

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI AÇILANMALAR SAHİP İMPLANT TARAMA
GÖVDELERİNE YAPILAN MODİFİKASYONLARIN FARKLI
YAZILIMLAR KULLANILARAK EŞLENMESİNİN DİJİTAL
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

Dt.Damla BİLGİN AVŞAR

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2023**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI AÇILANMALARA SAHİP İMPLANT TARAMA
GÖVDELERİNE YAPILAN MODİFİKASYONLARIN FARKLI
YAZILIMLAR KULLANILARAK EŞLENMESİNİN DİJİTAL
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

Dt.Damla BİLGİN AVŞAR

Protetik Diş Tedavisi Programı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ahmet Atila ERTAN

ANKARA

2023

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Damla Bilgin'in 30.10.2023 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Farklı Açılanmalara Sahip İmplant Tarama Gövdelerine Yapılan Modifikasyonların Farklı Yazılımlar Kullanılarak Eşlenmesinin Dijital Ölçü Doğruluğuna Etkisi : İn Vitro Çalışma" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI

Üye : Prof. Dr. Filiz AYKENT

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ahmet Atila ERTAN

Yedek Jüri Üyesi : Prof. Dr. Evşen TAMAM

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER

Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılr.

o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. (1)

o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. (2)

o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. (3)

30/10/2023

Dt.Damla BİLGİN AVŞAR

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

1. (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
2. (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkânı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
3. (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan iş birliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Ahmet Atila ERTAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Damla BİLGİN AVŞAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, sorduğum sayısız soruya sabırla cevap veren, mesleki vizyonumun oluşmasına büyük katkısı olan ve beraber çalışma fırsatı yakalayabildiğim için kendimi şanslı hissettiğim değerli danışman hocam Prof. Dr. Ahmet Atila Ertan'a,

Pozitif enerjisi ile klinikteki zorlu anlarımızı daha çekilebilir kılan, genel kültür sohbetlerine büyük bir keyifle katıldığım çok sevdiğim hocam, aynı zamanda tez jürimde yer alan Prof. Dr. Mehmet Muhtaroğulları'na,

Tez jürimde yer almayı kabul eden kıymetli hocalarım Prof.Dr.Filiz Aykent ve Prof.Dr.Evşen Tamam,

Klinik tecrübelerini benimle paylaşan çok sevdiğim ve çok değerli hocam Doç.Dr.Güliz Aktaş'a

Klinik ve akademik anlamda bana katkısı olan tüm Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Çok sevdiğim arkadaşlarım Fatmanur Demir Boz ve Sinem Karaca başta olmak üzere dört yılımı birlikte geçirdiğim tüm arkadaşlarıma,

Tezimi yazmamda teknik ve psikolojik anlamda desteğini benden esirgemeyen, yetenekli abim, özgür ruh teknisyen Hakan Yalçın'a,

Çapa'dan Hacettepe'ye uzanan diş hekimliği maceramın her anında yanımda olan dostum Sena Balaban'a,

Küçüklüğümden beri, her zaman ayaklarımın üzerinde sağlam bir şekilde durmayı öğreten canım annem Dilek Bilgin'e, her koşulda beni destekleyen sevgili babam Cevdet Bilgin'e, iyi ki onun kardeşiyim dediğim biricik ablam Birgül Bilgin'e ve varlığının benim eksik bir parçamı tamamladığını hissettiğim değerli eşim Bünyamin Avşar'a tüm kalbimle teşekkür ederim. İyi ki varsınız.

