,b}$	$11.60 \pm 1.32^{A,b}$	$14.30 \pm 1.32^{B,c}$	$12.14 \pm 2.91^b$
FG-I	$7.11 \pm 1.58^{A,a}$	$7.70 \pm 0.91^{A,a}$	$8.03 \pm 1.12^{A,a}$	$7.72 \pm 1.27^a$
FG-O	$10.80 \pm 2.91^{A,b}$	$11.30 \pm 1.13^{A,b}$	$11.80 \pm 2.66^{A,b}$	$11.30 \pm 2.11^b$
Toplam	$10.70 \pm 3.35^A$	$11.44 \pm 2.60^B$	$12.89 \pm 3.27^C$	$11.64 \pm 3.16$

Aynı satır içinde farklı üst simge büyük harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları; aynı sütun içinde farklı üst simge küçük harfler ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Model 1'de FG-I ( $7.11 \pm 1.58 \mu\text{m}$ ) en yüksek hassasiyeti sunarken, IOT ( $13.71 \pm 2.32 \mu\text{m}$ ) en düşük hassasiyeti göstermiştir. Benzer şekilde, Model 4'te FG-I ( $7.70 \pm 0.91 \mu\text{m}$ ) üstün performansını korumuş, buna karşılık IOT ( $14.72 \pm 1.79 \mu\text{m}$ ) en yüksek deviasyonu sergilemiştir. Model 5'te de FG-I en düşük sapma değerlerini göstermiş ( $8.03 \pm 1.12 \mu\text{m}$ ), IOT ise en yüksek deviasyonu kaydetmiştir ( $16.40 \pm 1.32 \mu\text{m}$ ). Derinlik arttıkça özellikle IOT'nin hassasiyetinde anlamlı düzeyde azalma gözlenmiştir ( $P<0.05$ ).

Şekil 35.

Modellere göre (Model 1-4-5) dijital ölçü tekniklerinin hassasiyet karşılaştırması (ortalama RMS,  $\mu\text{m}$ ).



Genel ortalamalar değerlendirildiğinde, FG-I en yüksek hassasiyeti göstermiştir ( $7.72 \pm 1.27 \mu\text{m}$ ), bunu FG-O ( $11.30 \pm 2.11 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. IOT-T ( $12.11 \pm 2.07 \mu\text{m}$ ) ve IOT-LU ( $12.14 \pm 2.91 \mu\text{m}$ ) benzer performans göstermiştir. IOT ise en düşük hassasiyeti sergilemiştir ( $14.94 \pm 2.15 \mu\text{m}$ ). Tüm teknikler birlikte değerlendirildiğinde, Model 1'den Model 5'e doğru ilerledikçe hassasiyet değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmiştir ( $P < 0.05$ ).

## Bölüm V

### Tartışma

Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyon uygulaması, hem fonksiyon hem de estetik açıdan oldukça etkili bir çözüm sunmaktadır. Ancak bu tedavilerin sağkalım süresini uzun tutmak için, implantların ağız içindeki pozisyonunun çalışma modeline en doğru biçimde aktarılması büyük önem taşımaktadır. Aksi halde, restorasyonlarda pasif uyum sağlanamamakta ve bu durum, uzun vadede biyomekanik komplikasyonlara neden olabilmektedir (Abduo, 2014; Karl vd., 2004; Jemt & Lie, 1995).

Son yıllarda dijital ölçü teknolojileri klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle ağız içi tarayıcılar, geleneksel ölçü materyallerine kıyasla hasta konforunu artırmaları ve daha kısa sürede ölçü alınmasına olanak sağlamaları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Ribeiro vd., 2025). Bununla birlikte, tam dişsiz vakalarda yeterli anatomik referans noktalarının bulunmamasına bağlı olarak geniş tarama alanı oluşması ve tarama stratejisine duyarlılık gibi etkenler doğruluk ve hassasiyet açısından zorluklar ortaya çıkarabilmektedir (Giménez vd., 2014; Denneulin vd., 2023). Bu doğrultuda, dijital tarama sürecinin başarısını artırmak amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlar arasında, tarama parçalarının splintlenmesi, üç boyutlu yazıcı ile üretilen yardımcı aparey kullanımı (PGA) ve fotogrametri sistemleri yer almaktadır (Mizumoto & Yılmaz, 2018; Revilla-León vd., 2021). Özellikle fotogrametri sistemleri, yüksek çözünürlüklü fotoğraflar üzerinden yapılan hesaplamalarla implant pozisyonlarını belirleme imkanı sunduğundan, tam dişsiz olgularda umut verici bir alternatif olarak değerlendirilmektedir (Revilla-León vd., 2025). Bu kapsamda tez çalışmamız, farklı PGA tasarımlarının intraoral tarayıcı ile birlikte kullanımının doğruluk ve hassasiyete katkısını ortaya koymayı ve fotogrametri sistemleriyle karşılaştırmalı bir değerlendirme yapmayı hedeflemiştir.

Bu çalışmada test edilen dört sıfır hipotezinden hiçbiri tamamen kabul edilmemiş, kısmen ya da tamamen reddedilmiştir. İlk sıfır hipotez olan “implantlar arası açı farkının dijital ölçü yöntemlerinin netliğini etkilemeyeceği” hipotezi, elde edilen sonuçlar doğrultusunda kısmen reddedilmiştir; zira bazı gruplarda (ör. FG-I, IOT-LU) açı farkı anlamlı bir etki göstermemiş olsa da, özellikle intraoral tarayıcı grubunda distal açılanmada sapma miktarı artarak doğruluk anlamlı derecede azalmıştır. İkinci hipotez olan “implantların yerleştirilme derinliğinin dijital ölçülerin netliği üzerinde anlamlı bir etkisi olmayacağı” hipotezi reddedilmiştir; farklı derinliklerde doğruluk ve hassasiyet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir. Üçüncü hipotez olan “intraoral tarayıcı ve fotogrametri teknikleri arasında doğruluk ve hassasiyet açısından fark bulunmayacağı” hipotezi de reddedilmiştir; FG-I tüm modellerde en yüksek doğruluk ve hassasiyeti sergilemiş, intraoral tarayıcı ise en yüksek sapma değerlerini göstermiştir. Dördüncü hipotez olan “PGA kullanımı ve tasarımının intraoral tarayıcı’nın ölçü netliği üzerinde anlamlı bir fark oluşturmayacağı” hipotezi de reddedilmiştir; özellikle uzantılı tasarıma sahip PGA’lar doğruluk değerlerini anlamlı ölçüde iyileştirmiştir.

Tam dişsiz maksillada çok sayıda implant ile rehabilite edilen vakalarda, anatomik sınırlamalardan dolayı implantlar arası açı farkı oluşması sıklıkla karşılaşılan bir klinik durumdur. Posterior maksillada, maksiller sinüs gibi anatomik yapılardan kaçınmak ve ek greftleme işlemleri gerektirmeden daha uzun implantların yerleştirilmesine olanak sağlamak amacıyla implantların distale açılı konumlandırılması oldukça yaygın bir prosedürdür (Asawa vd., 2015; Lin & Eckert, 2018). Alternatif olarak, implantlar maksiller tüber bölgesine yerleştirildiğinde, sinüsten kaçınmak ve kemiğe optimal tutunmayı sağlamak amacıyla mesial yönde açılanma da gerekebilmektedir (Lopes vd., 2015).

Literatürde, implantlar arası açı farkının dijital ölçülerin doğruluğunu etkileyebilecek bir faktör olabileceği de öne sürülmüştür. Bazı güncel çalışmalar (Canullo vd., 2024; Gómez-Polo vd., 2022; Gómez-Polo vd., 2024; Laohverapanich vd., 2021; Vasileiadi vd., 2024) implant açısının dijital taramaların doğruluğunu konvansiyonel ölçülere kıyasla azalttığını veya

intraoral tarayıcıların tarama doğruluğunu olumsuz etkilediğini bildirmiştir. Ancak, diğer çalışmalar çelişkili sonuçlar ortaya koymuş; implant açısının intraoral tarama doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını (Farah vd., 2025) ya da implantlar arasındaki açısal farklılıkların doğruluğu artırabileceğini belirtmiştir (Sallorenzo vd., 2022). Literatürde bir fikir birliği bulunmaması ve sürekli gelişen teknoloji ile birlikte farklı cihaz ve tekniklerin kullanıma girmesi nedeniyle bu tez çalışmasında, implantlar arası açı farkının ölçünün netliği üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda, hem mesial hem distal açılanma dahil edilerek, maksiller tam ark rehabilitasyonlarında karşılaşılabilecek klinik senaryoların simüle edilmesi hedeflenmiştir. Buna uygun olarak, beş implant, implantlar arası mesafeler korunarak maksiller referans model üzerinde farklı konumlara yerleştirilmiş ve sağ posterior implantın mesial veya distal yönde 25 derecelik açı farkı oluşturması sağlanmıştır.