ÖZET

BİLGİN D. Farklı Açılanmalara Sahip İmplant Tarama Gövdelerine Yapılan Modifikasyonların Farklı Yazılımlar Kullanılarak Eşlenmesinin Dijital Ölçü Doğruluğuna Etkisi: İn Vitro Çalışma, Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023. Literatürde modifikasyonlu implant tarama gövdelerinin (İTG) farklı yazılımlar ile eşlenmesinin tarama doğruluğuna etkisini inceleyen yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Çalışmanın amacı farklı açılanmalara ve modifikasyonlara sahip İTG'lerin farklı yazılımlar ile eşlenmesi sonrası elde edilen tarama dosyalarının doğruluğunu incelemektir. Çalışmada açılı ve düz konumda yerleştirilmiş dijital analoglara bağlı İTG'lerle modifikasyonsuz(M0), eklemeli(M+) ve çıkartmalı(M-) modifikasyonlu İTG grupları oluşturulmuştur. Tarama dosyaları Exocad ve Medit Link yazılımı ile İTG eşlemeleri yapılmıştır. Elde edilen deneysel tarama dosyaları ile referans tarama dosyaları tersine mühendislik yazılımı kullanılarak üst üste çakıştırılmış ve iki tarama arasındaki çizgisel ve açısal sapma hesaplanmıştır. İstatistiksel analizler için R4.3.1 (R Development Core Team, 2023) ve SPSS version 23(SPSS Inc) paket programları kullanılmıştır. Sayısal değişkenlerin normallik varsayımı Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelenmiştir. İTG'lere yapılan modifikasyonlar içinde en çok açısal ve çizgisel sapma meydana getiren grup M- grubu, en az sapma gösteren grup ise M0 grubudur. İTG eşlemesi için kullanılan yazılımlar karşılaştırıldığında, Medit Link ve Exocad'le eşlenen İTG'lerin olduğu taramalar, sadece Exocad ile eşlenen gruplara oranla daha az açısal sapma göstermişlerdir. Modeldeki İTG'lerin açılı veya düz olması açısal ve çizgisel sapmalar için anlamlı bir fark oluşturmamıştır($p>0,005$). İTG'lerin konumları ile yapılan karşılaştırmada 27 No'lu İTG'nin 25 No'lu İTG'ye göre çizgisel sapmaya daha çok uğradığı, 25 No'lu İTG'nin 27 No'lu İTG'ye göre açısal sapmaya daha çok uğradığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Tarama gövdesi, dijital ölçü, implant, ağız içi tarayıcı

Destekleyen kurumlar: Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (TDH-2023-20828)

ABSTRACT

BİLGİN D. The Effect Of Matching Different Angulated and Modified Scanbodies On Digital Impression Accuracy Using Different Software: An In Vitro Study, Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Speciality Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2023. There are not enough study in the literature examining the effect of matching modified implant scanbody with different software on scanning trueness. The purpose of this study was to evaluate the trueness of scanning files obtained after matching scanbodies with different modifications and angulation using different software programs. In this study, scanbodies were placed at angulated and straight positions. Unmodified(M0), additive(M+) and subtractive modifications (M-) groups were created. Library data of scanbodies matched with scanning data using Exocad and Medit Link software. The experimental scanning files were superimposed with reference scanning files using reverse engineering software. Linear and angular deviations between the two scans were calculated. R4.3.1 (R Development Core Team, 2023) and SPSS version 23 (SPSS Inc) package programs were used for statistical analysis. The normality assumption of numerical variables was examined using the Shapiro-Wilk goodness-of-fit test. Among the modifications applied to scanbodies, the group that created the highest angular and linear deviation is the M- group while the M0 group has the least deviation. When the software programs used for scanbody matching were compared, scans matched with Medit Link and Exocad showed less angular deviation compared to the scans matched only with Exocad. Angulated or straight scanbodies did not create a significant difference in angular and linear deviations ($p>0.005$). When the positions of scanbodies were compared, scanbody No. 27 was more prone to linear deviation than scanbody No. 25, but considering angular deviation, scanbody No. 25 had more deviation.

Keywords: Scanbody, digital measurement, implant, intraoral scanner

Supporting Institutions: This study was supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Department. (TDH-2023-20828)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	İV
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	V
ETİK BEYAN	VI
TEŞEKKÜR	VII
ÖZET	VIII
ABSTRACT	İX
İÇİNDEKİLER	X
SİMGELER VE KISALTMALAR	XII
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi	2
2.2.İmplant Destekli Protezler	3
2.3.İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü	3
2.3.İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü	6
2.4.Ağız İçi Tarayıcılar (Direkt Dijitalizasyon)	10
2.5.Ağız İçi Dijital Ölçüyü Etkileyen Faktörler	12
2.5.1. Tarama Gövdeleri	14
2.5.2.Ortam Koşulları	17
2.5.3.Tarama Protokolü	18
2.5.4.Operatör Tecrübesi	19
2.5.6.Optik Gürültü	20

	xi
2.5.7.Taranan Bölgeye Bağlı Faktörler	20
2.5.8. Artefakt	21
2.5.9. Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılıma Bağlı Faktörler	21
2.6.İndirekt Dijitalizasyon	22
2.7.Referans Tarayıcılar	23
3.GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1. Modellerin Hazırlanması	25
3.2. Medit i600 ile Modifikasyonsuz İTG'li Model Taramaları	29
3.3. Medit i600 ile Modifikasyonlu İTG'li Model Taramaları	31
3.4.Yapılan Taramaların Medit Link Yazılımında İTG Eşlenmesi	35
3.5.Yapılan Taramaların Exocad Yazılımında İTG Eşlenmesi	37
3.6.Referans Taramanın Elde Edilmesi ve Yazılımlar ile İTG Eşlenmesi	40
3.7.Tarama Doğruluğu Analizi	42
3.8.Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	46
4.BULGULAR	47
4.1.Taramalarda Meydana Gelen Çizgisel Sapma Analizleri	47
4.2.Taramalarda Meydana Gelen Açısal Sapma Analizleri	50
5.TARTIŞMA	54
6.SONUÇLAR	66
7.KAYNAKLAR	67
8.EKLER	77

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
°	: Derece
3B	: Üç Boyutlu
µm	: Mikrometre
AİT	: Ağız İçi Tarayıcı
AÖP	: Açık Ölçü Postu
°C	: Celcius(Santigrat derece)
CAD /CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
HP	: Hareketli Protez
İDP	: İmplant Destekli Protez
İTG	: İmplant Tarama Gövdesi
K	: Kelvin
M0	: Modifikasyonsuz Tarama Gövdesi
M+	: Eklemeli Modifikasyonlu Tarama Gövdesi
M-	: Çıkartmalı Modifikasyonlu Tarama Gövdesi
mm	: milimetre
No	: Numara
Ncm	: Newton Santimetre
PEEK	: Polieter-eter-keton
PVS	: Polivinilsiloksan
SP	: Sabit Protezler
.stl	: Standart Tessellation Language(Standart Üçgen Dili)

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 2. 1. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Yöntemleri	4
Şekil 2. 2. Tarama Dosyasına Ait .stl Formatlı Görüntüdeki Üçgen Ağların Cad Yazılımında Görünümü	9
Şekil 2. 3. Oxy (Oxy İmplant, Biomec S.R.L, Colico, İtalya) Markasına Ait İTG	10
Şekil 2. 4. Doğruluk Ve Hassasiyet Terimlerinin Hedef Alanı Ve Oklarla Görselleştirilmesi	13
Şekil 2. 5. Sırasıyla Peek, Peek Ve Titanyum, Titanyum İTG	14
Şekil 3. 1. Çalışmada Kullanılan Grupların Şematik Gösterimi.	24
Şekil 3. 2. A) Fantom Model B) 25-26-27-28 No'lu Dişlerin Çıkarılması C) Kök Alanların Mum İle Doldurulması	25
Şekil 3. 3. Çalışmada Kullanılan Laboratuvar Tarayıcısı A) Vinyl Uxd Tarayıcı B) Frasaco Modelin Taranması	25
Şekil 3. 4. Blender Yazılımında Elde Edilmiş Model Görüntüsü	26
Şekil 3. 5. A) Alias Precise Dental Model Reçinesi B) Photon M3 Anycubic 3b Yazıcı C) Gc Labolight Lv-III	27
Şekil 3. 6. Oxy Markasına Ait Grade 5 Titanium İçerikli İTG	27
Şekil 3. 7. Oxy Markası Ait Dijital İmplant Analogu	27
Şekil 3. 8. İTG'lerin 10 Ncm Sıkıştırma Tork Değeri ile Sıkıştırılması	28
Şekil 3. 9. Birbirine Paralel Yerleştirilmiş Analoglar ile Bağlanmış İTG'li Model	28
Şekil 3. 10. Birbirine Açılı Yerleştirilmiş Analoglar ile Bağlanmış İTG'li Model	28
Şekil 3. 11. Medit i600 Adlı Tarayıcı	29
Şekil 3. 12. Medit i600 ile Model Taraması	30
Şekil 3. 13. Çalışmada Kullanılan Tarama Protokolü	31
Şekil 3. 14. Modifikasyonsuz İTG Taraması	31