Dijital ölçülerin doğruluğunu etkileyen bir diğer faktör de implantın yerleştirilme derinliğidir. İmplantlar, yumuşak doku kalınlığı veya mevcut kemik miktarı gibi hastaya bağlı faktörlere bağlı olarak farklı derinliklerde yerleştirilebilmektedir (Awad vd., 2024). Ayrıca bazı durumlarda estetik gereklilikler nedeniyle implantın daha subgingival yerleştirilmesi gerekebilmektedir (Lee vd., 2008). Yerleştirme derinliğindeki bu farklılık, tarayıcının görüş açısını değiştirebilmekte ve dijital ölçü sistemlerinde tarama gövdesinin görünürlüğünü azaltarak doğruluk üzerinde olumsuz etki yaratabilmektedir (Ma vd., 2021, Sequeira vd., 2022). Literatürde, subgingival implant yerleşiminin ve buna bağlı olarak tarama gövdesi görünürlüğünün intraoral tarayıcıların doğruluğu üzerindeki etkisi, özellikle tam dişsiz tam ark modellerinde, sınırlı sayıda çalışmada ele alınmıştır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, tarama gövdesinin görünürlüğünün ölçünün doğruluk ve hassasiyetine etkisinin değerlendirilebilmesi amacıyla sol posterior bölgedeki implantlarda 3 farklı yerleştirilme derinliği (2-, 4-, and 6-mm subgingival) ve buna bağlı olarak da değişen tarama gövdesi görünürlüğü simüle edilmiştir.

Tam dişsiz arkların taranmasında, morfolojik referans noktalarının bulunmaması sınırlılığın üstesinden gelmek amacıyla kullanılan PGA'lar,

implantlar arasında yapay referans noktaları oluşturarak taramanın kesintisiz ilerlemesini sağlamaktadır (Wu vd., 2023). Bu tez çalışmasında iki farklı tarama gövde apareyi tasarımı değerlendirilmiştir. PGA'lar herhangi bir özel üretim gerektirmeden tarama gövdelerine kolayca uygulanabilmektedir. Bu özellikleri sayesinde hem pratik hem de farklı klinik senaryolarda uygulanabilir bir çözüm sunmaktadır. Literatürde önerilen splintleme, özelleştirilmiş geometriler veya ek CAD/CAM üretim adımları gibi yöntemler, klinik uygulamaları zorlaştıran ilave işlem basamakları gerektirirken; bu tasarım, rutin klinik iş akışına uyumlu, basitleştirilmiş ve tekrarlanabilir bir yaklaşım sağlamayı amaçlamaktadır. Ayrıca, IOT-LU grubunda değerlendirilen uzantılı tasarıma sahip PGA'lar, implantlar arası mesafelerin değişkenlik gösterdiği durumlarda da ek esneklik sunmaktadır. Perfore halka yapısı, uzantıların ark formuna uygun şekilde konumlandırılmasına olanak tanırken; farklı uzunluk seçenekleri, çeşitli implantlar arası mesafeye uyum sağlamaktadır. Halka şeklindeki bileşen, tarama gövdesi üzerine yerleşmekte ve üzerinde yer alan perfore alanlar, uzantıların arkın eğimine uygun açı ve yönlerde konumlandırılmasına rehberlik etmektedir. Bu tasarım yaklaşımı ile, taç formundaki ya da lateral uzantılı apareylerin evrensel bir platform gibi kullanılabilmesi ve farklı klinik senaryolara uyum sağlayabilmesi hedeflenmiştir.

Bu tez çalışmasında farklı dijital ölçü teknikleri değerlendirilirken sadece doğruluk değil, hassasiyet de incelenmiştir. ISO'nun tanımına göre ölçünün netliği (accuracy), doğruluk ve hassasiyetin birleşiminden oluşmaktadır (ISO 5725-1:2023); yalnızca tek başına doğruluk veya hassasiyetin rapor edilmesi ölçünün klinik güvenilirliğini tam olarak yansıtmamaktadır (Sanda vd., 2021). Bu nedenle her iki parametre de değerlendirilmiş ve bulgular birlikte yorumlanmıştır.

Doğruluğun değerlendirilmesinde RMS verileri ile 3B sapmanın yanı sıra her bir implant bölgesi için  $\Delta LS$  ve  $\Delta AS$  değerleri ayrı ayrı analiz edilmiştir (Gómez-Polo vd., 2024; Rutkunas vd., 2021). Literatürde RMS değerleri yaygın olarak 3B sapmaların değerlendirilmesinde kullanılmakla birlikte, yalnızca RMS değerleriyle sunulan bulguların sapmaların

büyükliğini ve yönünü tam olarak yansıtmayabileceği ileri sürülmüştür (Lyu vd., 2024). Bu nedenle, bu tez çalışmasında farklı implant bölgeleri için  $\Delta LS$  ve  $\Delta AS$  değerlerinin tespit edilmesi ile, sapmaların hangi bölgelerde meydana geldiğinin belirlenmesi ve her bir tarama tekniğiyle ilişkili potansiyel hataların daha ayrıntılı şekilde anlaşılması amaçlanmıştır.

Ölçülerin doğruluğunu değerlendiren araştırmalarda RMS değerlerinin hesaplanması için genellikle metroloji yazılımlarının best-fit alignment özelliği kullanılmaktadır. Ancak Revilla-León vd. (2023), bu yöntemin özellikle tekrarlayan veya belirsiz geometrik özelliklere sahip bölgelerde tutarsızlıklara yol açabileceğini belirtmiştir. Özellikle tam dişsiz vakalarda, referans anatomik noktaların yetersizliği hataları artırabilmektedir. Benzer şekilde, farklı hizalama teknikleri veya ofset hesaplama yöntemleri de elde edilen sonuçlar üzerinde önemli farklılıklara neden olabilmektedir (Demirel vd., 2023; Son vd., 2021). Bu nedenle bu tez çalışmasında, best-fit algoritmasına dayalı yöntem yerine farklı bir yaklaşım tercih edilmiştir. RMS değerleri, tarama gövdelerinin merkez çizgileri silindirler aracılığıyla manuel olarak hizalanarak ve bu silindirlerin koordinatları kullanılarak hesaplanmıştır. Böylece ölçümler, tüm veri seti üzerinden değil, klinik açıdan en anlamlı bölgeler üzerinden yapılmış ve daha güvenilir sonuçlar elde edilmesi hedeflenmiştir. Ölçüm tekniklerinin doğruluğunu değerlendirmek ve elde edilen sapmaları klinik kabul edilebilirlik açısından yorumlayabilmek amacıyla, 3B sapma için  $100 \mu m$  (Andriessen vd., 2014; Huang vd., 2020; Kernén-Gintaute vd., 2025) ve açısal sapma için  $0.4^\circ$  (Cheng vd., 2024; Huang vd., 2020) eşik değerleri referans alınmıştır.

Bu tez çalışmasında, dijital ölçü teknikleri arasında intraoral tarayıcının netliği üzerine PGA kullanımının etkisi değerlendirilmiş ve intraoral tarayıcı ile fotogrametri sistemlerinin performansı karşılaştırılmıştır. Çalışmada, implantlar arası açı farkını simüle eden iki model (Model 2 ve Model 3) ile implantın subgingival yerleştirilme derinliğini simüle eden iki model (Model 4 ve Model 5) hazırlanmış, elde edilen bulgular ideal açı ve derinlik koşullarına sahip referans model (Model 1) ile karşılaştırılmıştır. Açı ve derinliğin etkileri ayrı başlıklar altında ele alınarak tartışılmıştır.

İmplant açısının ölçünün netliği üzerindeki etkisine ilişkin istatistiksel analiz bulguları, bu parametrenin doğruluk açısından kritik bir rol oynadığını ortaya koymaktadır. Özellikle implant açısı ve kullanılan ölçü tekniği doğruluk parametreleri üzerinde belirgin etkiye sahipken, hassasiyet değerlerinin daha çok kullanılan tekniğe bağlı olduğu anlaşılmaktadır. Model 1, 2 ve 3'te hesaplanan 3B sapma değerleri her ne kadar klinik olarak kabul edilebilir eşiklerin altında kalsa da (Andriessen vd., 2014; Huang vd., 2020; Kern-Gintaute vd., 2025), intraoral tarayıcı grubu tüm modellerde anlamlı düzeyde en yüksek ortalama RMS değerlerini ( $63.08 \pm 13.57 \mu\text{m}$ ) göstermiştir. FG-I grubuyla ( $18.21 \pm 3.27 \mu\text{m}$ ) karşılaştırıldığında, intraoral tarayıcı tekniği yaklaşık  $45 \mu\text{m}$  daha düşük doğruluk sergilemiştir. Bu büyüklükteki bir sapma, özellikle çok üyeli vida tutuculu restorasyonlar söz konusu olduğunda klinik açıdan önem taşıyabilir. Ayrıca intraoral tarayıcı tekniği, tüm modellerde en yüksek  $\Delta\text{AS}$  değerlerini sergilemiş ve her bir implant bölgesinde  $0.4^\circ$  eşiğini aşmıştır. Literatürde açısal sapmanın, lineer uyumsuzluklardan daha kritik bir rol oynayabileceği bildirilmiştir; çünkü açısal farklılıklar, implant komponentleri ve çevre kemik üzerinde stresi artırarak mekanik komplikasyonlara veya biyolojik başarısızlıklara yol açabilmektedir (Winter vd., 2010).

Model 2 ve 3'te intraoral tarama grubunda gözlenen anlamlı derecede yüksek sapmalar, dişsiz arkta daha geniş tarama alanına bağlanabilir. Tarama alanı genişledikçe; tarama sırasında elde edilen görsel veya videoların kümülatif birleştirilmesi (stitching) prosedürü sırasında hatalar ortaya çıkmaktadır (Thanasrisuebwong vd., 2021; Wulfman vd., 2020). Tarama #27 implant bölgesinden başlatılıp ark boyunca ilerleyerek #13 implant bölgesinde sonlandırılmış ve özellikle #13 ile #16 implantları arasında daha yüksek  $\Delta\text{LS}$  ve  $\Delta\text{AS}$  farklılıkları tespit edilmiştir. Güncel literatürde de bildirildiği üzere (Geramipannah vd., 2023), bu bölgedeki daha yüksek sapmalar, kümülatif birleştirme hatalarına bağlanabilir.