Şekil 3. 15. A) T-Com Flow Kompozit B) Boncukların İTG İle Birleştirilmesi	32
Şekil 3. 16. Boncuk Yapıştırılan İTG'lerin A) Önden B) Yandan C) Üstten Görünüşü	32
Şekil 3. 17. Medit i600 İle Taranmış Olan M+ İTG'lerin Medit Link Yazılımındaki Görüntüsü	33
Şekil 3. 18. Medit Link Yazılımda Akıllı Renk Filtresi Modunda Kırmızı Renk Filtrelenmesi	34
Şekil 3. 19. Kırmızı Renk Filtresi İle Taranmış İTG'lerde Taranamayan Alanlar Oluşturulması	34
Şekil 3. 20. Oxy Markasına Ait İTG'nin Dijital Kütüphane Eşleniğini Ve İmplant Konumlarının İşaretlenmesi	35
Şekil 3. 21. İTG'lerin Dijital Kütüphane Eşlenikleri ile Üç Nokta Referans Alınarak İTG Eşlemesi Yapılması	36
Şekil 3. 22. İTG'lerin Dijital Kütüphane Eşlenikleri ile Eşlendikten Sonraki Renk Haritalı Görüntüsü	36
Şekil 3. 23. Dışa Aktarılmaya Hazır Eşleme Görüntüsü	37
Şekil 3. 24. Exocad Yazılımında Protetik Endikasyon Belirlenmesi	38
Şekil 3. 25. Exocad Yazılımında Taramaların Oryantasyon Düzleminin Belirlenmesi	39
Şekil 3. 26. Exocad İTG Eşlemesi Yapılması	39
Şekil 3. 27. A) Exocad Yazılımında Ti-Base Dayanak Konumlandırılması B).stl Görüntüsü	39
Şekil 3. 28. Smartoptics Vinyl Uxd Laboratuvar Tarayıcısı ile Referans Modelin Taranması	40
Şekil 3. 29. Referans Taramanın Medit Link Yazılımında İTG Eşlenmesi	41
Şekil 3. 30. Referans Taramanın Exocad Yazılımında İTG Eşlenmesi	41
Şekil 3. 31. A) Referans Taramanın Exocad Yazılımında Ti-Base Dayanak Konumlandırılması B) .Stl Görüntüsü	42
Şekil 3. 32. Referans Tarama Dosyası	43
Şekil 3. 33. Deneysel Tarama Dosyaları	43

Şekil 3. 34. Referans ve Deneysel Tarama Dosyalarının En İyi Uyum Algoritması İle Çakıştırılmış Görüntüsü	44
Şekil 3. 35. Açısal ve Çizgisel Sapmayı Hesaplayabilmek İçin İTG 'ler Üzerinde Belirlenen Silindir Bölgeleri	44
Şekil 3. 36. Açısal ve Çizgisel Sapmanın Değerlendirilmesi	45
Şekil 3. 37. Düz İTG'li Modelin Deneysel Taramasının Referans Tarama ile Çakıştırılması Sonucu Elde Edilen Sapma Değerleri	45
Şekil 3. 38. Açılı İTG'li Modelin Deneysel Taramasının Referans Tarama ile Çakıştırılması Sonucu Elde Edilen Sapma Değerleri	46

TABLolar

Tablo	Sayfa
Tablo 4.1. 25 Numaralı İTG'ye Ait Çizgisel Sapmanın Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	47
Tablo 4.2. 27 Numaralı İTG'ye Ait Çizgisel Sapmanın Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	48
Tablo 4.3. Çizgisel Sapma İçin Modellerin Genel Analiz Sonuçlarının Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	48
Tablo 4.4. Çizgisel Sapma İçin Dört Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	49
Tablo 4.5. Modifikasyon Ve Tür Değişkenlerinin Beraber İncelendiği Analizde Çizgisel Sapma Miktarlarının Boxplot Grafiği İle Gösterimi	50
Tablo 4.6. 25 Numaralı İTG'ye Ait Açısal Sapmanın Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	50
Tablo 4.7. 27 Numaralı İTG'ye Ait Açısal Sapmanın Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	51
Tablo 4.8. Açısal Sapma İçin Modellerin Genel Analiz Sonuçlarının Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, 25.Yüzdilik Ve 75.Yüzdilik Değerleri	51
Tablo 4.9. Açısal Sapma İçin Dört Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	52

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Geleneksel ölçü alma tekniği, teknolojinin gelişmesiyle beraber yerini dijital ölçü sistemlerine bırakmaya başlamıştır. Hızla gelişmekte olan bu teknik sayesinde ölçünün ağız içinden direkt olarak ya da geleneksel ölçünün veya modelin ağız dışında taraması yapılarak dijital ortama aktarımı sağlanabilmektedir (1).