PGA'ların kullanımı, açısal farklılıklar olan modellerde intraoral taramanın doğruluğunu anlamlı ölçüde artırmıştır. Bu durum, intraoral tarama grubuna ( $63.08 \pm 13.57 \mu\text{m}$ ) kıyasla daha düşük sapma değerleri gösteren

IOT-LU ( $32.43 \pm 4.84 \mu\text{m}$ ) ve IOT-T ( $39.13 \pm 9.74 \mu\text{m}$ ) gruplarının bulgularında izlenmektedir. Özellikle, IOT-T grubu RMS verilerinde intraoral tarama grubuna göre ortalama yaklaşık  $24 \mu\text{m}$  iyileşme sağlamış, IOT-LU ise intraoral taramaya kıyasla ortalama yaklaşık  $31 \mu\text{m}$  ve IOT-T'ye kıyasla  $7 \mu\text{m}$  daha düşük sapma değerleriyle üstün performans sergilemiştir. Bu bulgular, PGA konfigürasyonunun tarama doğruluğu üzerindeki etkisini vurgulamakta ve tasarıma özgü özelliklerin tarama doğruluğunu artırmadaki önemini ortaya koymaktadır. IOT-LU grubunda gözlenen anlamlı derecede yüksek doğruluk, lateral uzantının dişsiz bölgelere erişmesi sayesinde referans noktalarının sayısını artırmasına ve stitching sürecinin daha kontrollü ilerlemesine bağlanabilir (Eddin & Önöral, 2024; Wu vd., 2023).

Literatürde implant açısının intraoral taramanın doğruluğu üzerindeki etkisi araştırılmış olmakla birlikte (Canullo vd., 2024; Gómez-Polo vd., 2022; Laohverapanich vd., 2021; Sallorenzo vd., 2022), sonuçlar tutarsızlık göstermektedir (Revilla-León vd., 2023). Bu nedenle bu tez çalışmasında, açılı implantların doğruluk üzerine etkisi, açılanma yönü de dikkate alınarak incelenmiştir. Bulgular, özellikle intraoral tarama ve IOT-T gruplarında Model 2 (mesiale açılı) ile Model 3 (distale açılı) arasında anlamlı RMS farklılıkları olduğunu ortaya koymuştur. Mesiale açılı implantların bulunduğu Model 2'de RMS değerleri daha düşük iken, distale açılı Model 3'te anlamlı derecede daha yüksek sapmalar kaydedilmiştir. İntraoral tarama grubunda doğruluk, paralel yerleşimli Model 1'de  $67.09 \pm 8.21 \mu\text{m}$  iken, mesiale açılı Model 2'de  $48.10 \pm 3.67 \mu\text{m}$ 'ye düşmüş; ancak distale açılı Model 3'te  $75.11 \pm 9.32 \mu\text{m}$ 'ye yükselmiştir. Bu bulgu, Model 2 ile Model 3 arasında yaklaşık  $27 \mu\text{m}$ , mesial açılanma ile paralel model arasında ise  $19 \mu\text{m}$ 'lik yönsel doğruluk farkı bulunduğunu göstermektedir. Benzer bir eğilim IOT-T grubunda da gözlenmiştir; Model 1'deki RMS değeri ( $36.01 \pm 5.44 \mu\text{m}$ ) ile Model 2'deki değer ( $32.24 \pm 4.21 \mu\text{m}$ ) birbirine yakın bulunurken, distale açılı Model 3'te değer  $51.43 \pm 6.04 \mu\text{m}$ 'ye yükselmiştir. Bu durum, distal açılanmanın taramanın doğruluğu üzerinde olumsuz bir etki yarattığını göstermektedir. Bulgular, yönsel açılanmanın—özellikle distal eğimin—intraoral tarama tabanlı çalışma protokollerinde doğruluğu olumsuz etkileyebileceğini ortaya koymaktadır. Buna karşılık, intraoral tarama grubundaki Model 2'de

görüldüğü üzere, mesiale açılı implantlar paralel implantlara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek doğruluk sergilemiştir. Bu bulgu, açılanmanın implantlar arası mesafeyi değiştirmesine bağlanabilir; çünkü mesial açılanma mesafeyi kısaltırken, distal açılanma bu mesafeyi uzatmaktadır.

İntraoral dijital implant taramalarında implantlar arası mesafenin doğruluk üzerindeki etkisini inceleyen az sayıda çalışma bulunmakla birlikte (Gómez-Polo vd., 2022; Revilla-León vd. 2023; Tan vd., 2019; Thanasrisuebwong vd., 2021), sonuçlar genel olarak tutarlıdır. Güncel bir derlemede (Revilla-León vd. 2023), tarama hatalarının tarama mesafesi uzadıkça veya implantlar arası mesafe arttıkça artma eğiliminde olduğu belirtilmiştir. Mevcut çalışmada, mesiale açılı implantlarda daha kısa tarama mesafeleri elde edilmiş ve bu durumun ölçü doğruluğunu artırmaya katkı sağlamış olduğu öne sürülebilir. Bu bulgular, mesiale açılı implantların paralel ve distale açılı implantlara göre daha yüksek doğruluk sergilediğini bildiren önceki bir çalışma ile de uyumludur (Lee vd., 2023). IOT-LU grubunda ise implantlar arasında yeterli referans noktalarının bulunması sayesinde, 25 derecelik mesial veya distal açılanma doğruluğu anlamlı düzeyde etkilememiş; modeller arasında RMS değerleri bakımından fark tespit edilmemiştir ( $P > 0.05$ ). Bu sonuç, açılanma farklılıklarının stitching hatalarına bağlı olarak tarama doğruluğunu azaltabileceğini, ancak uygun şekilde tasarlanmış PGA'ların kullanılmasının açılı implant varlığında dahi ölçülerin doğruluğunu artırabileceğini düşündürmektedir.

Fotogrametri sistemleri, implantların pozisyonlarını stitching algoritmalarından bağımsız olarak daha yüksek doğrulukla kaydedebilmeleri nedeniyle çok sayıda implant bulunan tam dişsiz vakalarda özellikle önerilmektedir (Ma vd., 2021; Revilla-León vd., 2025). Fotogrametri sistemlerinde implant açısının doğruluk üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar sınırlıdır (Gómez-Polo vd., 2024; Kosago vd., 2023; Ma vd., 2021; Revilla-León vd., 2021; Tohme vd., 2023). Mevcut araştırmaların çoğunda implantlar arası açı farkı  $17^\circ$ 'ye kadar test edilmiş ve doğruluk üzerinde olumsuz bir etki bildirilmemiştir (Kosago vd., 2023; Ma vd., 2021; Revilla-León vd., 2021; Tohme vd., 2023). Ancak güncel bir çalışmada,  $30^\circ$ 'ye kadar

olan açı farklılıklarının tarama doğruluğunu etkilediği rapor edilmiştir (Gómez-Polo vd., 2024).

Bu tez çalışmasında, fotogrametri sistemlerinin doğruluğu üzerine 25° açı farklarının etkisi araştırılmış ve karşılaştırma amacıyla iki farklı fotogrametri sistemi çalışmaya dahil edilmiştir. FG-I grubu, tüm modellerde en düşük RMS sapma değerlerini sergileyerek daha yüksek doğruluk göstermiştir ( $18.21 \pm 3.27 \mu\text{m}$ ). Ayrıca, FG-I grubunda tüm implant bölgeleri ve modellerde  $\Delta\text{AS}$  değerleri  $0.4^\circ$  eşliğinin altında kalmıştır; bu da implantlar arası açı farkının bu tekniğin doğruluğunda kritik bir rol oynamadığını göstermektedir. FG-O grubu ise Model 3'te, Model 1 ve 2'ye kıyasla anlamlı derecede daha yüksek RMS ve  $\Delta\text{AS}$  değerleri sergilemiş ve FG-I grubuna göre belirgin şekilde daha fazla sapma göstermiştir. Bununla birlikte, FG-O grubu intraoral tarama ve IOT-T gruplarına kıyasla daha yüksek doğruluk ortaya koymuş ve tüm modellerde çok daha düşük 3B sapma değerleri kaydetmiştir. IOT-LU ile FG-O arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır; bu da IOT-LU'da kullanılan lateral uzantılı PGA tasarımının, tarama doğruluğunu fotogrametri yöntemleri ile karşılaştırılabilir bir seviyeye yükseltebileceği öne sürülebilir.

Bu tez çalışmasının bulgularına göre hassasiyet, implantlar arasındaki açı farkından etkilenmemiş ancak teknikler arasında fark tespit edilmiştir. En yüksek hassasiyet FG-I tekniğinde elde edilmiştir. Intraoral tarama grupları arasında doğruluk açısından anlamlı farklılıklar bulunmasına rağmen, PGA kullanımının hassasiyet üzerinde etkisi olmamıştır. Literatürde, bu çalışmada da değerlendirilen ICam4D fotogrametri sisteminin hassasiyetinin 2 ile 203  $\mu\text{m}$  arasında değiştiği bildirilmiştir (Cheng vd., 2024; Ma vd., 2021; Revilla-León vd., 2021; Revilla-León vd., 2025a; Revilla-León vd., 2025b). Bu çalışmada referans model ve açılı modellerde elde edilen hassasiyet değerleri FG-I için  $8.13 \pm 1.46 \mu\text{m}$ , FG-O için ise  $10.93 \pm 2.89 \mu\text{m}$  olup, önceki verilerle uyumludur. Ayrıca, güncel bir araştırmada (Demirel vd., 2023) ICam4D fotogrametri sistemi ile bu tez çalışmasında incelenen intraoral tarama cihazı (Primescan) karşılaştırılmış ve tez çalışmasının

bulguları ile tutarlı olarak fotogrametri sisteminin daha üstün hassasiyet gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Subgingival implant yerleşiminin ve buna bağlı olarak tarama gövdesi görünürlüğünün intraoral taramanın doğruluğu üzerindeki etkisi, özellikle tam dişsiz tam ark modellerinde, sınırlı sayıda çalışmada incelenmiştir. Giménez vd. (2015), tamamen dişsiz bir modelde aktif dalga cephesi örnekleme sistemi kullanarak implant açılanmasının ve derinliğinin etkisini değerlendirmiş ve implant derinliğinin doğruluk üzerinde minimal etkisi olduğunu bildirmiştir; ancak bu bulgu, çalışmada kullanılan tarayıcı teknolojisine ve nispeten kısa tarama mesafelerine bağlı olabilir. Giménez-González vd. (2017) bu araştırmayı genişletmiş ve maksiller tam ark modelinde subgingival yerleştirilen implantların, gingiva seviyesinde yerleştirilen implantlara kıyasla daha fazla sapma gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu artan sapma, azalan görüş mesafesine ve sınırlı görüş açısına bağlanmış; uzun tarama mesafelerinde stitching hatalarının artma riskini beraberinde getirmiştir. Arcuri vd. (2020) de bu bulguyu destekleyecek şekilde implant derinliğinin (0–6 mm) tam dişsiz arkta intraoral taramanın doğruluğunu anlamlı şekilde etkilediğini göstermiştir. Daha derin yerleştirmelerde daha fazla sapma tespit eden araştırmacılar, supragingival görünürlüğün azalmasının optik tespiti ve hizalamayı zorlaştırarak sanal modelin doğruluğunu düşürdüğünü vurgulamıştır. Güncel bir araştırmada Gómez-Polo vd. (2024), klinik tarama gövdesi yüksekliği ve implant açılanmasının etkisini sistematik olarak incelemiş ve görünürlükleri 10 mm, 6 mm ve 3 mm olan grupları karşılaştırmıştır. Çalışmada, en düşük görünürlüğe sahip olan 3 mm grubunun, özellikle implantlar açılı yerleştirildiğinde, en yüksek lineer ve açısal sapmaları sergilediği kanıtlanmıştır. Yazarlar, tarama gövdesinin daha fazla supragingival görünürlüğünün, intraoral tarama sırasında geometrik referanslamayı geliştirdiğini belirtmiş; özellikle daha geniş supragingival görünürlüğün, ark boyunca daha tutarlı ve erişilebilir referans noktaları sağlayarak hizalamayı iyileştirdiğini ve kümülatif hata birikimini azalttığını ifade etmiştir (Gómez-Polo vd., 2024).

Tarama gövdesinin görünürlüğü'nün azaldığı subgingival implant yerleşimi durumlarında PGA kullanımının ölçü doğruluğuna etkisi kapsamlı şekilde araştırılmamıştır. Ayrıca, implant yerleştirilme derinliğinin fotogrametri doğruluğu üzerindeki etkisi de önceki çalışmalarda incelenmemiştir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında derin yerleştirilmiş implantlarda PGA tasarımlarının etkinliği değerlendirilmiş ve fotogrametri sistemlerinin netliğinin implant derinliğinden etkilenme düzeyi araştırılmıştır. İmplantlar arası mesafe veya ark içindeki implant pozisyonu gibi değişkenlerin etkisini en aza indirmek için, karşılaştırmalar implantlar arası açı farklı olan modellerden bağımsız; aynı tarafta yerleştirilen implantların olduğu modeller kullanılarak yapılmıştır.

Model 1, 4 ve 5'ten elden edilen tüm doğruluk parametreleri hem ölçü tekniğinden hem de implant derinliğinden anlamlı derecede etkilenmiştir. Değerlendirilen sistemler arasında FG-I grubu, tüm modellerde en düşük AS değerlerini göstermiş ve 0.4°'lik klinik eşiğin altında kalmıştır (Huang vd., 2020; Cheng vd., 2024). Buna karşılık, intraoral tarama tekniği ile en yüksek AS değerleri tespit edilmiş; özellikle en derin yerleştirme koşulunda (Model 5) sapma 1.7°'nin üzerine çıkarak klinik olarak kabul edilebilir sınırın çok üzerinde bulunmuştur. IOT grubunda ayrıca en yüksek 3B sapma kaydedilmiş, özellikle derin yerleşimlerde RMS değerleri Model 5'te 79.70 µm'ye kadar ulaşmıştır. Bu değerler her ne kadar 100 µm'lik klinik eşik altında kalsa da, IOT-T ve IOT-LU gruplarına kıyasla belirgin derecede daha yüksek bulunmuştur. IOT-LU grubunda IOT-T'ye kıyasla daha yüksek doğruluk saptanmıştır. Bu durum, lateral uzantıların, özellikle derin modellerde, tarama sırasında daha iyi geometrik referans sağlayabileceğini düşündürmektedir. Değerlendirilen yöntemler arasında FG-I, tüm implant derinliklerinde en düşük doğruluk sapmalarını gösterirken; FG-O daha büyük derinliklerde artan sapmalar göstermiş ve en derin koşulda IOT-T'den düşük doğruluk sergilemiştir. Bu bulgular, ölçü doğruluğunun fotogrametri sistemleri arasında tarama protokolü ve implant konfigürasyonuna bağlı olarak önemli ölçüde değişebileceğini göstermektedir.

Literatürde FG-I/Imetric (iCam4D) sistemi ile FG-O/OxoCore (OxoFit) sistemini tam ark implant modellerinde karşılaştıran yalnızca iki güncel araştırma bulunmaktadır (Revilla-León vd., 2025a; Revilla-León vd., 2025b). Her iki çalışmada da bu tez çalışmasının bulguları ile uyumlu olarak Imetric sisteminin farklı implant konfigürasyonları ve açılanmalarda daha yüksek doğruluk sağladığı bildirilmiştir. Bu farklılığın, sistemlerin tarama iş akışlarındaki ve görüntü elde etme yöntemlerindeki ayrılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. FG-I sistemi her bir tarama gövdesini ardışık olarak yakalayarak bireysel implant pozisyonlarının daha doğru lokalize edilmesine olanak tanırken, FG-O sistemi tüm implant pozisyonlarını eşzamanlı olarak kaydetmektedir. Eşzamanlı görüntüleme yöntemi işaretleyicilerin konumlandırmasına daha fazla hassasiyet göstermekte, önceden tanımlanmış tarama parametrelerine yüksek düzeyde bağımlılık yaratmaktadır. Bu nedenle FG-O sisteminde kullanılan tarama yönteminin, özellikle aşırı açılanma veya subgingival yerleşim gibi klinik zorluklarda, stitching hatalarının birikmesine yol açabilmektedir; distale açılanan implantlarda gözlenen anlamlı sapmalar da bu durumu yansıtmaktadır.

İmplant yerleştirilme derinliğini simüle eden modellerden elde edilen hassasiyet sonuçları, FG-I'nin tüm derinliklerde en tutarlı performansı sağladığını, grup içi anlamlı bir farklılık bulunmadığını ve genel olarak en düşük standart sapmayı sergilediğini göstermiştir. İmplant derinliği FG-O'nun hassasiyetini etkilememiş olsa da, genel tekrarlanabilirliği PG-I'a kıyasla anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ve bu durum, FG-O'nun sistem kaynaklı değişkenliğe daha duyarlı olabileceğini düşündürmektedir. İntraoral tarama grubunda, implantın subgingival derinliği ölçünün hassasiyetini olumsuz etkilemiştir. Tüm intraoral tarama tabanlı gruplarda, tarama gövdesi görünürlüğünün 4 mm'ye düştüğü Model 5'te hassasiyet değerleri, Model 1 ve Model 4'e kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, PGA (IOT+T ve IOT+LU) kullanılmış olsa dahi, azalan görünürlüğün tekrarlanabilirlik üzerinde olumsuz etkiler yarattığını göstermektedir. Dolayısıyla, PGA kullanımı hassasiyeti artırsa da, supragingival görünürlük azaldığında ortaya çıkan geometrik referans kaybını tamamen telafi edemediği öne sürülebilir.

Bu tez çalışması in vitro koşullarda yürütülmüş olup, tarama doğruluğunu etkileyebilecek klinik senaryoların tüm karmaşıklığını tam olarak yansıtmayabilir. Önemli bir kısıtlılık, ortam ışığı, sıcaklık ve yüzey nemi gibi çevresel değişkenlerin kapsam dışında bırakılmasıdır. Tüm taramalar, standardizasyonu sağlamak amacıyla laboratuvar koşullarında gerçekleştirilmiş olsa da, bu parametreler sistematik olarak değiştirilmemiş veya analiz edilmemiştir. Güncel araştırmalar, bu tür çevresel faktörlerin dijital ölçü doğruluğu üzerinde potansiyel etkilerini ortaya koymuştur. Ochoa-López vd (2024), ortam ışığı aydınlatma düzeyi ve renk sıcaklığı kombinasyonlarının tam ark implant taramalarının doğruluğunu anlamlı biçimde etkilediğini göstermiştir. Benzer şekilde, Gómez-Polo vd. (2022), yüzey neminin tam ark taramalarda açılma sapmaları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi olduğunu; kuru koşulların, nemli ortamlara kıyasla daha yüksek doğruluk ve daha kısa tarama süreleri sağladığını bildirmiştir. Bu değişkenler çalışmada sabit tutularak kontrol altına alınmış olsa da, deneysel tasarıma dahil edilmemeleri, elde edilen sonuçların dinamik klinik ortamlara uygulanabilirliğini sınırlamaktadır.