İmplant destekli protezlerin (İDP) dayanaklar üstüne yerleştirilmesinden sonra protezde ya da çevre dokularda statik yük meydana getirmemesine “pasif uyum” denilmektedir (2). İDP’lerde pasif olarak oturan bir protez elde etmenin ilk adımı ölçülerin doğruluğudur (3). Her bir implant pozisyonunun komşu implantlara veya dişlere göre olan konumunun doğru transferi, implant destekli protezlerin tasarımında, uyumunda ve komplikasyonsuz sağlıklı bir restorasyona ulaşılmasında önem taşımaktadır (4). Ağız içi tarayıcılar (AİT) ile alınan ölçülerle üretilen restorasyonların pasif uyumunun incelenmesi araştırma konularından biridir.

Ağız içi tarayıcılar, diğer üç boyutlu tarayıcıların tarama sistemlerine benzer şekilde taranacak nesneye ışık kaynağı yansıtır ve bu sayede dental arkların, yumuşak dokuların, dişlerin ve implant tarama gövdelerinin(İTG) görüntülerini kaydederler(5). Elde edilen bu dijital ölçünün netliği; AİT’in ölçü alım hızı, görüntünün netliği, yazılım programı, İTG’nin dijital kütüphanedeki eşleniği ile uyumu, tarama stratejisi, implantın konumu, hastaya bağlı etkenler ve operatör tecrübesi gibi faktörlerden etkilenebilmektedir. Bu nedenle, dijital ölçü teknolojisinin doğru bir şekilde kullanılması, sağlıklı restorasyonların üretilmesinde önem taşımaktadır (6, 7).

Çalışmanın amacı farklı modifikasyonlara ve açılanmalara sahip İTG’lerin farklı yazılımlar ile eşlenmesi sonrası elde edilen tarama dosyalarının doğruluğunu 4 farklı değişken üzerinden incelemektir. Literatürde farklı yazılımlarla İTG eşlemesi yapılmış modifikasyonlu İTG’lerle alınan dijital ölçülerin doğruluğunu inceleyen yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuçların klinik pratik uygulamalarına ve literatürdeki eksikliğe faydalı olması hedeflenmektedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi

İmplant, kökeni Latince olan “in” içerisinde ve “planto” ekme anlamına gelen iki sözcüğün bir araya gelmesiyle oluşmuş bir kelimedir. Medikal alanda implant, kaybedilmiş bir doku veya organın fonksiyonunu geri kazandırma amacıyla vücuda yerleştirilen yapay cisimler olarak tanımlanmaktadır (8).

Diş hekimliğinde implant tanımı, diş eksikliklerinin yarattığı estetik, fonasyon, fonksiyon kayıplarının geri kazandırılmasını sağlayan; üzerine gelecek protezin tutuculuğunu ve stabilitesini arttıran, çene kemiğinin üstüne ya da içine yerleştirilen cisimlerdir (9).

Tarihte dental implantlar ilk olarak Çin İmparatoru Chin-Nong tarafından eksik diş tedavisi amacıyla M.Ö.3216 yılında kullanılmış gümüş esaslı iğneler olarak karşımıza çıkmaktadır. Geçmişte çekilmiş dişler, fil dişleri, altın teller gümüş alaşımlar, hayvan kabukları gibi materyallerin dental implant olarak kullanıldığı bilinmektedir (8).

Oral implantolojide ilk kayıtlı çalışma Fransız bir diş hekimi olan Maggiolo tarafından 1809 yılında yapılmıştır. Diş çekimi sonrası çekim boşluğuna kök formundaki 18 ayar altın operasyondan hemen sonra yerleştirilmiştir. Bir ay beklendikten sonra implant destekli protez yapılmıştır (10).

Brånemark'ın (1929-2014) Gothenburg Üniversitesi'nde ve Schroeder'in (1918-2004) İsviçre Bern Üniversitesi'nde yaptığı çalışmalar ile modern dental implantoloji ile ilgili çalışmalar başlamıştır. 1960'larda Brånemark, kemik hücrelerinin titanyum çevresinde büyüdüğünü ve titanyuma direkt olarak bağlandığını gözlemlemiştir. Titanyumun yüksek biyouyumluluk göstermesinin ardından dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceği anlaşılmıştır; titanyum-kemik arasında gerçekleşen bu yapışma ‘osseointegrasyon’ olarak adlandırılmıştır (11).

2.2.İmplant Destekli Protezler

İmplant destekli protezler (İDP) temelde; implant destekli sabit protezler (SP) ve implant destekli hareketli protezler (HP) olmak üzere 2 gruba ayrılır.

Misch implant destekli protezleri (İDP) 5 sınıfa ayırmıştır:

SP 1: Sabit protezler, doğal diş gibi görünürler ve sadece klinik kuruca yerine koyarlar

SP 2: Sabit protezler; kuruca ve kökün bir kısmını yerine koyar; kuruca konturu oklüzal yarıda normal görünürken, gingival yarıda uzamış veya fazla kontur olarak görünür.