Bu tez çalışmasının çeşitli sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, araştırma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir; bu nedenle, klinik ortamlarda tarama doğruluğunu etkileyebilecek tükürük, yumuşak doku hareketliliği, sınırlı intraoral erişim ve hasta hareketi gibi değişkenleri tam olarak yansıtmamaktadır. Çalışmada yalnızca maksiller ark değerlendirilmiş, implantlar ise paralel konfigürasyonda yerleştirilmiştir. Dolayısıyla, elde edilen bulgular mandibular ark ya da açılı implant senaryolarına doğrudan genellenemeyebilir. Ayrıca, yalnızca tek bir açılma derecesi (25°) kullanılmış, implant yerleşim derinliği için ise üç farklı model test edilmiştir; ancak implant sayısı, implantlar arası mesafe ve doku morfolojisi gibi diğer olası değişkenler sabit tutulmuştur. Bu nedenle, yöntemlerin daha çeşitli koşullarda kapsamlı biçimde araştırılması için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Referans tarayıcı olarak laboratuvar tipi bir masaüstü tarayıcı kullanılmıştır; bu cihaz klinik iş akışlarını daha iyi simüle etse de, endüstriyel tarayıcıların sağladığı yüksek düzeyde doğruluk potansiyeli göz önünde

bulundurulduğunda, gelecekteki çalışmalarda bu tür tarayıcıların kullanımı bulguların daha güçlü biçimde doğrulanmasına katkı sağlayabilir. Bunun yanı sıra, doğruluk ve sapma değerlendirmeleri metroloji yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilmiş olup, protez uyumunun doğrudan değerlendirilmemesi klinik yorumlanabilirliği sınırlandırabilir. Son olarak, elde edilen bulgular çalışmada test edilen cihazlar ve protokollerle sınırlıdır; dolayısıyla diğer sistemlere veya klinik iş akışlarına doğrudan genellenemeyebilir.

## BÖLÜM VI

### Sonuç ve Öneriler

#### Sonuçlar

Bu karşılaştırmalı in vitro tez çalışmasında, tam ark dişsizlik koşullarında implant açısı ve derinliğinin dijital ölçülerin doğruluk ve hassasiyeti üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışmanın ana bulguları şu şekilde özetlenebilir:

- FG-I sistemi tüm modellerde en düşük RMS sapma değerlerini göstermiş, implant açısı ve derinliğinden bağımsız olarak en yüksek doğruluk ve hassasiyet performansını sergilemiştir.
- FG-O sisteminde ise özellikle distal açılanma ve artan derinlik koşullarında sapmalar belirginleşmiş, ancak IOS gruplarına kıyasla daha yüksek doğruluk değerleri elde edilmiştir.
- IOT tekniklerinde implant açısı doğruluk üzerinde anlamlı etki göstermiştir. Özellikle distal açılı implantlarda IOT ve IOT-T gruplarında sapmalar artarken, IOT-LU grubunda bu olumsuz etki minimize edilmiştir.
- IOT tekniği, tüm modellerde en yüksek  $\Delta AS$  değerlerini göstermiş ve açısal sapma  $0.4^\circ$  eşiğini aşmıştır. Bu bulgu, açısal sapmaların biyomekanik komplikasyonlar açısından kritik önemini bir kez daha ortaya koymaktadır.
- PGA kullanımı IOT'nin doğruluğunu anlamlı ölçüde artırmıştır. Özellikle laterale uzantılı tasarıma sahip IOT-LU grubu, implantlar arası referans noktalarını artırarak stitching hatalarını azaltmış ve IOT-T'ye kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir.
- İmplant açısı hassasiyet üzerinde anlamlı etki göstermemiş, ancak yöntemler arasında fark bulunmuştur. En yüksek hassasiyet FG-I sisteminde kaydedilirken, IOT grubu en düşük hassasiyeti sergilemiştir.

Genel olarak bu tez çalışması, implant açığı ve derinliğinin dijital ölçümlerde doğruluk üzerinde etkili olduğunu; ancak uygun PGA tasarımlarının bu olumsuzluğu önemli ölçüde azaltabileceğini göstermiştir. Elde edilen veriler, fotogrametri sistemlerinin özellikle FG-I'nin klinik açıdan güvenilirliğini teyit ederken, IOT yöntemlerinin ise PGA desteği ile güvenli bir alternatif haline gelebileceğini ortaya koymuştur.

### Öneriler

Çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Klinik ortamda tarama doğruluğunu etkileyebilecek ağız sıcaklığı, yumuşak doku hareketliliği, tükürük varlığı ve hasta hareketleri gibi faktörler dahil edilmemiştir. Gelecek çalışmalarda bu değişkenlerin incelenmesi önerilmektedir.

- Model materyalinin optik özellikleri (yansıtma/kırılma indeksleri) ağız içi dokulardan farklılık göstermektedir. Bu nedenle in vivo koşulları simüle eden modeller veya doğrudan klinik çalışmalar yapılmalıdır.
- Dijital ölçümlerin restorasyon üretimi, pasif uyum ve uzun dönem klinik başarısı ile ilişkisinin değerlendirilmesi amacıyla prospektif in vivo araştırmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmada yalnızca tek bir IOT cihazı kullanılmıştır. Farklı tarayıcılar ve fotogrametri sistemlerinin performanslarının implant açığı ve derinliği açısından karşılaştırılması önerilmektedir.
- Ortam ışığı, sıcaklık ve yüzey nemi gibi çevresel faktörlerin ölçüm doğruluğu ve hassasiyeti üzerindeki etkileri gelecekte kapsamlı şekilde araştırılmalıdır.

## Kaynakça

- Abdel-Azim, T., Zandinejad, A., Elathamna, E., Lin, W., & Morton, D. (2014). The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant– Based Single Units and Complete-Arch Frameworks. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(6), 1281–1288.
- Abduo, J., Bennani, V., Waddell, N., Lyons, K., & Swain, M. (2010). Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(3).
- Abduo, J., & Elseyoufi, M. (2018). Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(3), 101-121.
- Abduo, J. (2014). Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *Journal of Oral Implantology*, 40(6), 758-766.
- Acar, A., & İnan, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(1), 52-56.
- Afrashtehfar, K. I., Alnakeb, N. A., & Assery, M. K. M. (2022). ACCURACY OF INTRAORAL SCANNERS VERSUS TRADITIONAL IMPRESSIONS: A RAPID UMBRELLA REVIEW. *The Journal of Evidence-based Dental Practice*, 22(3), 101719.
- Agustín-Panadero, R., Peñarrocha-Oltra, D., Gomar-Vercher, S., & Peñarrocha-Diago, M. (2015). Stereophotogrammetry for Recording the Position of Multiple Implants: Technical Description. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(6), 631–636.
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35-41.
- Ajioka, H., Kihara, H., Odaira, C., Kobayashi, T., & Kondo, H. (2016). Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression. *PloS One*, 11(10), e0164048.

Aktöre, H., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2015). İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi The evaluation of factors

Albayrak, B., Sukotjo, C., Wee, A. G., Korkmaz, İ. H., & Bayındır, F. (2021). Three- dimensional accuracy of conventional versus digital complete arch implant impressions. *Journal of Prosthodontics*, 30(2), 163-170.

Alikhasi, M., Alsharbaty, M. H. M., & Moharrami, M. (2017). Digital implant impression technique accuracy: a systematic review. *Implant dentistry*, 26(6), 929-935.

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.

Alhubaitiy, R., Sambrook, R., Weisbloom, M., & Petridis, H. (2022). The accuracy of digital implant impressions when using and varying the material and diameter of the dental implant scan bodies. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 30(4), 305-313.

Alvarez, C., Domínguez, P., Jiménez-Castellanos, E., Arroyo, G., & Orozco, A. (2022). How the geometry of the scan body affects the accuracy of digital impressions in implant supported prosthesis. In vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 14(12), e1008.

An, H., Langas, E. E., & Gill, A. S. (2024). Effect of scanning speed, scanning pattern, and tip size on the accuracy of intraoral digital scans. *The Journal of prosthetic dentistry*, 131(6), 1160-1167.

Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014; 111(3): 186-194. doi:

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.

Arnold, C., Hey, J., Schweyen, R., & Setz, J. M. (2018). Accuracy of CAD-CAM- fabricated removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 586-592.

Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D., & Shah, R. (2015). Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(3), ZE10.

Aubretton, O., Bajard, A., Verney, B., & Truchetet, F. (2013). Infrared system for 3D scanning of metallic surfaces. *Machine vision and applications*, 24(7), 1513-1524.

Awad, E. M., ElSheikh, M. M., & El-Segai, A. A. E. M. (2024). Effect of soft tissue thickness on accuracy of conventional and digital implant impression techniques. *BMC Oral Health*, 24(1), 1318.

Babbush, C. A., Kanawati, A., Kotsakis, G. A., & Hinrichs, J. E. (2014). Patient-related and financial outcomes analysis of conventional full-arch rehabilitation versus the All-on-4 concept: a cohort study. *Implant dentistry*, 23(2), 218-224.

Baheti, M. J., Soni, U. N., Gharat, N. V., Mahagaonkar, P., Khokhani, R., & Dash, S. (2015). Intra-oral scanners: a new eye in dentistry. *Austin Journal of Orthopedics & Rheumatology*, 2(3), 1023.

Barbo, B. N., Azeredo, F., & de Menezes, L. M. (2020). Digital Models: Comparison of Scanning Angulations and Superimposition. *Open Journal of Stomatology*, 2020, 10, 218-229

Bayramov, N. (2020). İmplant üstü sabit protezlerde ölçü doğruluğunu etkileyen faktörler. *Dental and Medical Journal-Review*, 2(3), 138-155.

Benic, G. I., Elmasry, M., & Hämmerle, C. H. (2015). Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 86-96.

- Bergin, J. M., Rubenstein, J. E., Mancl, L., Brudvik, J. S., & Raigrodski, A. J. (2013). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 243-251.
- Bilmenoglu, C., Cilingir, A., Geckili, O., Bilhan, H., & Bilgin, T. (2020). In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 755-760.
- Blatz, M. B., Vonderheide, M., & Conejo, J. (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 97(2), 132-139.
- Boldt, J., Knapp, W., Proff, P., Rottner, K., & Richter, E. J. (2012). Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 194(2), 185-189.
- Bratos, M., Bergin, J. M., Rubenstein, J. E., & Sorensen, J. A. (2018). Effect of simulated intraoral variables on the accuracy of a photogrammetric imaging technique for complete-arch implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 232-241.
- Button, H., Kois, J. C., Barmak, A. B., Zeitler, J. M., Rutkunas, V., & Revilla-León, M. (2024). Scanning accuracy and scanning area discrepancies of intraoral digital scans acquired at varying scanning distances and angulations among 4 different intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(5), 1044-1060.
- Buzayan, M., Baig, M. R., & Yunus, N. (2013). Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6).
- Canullo, L., Pesce, P., Caponio, V. C. A., Iacono, R., Luciani, F. S., Raffone, C., & Menini, M. (2024). Effect of auxiliary geometric devices on the accuracy

of intraoral scans in full-arch implant-supported rehabilitations: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 145, 104979.

Carr, A. B. (1992). Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 7, 468-468.

Cheng, J., Zhang, H., Liu, H., Li, J., Wang, H. L., & Tao, X. (2024). Accuracy of edentulous full-arch implant impression: An in vitro comparison between conventional impression, intraoral scan with and without splinting, and photogrammetry. *Clinical Oral Implants Research*, 35(5), 560-572.

Chochlidakis, K., Papaspyridakos, P., Tsigarida, A., Romeo, D., Chen, Y. W., Natto, Z., & Ercoli, C. (2020). Digital versus conventional full-arch implant impressions: a prospective study on 16 edentulous maxillae. *Journal of Prosthodontics*, 29(4), 281-286.

Ciocca, L., Meneghello, R., Monaco, C., Savio, G., Scheda, L., Gatto, M. R., & Baldissara, P. (2018). In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 13(7), 1097-1108.

Conrad, H. J., Pesun, I. J., DeLong, R., & Hodges, J. S. (2007). Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6), 349-356.

Corrente, G., Vergnano, L., Pascetta, R., & Ramadori, G. (1995). A new custom-made abutment for dental implants: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(5).

Çakmak, G., Yilmaz, H., Treviño Santos, A., Kökat, A. M., & Yilmaz, B. (2022). Effect of scanner type and scan body location on the accuracy of mandibular complete-arch digital implant scans: an in vitro study. *Journal of prosthodontics*, 31(5), 419-426.

Daoudi, M., Setchell, D. J., & Searson, L. J. (2001). A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *International Journal of Prosthodontics*, 14(2).

Demirel, M., Türksayar, A. A. D., & Donmez, M. B. (2023). Fabrication trueness and internal fit of hybrid abutment crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resins. *Journal of dentistry*, 136, 104621.

Denneulin, T., Rignon-Bret, C., Ravalec, G., Tapie, L., Bouter, D., & Wulfman, C. (2023). Accuracy of complete-arch implant digital scans: effect of scanning protocol, number of implants, and scan body splinting. *Int J Prosthodont*, 36(2), 219-27.

Di Fiore, A., Meneghello, R., Graiff, L., Savio, G., Vigolo, P., Monaco, C., & Stellini, E. (2019). Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(4), 396-403.

Diker, E., Terzioglu, H., Gouveia, D. N., Donmez, M. B., Seidt, J., & Yilmaz, B. (2023). Effect of material type, torque value, and sterilization on linear displacements of a scan body: An in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 25(2), 419-425.

Donmez, M. B., Mathey, A., Gäumann, F., Mathey, A., Yilmaz, B., & Abou-Ayash, S. (2023). Effect of intraoral scanner and fixed partial denture situation on the scan accuracy of multiple implants: an in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 25(3), 502-510.

Donos, N., André Mezzomo, L., Mardas, N., Goldoni, M., & Calciolari, E. (2022). Efficacy of tooth-supported compared to implant-supported full-arch removable prostheses in patients with terminal dentition. A systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, 49, 224-247.

Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150-154.

- Eddin, M. B. B., & Önöral, Ö. (2024). Influence of splinting scan bodies or incorporating three-dimensionally printed scan aids on the trueness of complete arch digital scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(4), 828-e1.
- Eliasson, A., & Örtorp, A. (2012). The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, e30-e38.
- Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121-128.
- Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(3), 313-320.
- Farah, R. F. I., Alresheedi, B., Alazmi, S., & Al-Haj Ali, S. N. (2025). Evaluating the impact of scan body angulation and geometric attachments on the accuracy of complete-arch digital implant impressions: a comparison of two intraoral scanners. *Journal of Prosthodontics*, 34(2), 174-181.
- Fluegge, T., Att, W., Metzger, M., & Nelson, K. (2017). A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach. *Journal of Prosthodontics*, 26(1), 34-41.
- Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *The International journal of prosthodontics*, 29(3), 277-283.
- Gan, N., Xiong, Y., & Jiao, T. (2016). Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues. *PloS one*, 11(7), e0158800.
- Geramipannah, 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.

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*, 26(8), 650-655.

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2014). Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4).

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2015a). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e54-e64.

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2015b). Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dentistry*, 24(5), 498-504.

Giménez, B., Pradíes, G., Martínez-Rus, F., & Özcan, M. (2015c). Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), 56-64.

Gintaute, A., Papatriantafyllou, N., Aljehani, M., & Att, W. (2018). Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures for multiple straight and tilted dental implants. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 13(4), 550–565

Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2018). Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *International Journal of Prosthodontics*, 31(4).

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.

Gómez-Polo, M., Sallorenzo, A., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A. B., Att, W., & Revilla-León, M. (2024). Influence of implant angulation and clinical implant scan body height on the accuracy of complete arch intraoral digital scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(1), 119-127.

Gómez-Polo, M., Gómez-Polo, C., Del Río, J., & Ortega, R. (2018). Stereophotogrammetric impression making for polyoxymethylene, milled immediate partial fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 506-510.

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*, 10.1111/clr.14069.

Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(1), 28-35.

Hiochwald, D. A. (1991). Surgical template impression during stage I surgery for fabrication of a provisional restoration to be placed at stage II surgery. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 796-798.

Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *Journal of prosthodontic research*, 61(2), 123-132.

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.

Humphries, R. M., Yaman, P., & Bloem, T. J. (1990). The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(4).

Hussein, M. O. (2021). Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(21)00516-3. Advance online publication.

Imburgia, M., Kois, J., Marino, E., Lerner, H., & Mangano, F. G. (2020). Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 28(3), 128–141.

Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17, 1-13.

Iturrate, M., Eguiraun, H., & Solaberrieta, E. (2019). Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis, using an auxiliary geometry part—An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 30(12), 1250-1258.

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.

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.

Jemt, T. (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(3).

Jemt, T., Bäck, T., & Petersson, A. (1999). Photogrammetry--an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. *International Journal of Prosthodontics*, 12(4),363–368.

Jemt, T., Book, K., Lie, A., & Börjesson, T. (1994). Mucosal topography around implants in edentulous upper jaws. Photogrammetric three-dimensional measurements of the effect of replacement of a removable prosthesis with a fixed prosthesis. *Clinical Oral Implants Research*, 5(4), 220-228.

Jeong, M., Ishikawa-Nagai, S., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2025). Accuracy of impression scan bodies for complete arch fixed implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 134(2), 425–432. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.11.015>

Joda, T., & Brägger, U. (2014). Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 25(11), 1304-1306.

Joda, T., Ferrari, M., Gallucci, G. O., Wittneben, J. G., & Brägger, U. (2017). Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontology 2000*, 73(1), 178-192.

Joensahakij, N., Serichetaphongse, P., & Chengprapakorn, W. (2024). The accuracy of conventional versus digital (intraoral scanner or photogrammetry) impression techniques in full-arch implant-supported prostheses: a systematic review. *Evidence-based dentistry*, 25(4), 216–217.

Kan, J. Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C. J., & Lang, B. R. (1999). Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(1), 7-13.

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.

Karl, M., Winter, W., Taylor, T. D., & Heckmann, S. M. (2004). In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1).

Katsoulis, J., Takeichi, T., Sol Gaviria, A., Peter, L., & Katsoulis, K. (2017). Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*, 10(Suppl 1), 121-138.