SP 3: Sabit protezler; eksik kuruca ve gingival rengi ve dişsiz bölgelerin bir kısmını yerine koyar; protezde genellikle plastik dişler ve akrilik dişeti kullanır, ancak porselen, metal veya zirkonya da olabilir.

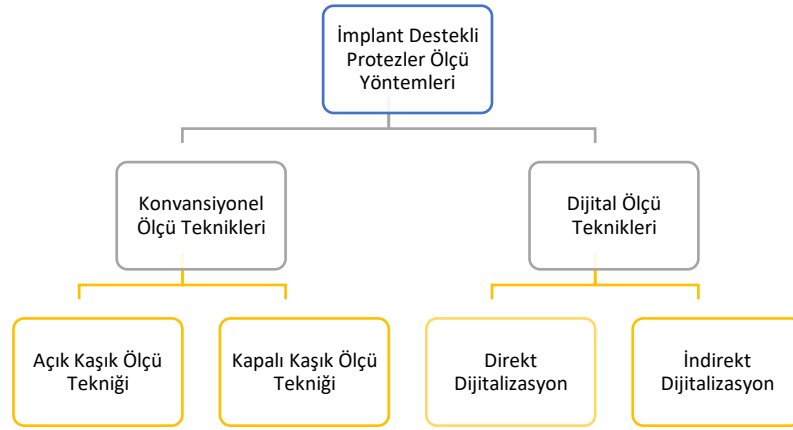
HP4: Hareketli protezler, yumuşak doku desteği olmaksızın sadece implantlar tarafından desteklenen overdenture

HP5: Hareketli protezler; yumuşak doku (birincil) ve implant (ikincil) tarafından desteklenen overdenture (12)

2.3.İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü

Ölçü, Protetik Terimler Sözlüğü'nde "herhangi bir nesnenin yüzeyinin negatif kopyası; diş hekimliğinde ise dişler ve/veya çevre dokuların izi" olarak ifade edilmektedir(13).

Dayanakların implant olduğu ve implant destekli bir restorasyonun yapılacağı durumda, implantın ya da implantların 3 boyutlu olarak pozisyonunu, sert ve yumuşak dokuyla ve birbirleriyle olan ilişkilerini laboratuvara aktarma işlemine ölçü denmektedir. Bu aktarım geleneksel (konvansiyonel) yollarla yapılabileceği gibi dijital sistemlerle de yapılabilmektedir (Şekil 2.1.) (14).



Şekil 2. 1. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Yöntemleri

İDP'lerde geleneksel ölçü sıklıkla tercih edilen bir ölçü alma yöntemidir. Bu yöntemin uygulanabilmesi için bazı ara parçalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ölçü postları, çene kemiğindeki implant gövdesinin pozisyon ve açısının modele aktarılmasını sağlayan ara parçalardır. Ölçü postu ile implant gövdesi seviyesi (implant seviyesi ölçü) ya da implant gövdesi üstüne yerleştirilmiş multi açılı dayanak sistemi üstünden (dayanak seviyesi) ölçü alınabilir. Ölçü postlarının, kapalı ve açık ölçü postları şeklinde farklı tipleri mevcuttur.

Ölçü kaşıkları ise ölçü materyalinin hastanın ağızına transferini sağlayan parçadır. Doğru bir ölçü için hasta ağızına uyumlu kaşık seçimi oldukça önemlidir. Genellikle ölçü almak için prefabrike metal kaşıklar kullanılmaktadır. Bir diğer seçenek ise kişiye özel hazırlanmış kaşıkları kullanmaktır. Prefabrike kaşıklar dişli, dişsiz, delikli ya da deliksiz olabilirler. Farklı boyutları mevcuttur (1, 2, 3, 4 olarak numaralandırılmışlardır) (15). Metal kaşıklar, plastik kaşıklar, pencereci metal kaşıklar olmak üzere farklı formlarda ölçü kaşıkları mevcuttur. Bazı durumlarda prefabrike kaşıklar ile ölçü almak zorlayıcı olabilir ve ölçü hatalarına sebebiyet verebilir. Bu durumlarda kişiye özel hazırlanan kaşıkları kullanmak ölçü alma işlemini kolaylaştırmaktadır (16).