Katsoulis, J., Mericske-Stern, R., Yates, D. M., Izutani, N., Enkling, N., & Blatz, M. B. (2013). In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dental Materials*, 29(9), 945-953.

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.

Kernen-Gintaute, A., Akulauskas, M., Kernen, F., Zitzmann, N. U., Spies, B. C., & Burkhardt, F. (2025). Accuracy of digital and conventional implant impressions in edentulous jaws: A clinical comparative study. *Journal of dentistry*, 153, 105559.

Keul, C., & Güth, J. F. (2020). Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical Oral Investigations*, 24, 735-745.

Kim, J., Son, K., & Lee, K. B. (2020). Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 307.

Kim, K. R., Seo, K. Y., & Kim, S. (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 543-549.

Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022) İmplant Üstü Protezlerde Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Teknikleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(1), 268-277.

Knechtle, N., Wiedemeier, D., Mehl, A., & Ender, A. (2022). Accuracy of digital complete-arch, multi-implant scans made in the edentulous jaw with gingival movement simulation: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(3), 468-478.

Kosago, P., Ungurawasaporn, C., & Kukiattrakoon, B. (2022). Comparison of the accuracy between conventional and various digital implant impressions for an implant-supported mandibular complete arch-fixed prosthesis: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. American College of Prosthodontists, 10.1111/jopr.13604.

Koseoglu, M., Kahramanoglu, E., & Akin, H. (2021). Evaluating the effect of ambient and scanning lights on the trueness of the intraoral scanner. *Journal of prosthodontics*, 30(9), 811-816.

Kupeyan, H. K., & Lang, B. R. (1995). The role of the implant impression in abutment selection: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(4).

Laohverapanich, K., Luangchana, P., Anunmana, C., & Pornprasertsuk-Damrongsri, S. (2021). Different Implant Subgingival Depth Affects the Trueness and Precision of the 3D Dental Implant Position: A Comparative in Vitro Study Among Five Digital Scanners and a Conventional Technique. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(6).

Lawand, G., Ismail, Y., Revilla-León, M., & Tohme, H. (2024). Effect of implant scan body geometric modifications on the trueness and scanning time of complete arch intraoral implant digital scans: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(6), 1189-1197.

Leblebicioğlu Kurtuluş, İ. K. B. A. L., Esim, E. M. İ. R., Kılıç, D. U. Y. G. U., & Kılıç, K. E. R. E. M. (2021). ALL-ON-FOUR ‘, ‘ALL-ON-FIVE’ ve ‘ALL-ON-SIX’ KONSEPTİ KULLANILARAK ÜRETİLEN PROTEZLERİN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(3).

Lee, J. H., Bae, J. H., & Lee, S. Y. (2021). Trueness of digital implant impressions based on implant angulation and scan body materials. *Scientific Reports*, 11(1), 21892.

Lee, Y. C., Kim, J. E., Nam, N. E., Shin, S. H., Lim, J. H., Lee, K. W., & Shim, J. S. (2021). Influence of edentulous conditions on intraoral scanning accuracy of virtual interocclusal record in quadrant scan. *Applied Sciences*, 11(4), 1489.

Lee, J. H., Lee, H. L., Park, I. Y., On, S. W., Byun, S. H., & Yang, B. E. (2023). Effectiveness of creating digital twins with different digital dentition models and cone-beam computed tomography. *Scientific Reports*, 13(1), 10603.

Lerner, H., Nagy, K., Pranno, N., Zarone, F., Admakin, O., & Mangano, F. (2021). Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 113, 103792.

Li, J., Weinmann, M., Sun, X., Diao, W., Feng, Y., Hinz, S., & Fu, K. (2022). VD-LAB: A view-decoupled network with local-global aggregation bridge for airborne laser scanning point cloud classification. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 186, 19-33.

Lie, A., & Jemt, T. (1994). Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clinical Oral Implants Research*, 5(1), 30-36.

Lin, W. S., Harris, B. T., Elathamna, E. N., Abdel-Azim, T., & Morton, D. (2015). Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), 102– 109.

Lin, W. S., & Eckert, S. E. (2018). Clinical performance of intentionally tilted implants versus axially positioned implants: A systematic review. *Clinical oral implants research*, 29, 78-105.

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.

Lorenzoni, M., Pertl, C., Penkner, K., Polansky, R., Sedaj, B., & Wegscheider, W. A. (2000). Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *Journal of oral rehabilitation*, 27(7), 629-638.

Lyu, M., Di, P., Lin, Y., & Jiang, X. (2022). Accuracy of impressions for multiple implants: A comparative study of digital and conventional techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 1017-1023.

Lyu, M., Li, Y., Xu, D., Xing, Q., Zhang, S., & Yuan, Q. (2025). Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression for multiple implants: An in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(1), e13419.

Ma, Y., Guo, Y. Q., Jiang, L., & Yu, H. (2023). Influence of intraoral conditions on the accuracy of digital and conventional implant impression techniques for two-implant-supported fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontic Research*, 67(4), 633-640.

Ma, B., Yue, X., Sun, Y., Peng, L., & Geng, W. (2021). Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study. *BMC Oral Health*, 21(1), 1-9.

Mandelli, F., Gherlone, E. F., Keeling, A., Gastaldi, G., & Ferrari, M. (2018). Full- arch intraoral scanning: comparison of two different strategies and their accuracy outcomes. *Journal of Osseointegration*, 10(3), 65–74.  
<https://doi.org/10.23805/jo.2018.10.03.01>

Mangano, F. G., Admakin, O., Bonacina, M., Lerner, H., Rutkunas, V., & Mangano, C. (2020). Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 20(1), 1-21.

Marghalani, A., Weber, H. P., Finkelman, M., Kudara, Y., El Rafie, K., & Papaspyridakos, P. (2018). Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An Evaluation of Accuracy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 574-579.

Marlière, D. A. A., Demétrio, M. S., Salazar, D. F. S., Asprino, L., & Netto, H. C. (2019). Reproducibility and feasibility of iterative closest point algorithm and color maps for accuracy between virtual surgical planning and outcomes in orthognathic surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48, 124-125.

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.

Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P., & Pesce, P. (2018). Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clinical Oral Investigations*, 22, 1253-1262.

Miyoshi, K., Tanaka, S., Yokoyama, S., Sanda, M., & Baba, K. (2020). Effects of different types of intraoral scanners and scanning ranges on the precision of digital implant impressions in edentulous maxilla: An in vitro study. *Clinical oral implants research*, 31(1), 74-83.

Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy Jr, E. A., Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 96-104.

Mizumoto, R. M., & Yilmaz, B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 343-352.

Mizumoto, R. M., Alp, G., Özcan, M., & Yilmaz, B. (2019). The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch

implant scans. *Clinical implant dentistry and related research*, 21(5), 987-994.

Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy Jr, E. A., Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 96-104.

Molinero-Mourelle, P., Lam, W., Cascos-Sánchez, R., Azevedo, L., & Gómez-Polo, M. (2019). Photogrammetric and intraoral digital impression technique for the rehabilitation of multiple unfavorably positioned dental implants: A clinical report. *Journal of Oral Implantology*, 45(5), 398-402.

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, e751-e764.

Moslemion, M., Payaminia, L., Jalali, H., & Alikhasi, M. (2020). Do type and shape of scan bodies affect accuracy and time of digital implant impressions?. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 28(1), 18-27.

Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*, 47(4), 343–349.

Nagy, Á., Földesy, P., Jánoki, I., Terbe, D., Siket, M., Szabó, M., ... & Zarándy, Á. (2021). Continuous camera-based premature-infant monitoring algorithms for NICU. *Applied Sciences*, 11(16), 7215.

Ng, J., Ruse, D., & Wyatt, C. (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 555-560.

Nulty, A. B. (2024). An In Vivo Comparison of Trueness and Precision of Two Novel Methods for Improving Edentulous Full Arch Implant Scanning Accuracy: A Pilot Study. *Dentistry Journal*, 12(11), 367.

Oblak, J. (2024). Temporary restorations (Doctoral dissertation, University of Zagreb. School of Dental Medicine. Department of Fixed Prosthodontics).

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.

Orgev, A., Levon, J. A., Chu, T. M. G., Morton, D., & Lin, W. S. (2023). The effects of manufacturing technologies on the surface accuracy of CAD-CAM occlusal splints. *Journal of Prosthodontics*, 32(8), 697-705.

Özyer, E. K., 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.

Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y., Zhao, K., & Pow, E. H. (2021). Improving intraoral implant scanning with a novel auxiliary device: an in-vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 32(12), 1466-1473.

Papaspyridakos, P., Kim, Y. J., Finkelman, M., El-Rafie, K., & Weber, H. P. (2017). Digital Evaluation of Three Splinting Materials Used to Fabricate Verification Jigs for Full-Arch Implant Prosthesis: A Comparative Study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(2), 102-109.

Papaspyridakos, P., Vazouras, K., Chen, Y. W., Kotina, E., Natto, Z., Kang, K., & Chochlidakis, K. (2020). Digital vs conventional implant impressions: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 29(8), 660-678.

Papaspyridakos, P., De Souza, A., Finkelman, M., Sicilia, E., Gotsis, S., Chen, Y. W., ... & Chochlidakis, K. (2023). Digital vs conventional full-arch implant impressions: a retrospective analysis of 36 edentulous jaws. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 325-330.

Papazoglou, E., Wee, A. G., Carr, A. B., Urban, I., & Margaritis, V. (2020). Accuracy of complete-arch implant impression made with occlusal registration material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 143–148.

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.

Pereira, A. L. C., Medeiros, V. R., & Carreiro, A. D. F. P. (2021a). Influence of implant position on the accuracy of intraoral scanning in fully edentulous arches: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(6), 749-755.

Peñarrocha-Diago, M., Balaguer-Martí, J. C., Peñarrocha-Oltra, D., Balaguer-Martínez, J. F., Peñarrocha-Diago, M., & Agustín-Panadero, R. (2017). A combined digital and stereophotogrammetric technique for rehabilitation with immediate loading of complete-arch, implant-supported prostheses: A randomized controlled pilot clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 596-603.

Peñarrocha-Oltra, D., Agustín-Panadero, R., Bagán, L., Giménez, B., & Peñarrocha, M. (2014). Impression of multiple implants using photogrammetry: description of technique and case presentation. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 19(4), e366.

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.

Pozzi, A., Arcuri, L., Carosi, P., Laureti, A., Londono, J., & Wang, H. L. (2025). Photogrammetry Versus Intraoral Scanning in Complete-Arch Digital Implant Impression: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 27(3), e70059.

Pradíes, G., Ferreiroa, A., Özcan, M., Giménez, B., & Martínez-Rus, F. (2014). Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital

impressions of implants. *The Journal of the American Dental Association*, 145(4), 338-344.

Rashidan, N., Alikhasi, M., Samadzadeh, S., Beyabanaki, E., & Kharazifard, M. J. (2012). Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(2), 218-225.

Rech-Ortega, C., Fernández-Estevan, L., Solá-Ruíz, M. F., Agustín-Panadero, R., & Labaig-Rueda, C. (2019). Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 24(1), e89.

Revell, G., Simon, B., Mennito, A., Evans, Z. P., Renne, W., Ludlow, M., & Vág, J. (2022). Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 632-638.

Revilla-León, M., Subramanian, S. G., Att, W., & Krishnamurthy, V. R. (2021). Analysis of different illuminance of the room lighting condition on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner. *Journal of Prosthodontics*, 30(2), 157-162.

Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2—Patient factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(1), 241-249.

Ribeiro, P., Herrero-Climent, M., Díaz-Castro, C., Ríos-Santos, J. V., Padrós, R., Mur, J. G., & Falcão, C. (2018). Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—an in vitro study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(8), 1599.

Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., ... & Ducret, M. (2017). Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017,8427595.

Richi, M. W., Kurtulmus-Yilmaz, S., & Ozan, O. (2020). Comparison of the accuracy of different impression procedures in case of multiple and angulated implants. *Head & Face Medicine*, 16(1), 1-12.

Rivara, F., Lumetti, S., Calciolari, E., Toffoli, A., Forlani, G., & Manfredi, E. (2016). Photogrammetric method to measure the discrepancy between clinical and software-designed positions of implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 703-711.

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.

Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., & Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 10(Suppl 1), 101-120.

Sahin, S., & Cehreli, M. C. (2001). The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*, 10(2), 85–92.

Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., & Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*, 23, 163-201.

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Replicating materials—impression and casting. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia (PA):Elsevier/Mosby, 277-325.

Sallorenzo, A., & Gómez-Polo, M. (2022). Comparative study of the accuracy of an implant intraoral scanner and that of a conventional intraoral scanner for complete-arch fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 1009-1016.

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.

- Sequeira, V., Harper, M. T., Lilly, C. L., & Bryington, M. S. (2023). Accuracy of digital impressions at varying implant depths: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 32(1), 54-61.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298-307.
- Shi, X., Liu, X., Liu, S., Wang, M., & Liu, F. (2021). Vertical deviation caused by tightening torque on implant scan body: an in vitro study. *Threshold*.
- Sim, J. Y., Jang, Y., Kim, W. C., Kim, H. Y., Lee, D. H., & Kim, J. H. (2019). Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows. *Journal of prosthodontic research*, 63(1), 25-30.
- Sinada, N., & Pappaspyridakos, P. (2021). Digitally designed and milled verification jigs generated from photogrammetry data acquisition: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 30(8), 651-655.
- Soltanzadeh, P., Suprono, M. S., Kattadiyil, M. T., Goodacre, C., & Gregorius, W. (2019). An in vitro investigation of accuracy and fit of conventional and CAD/CAM removable partial denture frameworks. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 547-555.
- Son, K., Lee, W. S., & Lee, K. B. (2021). Effect of different software programs on the accuracy of dental scanner using three-dimensional analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16), 8449.
- Son, Y. T., Son, K., & Lee, K. B. (2022). Trueness of intraoral scanners according to subgingival depth of abutment for fixed prosthesis. *Scientific Reports*, 12(1), 20786.
- Sousa, M. V. S., Vasconcelos, E. C., Janson, G., Garib, D., & Pinzan, A. (2012). Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2), 269- 273.

- Stimmelmayer, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D., & Beuer, F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16, 851-856.
- Stuani, V. T., Ferreira, R., Manfredi, G. G., Cardoso, M. V., & Sant'Ana, A. C. (2019). Photogrammetry as an alternative for acquiring digital dental models: A proof of concept. *Medical Hypotheses*, 128, 43-49.
- Sánchez-Monescillo, A., Hernanz-Martín, J., González-Serrano, C., González-Serrano, J., & Duarte Jr, S. (2019). All-on-four rehabilitation using photogrammetric impression technique. *Quintessence Int*, 50(4).288–293.
- Tafti, A. F., Hatami, M., Razavi, F., & Ebadian, B. (2019). Comparison of the accuracy of open-tray and snap-on impression techniques of implants with different angulations. *Dental research journal*, 16(6), 413-420.
- Tan, M. Y., Yee, S. H. X., Wong, K. M., Tan, Y. H., & Tan, K. B. C. (2019). Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(2), 366–380.
- Taneva, E., Kusnoto, B., & Evans, C. A. (2015). 3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. *Issues in Contemporary Orthodontics*, 148(5), 862-7.
- Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., & Abusaad, M. D. (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8(10), ZE16.
- Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2002). Twenty years of progress in implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 89-95.
- Thanasrisuebwong, P., Kulchotirat, T., & Anunmana, C. (2021). Effects of inter-implant distance on the accuracy of intraoral scanner: An in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(2), 107.
- Tohme, H., Lawand, G., Eid, R., Ahmed, K.E., Salameh, Z. & Makzoume, J (2021). Accuracy of Implant Level Intraoral Scanning and Photogrammetry

Impression Techniques in a Complete Arch with Angled and Parallel Implants: An In Vitro Study. *Applied Sciences*, 2021, 11, 9859.

Tohme, H., Lawand, G., Chmielewska, M., & Makhzoume, J. (2023). Comparison between stereophotogrammetric, digital, and conventional impression techniques in implant-supported fixed complete arch prostheses: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*;129(2), 354-362.

Torres, M. Á. F., Estela, S. A., Raya, M. A., & Diago, M. P. (2009). CAD/CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*. Ed. Inglesa, 14(3), 8.

Tsirogiannis, P., Reissmann, D. R., & Heydecke, G. (2016). Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 328-335.

Ulusoy, M. M., & Aydın K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Cilt 1. Ankara Üniversitesi Basımevi.

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.

Vasileiadi, G., Ximinis, E., Sarafidou, K., Slini, T., Gogomitros, F., Athanasiadis, G. A., ... & Kokoti, M. (2025). The Effect of Angulation and Scan Body Position on Scans for Implant-Treated Edentulism: A Clinical Simulation Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(2), e70001.

Wilk, B. L. (2015). Intraoral Digital Impressioning for Dental Implant Restorations Versus Traditional Implant Impression Techniques, *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 36(7), 529–533.

Winter, W., Möhrle, S., Holst, S., & Karl, M. (2010). Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a

three-dimensional finite element analysis based on experimental results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(5).

Wismeijer, D., Joda, T., Flügge, T., Fokas, G., Tahmaseb, A., Bechelli, D., ... & Wu, V. (2018). Group 5 ITI consensus report: digital technologies. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 436-442.

Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-151.

Wu, H. K., Chen, G., Huang, X., Deng, F., & Li, Y. (2023). Accuracy of single-implant digital impression with various scanbody exposure levels at anterior and posterior regions. *Journal of Dentistry*, 138, 104641.

Wulfman, C., Naveau, A., & Rignon-Bret, C. (2020). Digital scanning for complete- arch implant-supported restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(2), 161-167.

Yilmaz, B., Marques, V. R., Guo, X., Gouveia, D., & Abou-Ayash, S. (2021). The effect of scanned area on the accuracy and time of anterior single implant scans: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 109, 103620.

Zarbakhsh, A., Jalalian, E., Samiei, N., Mahgoli, M. H., & Ghane, H. K. (2021). Accuracy of digital impression taking using intraoral scanner versus the conventional technique. *Frontiers in Dentistry*, 18, 6.

Zhang, Y. J., Shi, J. Y., Qian, S. J., Qiao, S. C., & Lai, H. C. (2021a). Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *International Journal of Oral Implantology*, 14(2), 157-179.

Zhang, Y. J., Qian, S. J., Lai, H. C., & Shi, J. Y. (2021b). Accuracy of photogrammetric imaging versus conventional impressions for complete-arch implant-supported fixed dental prostheses: A comparative clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2021.09.035

Zhou, Y., You, L., & Fan, Z. (2024). Accuracy of implant abutment level digital impressions using stereophotogrammetry in edentulous jaws: an in vitro pilot study. *BMC oral health*, 24(1), 1167.  
<https://doi.org/10.1186/s12903-024-04888-1>