Günümüzde ağız içi konvansiyonel ölçü almak için kullanabileceğimiz farklı tip ölçü materyalleri bulunmaktadır. İDP için ölçü alınmasında ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi oldukça önemlidir. İDP'lerde ölçü almak için en sık kullandığımız ölçü maddeleri polieterler ve ilave tip silikonlardır. Polieter ölçü

malzemesi baz ve katalizörden oluşmaktadır(15). Farklı akışkanlıklarda formları mevcuttur. Polieterlerin yüzey netliği ve polimerizasyon sırasında yan ürün ortaya çıkmamasından kaynaklı boyutsal stabiliteleri oldukça iyidir. Bu sebepten kuru ortamda bir haftaya yakın saklanabilmektedir. Hidrofilik özellik sayesinde, diş ve yumuşak dokular nemli olsa dahi ölçü netliği bozulmamaktadır. Rijit yapılarından dolayı ağızdan çıkartılmaları bazen zor olabilir. Ölçü kaşığı ağızdan çıkartmak için uygulanacak kuvvet bazı durumlarda ölçü materyalinin yırtılma direncini aşar ve ölçü yırtılabilir (17).

İlave tip silikon [Polivinil siloksan (PVS)] günümüzde oldukça sık kullanılan silikon esaslı ölçü materyallerinden birisidir. PVS'ler yırtılma dirençlerinin yüksek oluşu ve deformasyona karşı gösterdikleri dayanıklılık ile birden çok alçı model dökülmesine izin vermektedirler (2). PVS'ler %99 oranla en başarılı elastik geri dönüş kapasitesine sahip ölçü materyali olarak gösterilirler (18).

İmplant destekli protezler için alınan ölçüler, ölçünün referans aldığı seviyeye göre implant seviyesi ve dayanak seviyesi olmak üzere ikiye ayrılır. İmplant seviyesi ölçüde ölçü postu direkt olarak implant gövdesine bağlanmaktadır. Dayanak seviyesi ölçüde ise, yumuşak doku yüksekliğine ve çıkış profiline uygun olarak seçilmiş dayanaklar implant gövdesine vidalandıktan sonra dayanak üstüne takılan ölçü postları ile ölçü alınmaktadır.

İmplant destekli protezlerde geleneksel olarak ölçü alma tekniklerinden en sık kullanılanlar kapalı kaşık ölçü (Transfer) ve açık kaşık ölçü (Pick-up) teknikleridir.

Kapalı kaşık tekniğinde ölçü şu şekilde alınmaktadır: Ölçü postu implant gövdesine ya da multi açılı dayanaklara bağlandıktan sonra ölçü materyali yüklenmiş ölçü kaşığı hastanın ağızına yerleştirilir. Ölçü materyalinin ağızda bekleme süresinin tamamlanmasının ardından ölçü kaşığı ağızdan çıkarılır. Elde edilmiş olan ölçüye kapalı ölçü postları analoglar ile birleştirilerek yerleştirilir ve alçı model oluşturulur. Bu modelde analog implant gövdesini taklit eder ve implant gövdesinin konumu bu şekilde laboratuvara iletilmiş olur (19). Bu tekniğin, az sayıda implantın olduğu vakalarda, arklar arası mesafenin kısa olduğu durumlarda,

ögürme refleksi olan bireylerde ve ulaşılması zor bölgede implantı olan hastalarda kullanılması önerilir (19).

Açık kaşık ölçü tekniğinde ise açık ölçü postları implant gövdesine ya da çok üniteli dayanak üstüne yerleştirilir. Açık ölçü postlarının denk geleceği yerler kişisel kaşıkta delinir sonrasında kaşığa ölçü materyali yüklenir ve ağza yerleştirilir. Ölçü materyalinin sertleşme reaksiyonu tamamlanınca ölçü postu vidaları gevşetilir ve ölçü içinde kalan ölçü postları kaşıkla birlikte çıkartılmış olur. Sonrasında analoglar ölçü postları ile bağlanır ve alçı dökülür. Bu teknikte en sık karşılaşılan problemlerden bir tanesi, ölçüyü ağızdan çıkartırken ya da ölçü postu implant analogu ile vidalanırken ölçü postlarının hareket etmesidir (20, 21). 1985 yılında bu duruma engel olmak için Branemark ve ark. ölçü postlarını diş ipi ile birbirine bağlayıp, otopolimerizan akrilik rezinle diş iplerini kaplayıp, ölçü postlarını splintlemişlerdir (20).

Ağızda 3 veya daha az implant olması durumunda ölçünün açık ya da kapalı kaşık yöntemle alınması anlamlı fark oluşturmazken, 4 veya daha fazla implant olması durumunda açık kaşık ölçü yöntemi daha başarılı bulunmuştur (22).

2.3. İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü

Geleneksel ölçü alma tekniği, teknolojinin gelişmesi ile yerini dijital ölçü sistemlerine bırakmaya başlamıştır. Geleneksel ölçü basamaklarındaki hataları azaltmak amacıyla dijital ölçüler alınmaktadır. Hızla gelişen bu ölçü tekniği sayesinde ağız içinden direkt olarak ya da geleneksel ölçünün veya modelin ağız dışında taraması yapılarak ölçünün dijital ortama aktarımı sağlanabilir. Hem dijital ölçünün alınması hem de dijital platformda üretim yapılması amacıyla bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri [CAD(Computer Aided Design) /CAM (Computer Aided Manufacturing)] geliştirilmiştir (1).

1980'lerin sonlarına doğru CAD/CAM teknolojilerinin kullanıma girmesiyle, geleneksel restorasyon üretim süreçlerine alternatifler oluşmaya başlamıştır (23). Bu teknolojiler başlangıçta diş destekli restorasyonlar için geliştirilirken sonrasında implant destekli restorasyonlar için de kullanılmaya

başlanmıştır. CAD/CAM teknolojileri katı cisimlerin baskı yoluyla üretilmesini ve diş hekimliğinde daha yaygın olarak frezeleme yoluyla üretim yapılmasını sağlar. Bu teknolojiyi kullanarak, implant konumlarını sanal ortama aktarmak, restorasyonları sanal olarak bilgisayarda planlamak, tasarlamak ve restorasyonu doğrudan frezeleme ile üretmek mümkündür (24).

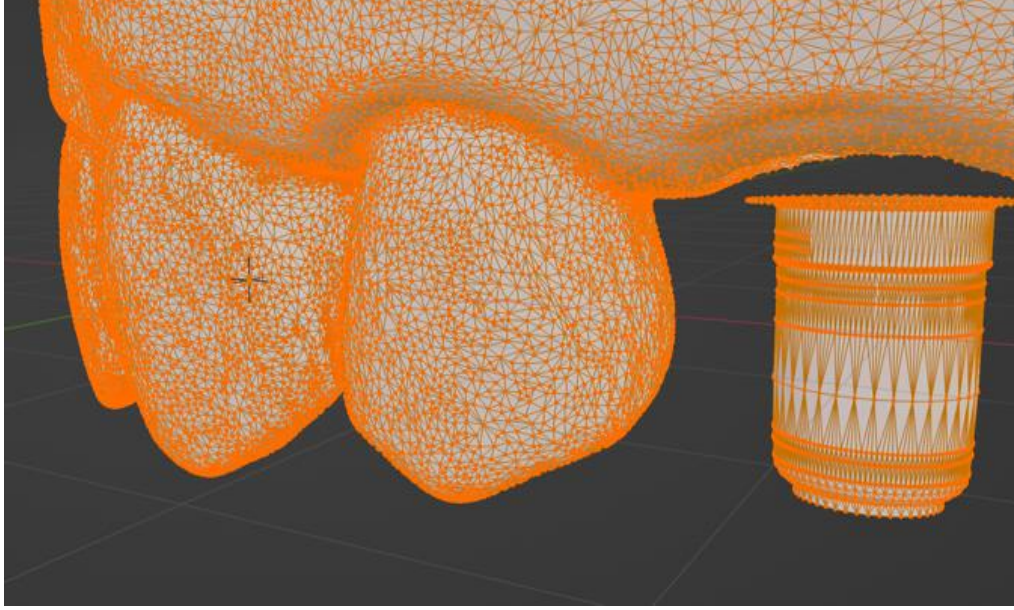
Dental restorasyonlar için CAD/CAM teknolojisinin kullanılması, geleneksel tekniklere göre çok sayıda avantaja sahiptir. Dijital taramalar, geleneksel ölçülerden daha hızlı ve daha kolay olma potansiyeline sahiptir (25). Ender ve ark. yaptıkları çalışmada hastalardan, alınan geleneksel ve dijital ölçülerin konforlarını karşılaştırmalarını istemişlerdir. Hastaların büyük kısmı öğürme refleksini tetiklememesi ve ölçü materyali gibi rahatsız edici tat ve koku içermediği için dijital ölçüyü daha konforlu bulmuşlardır (26). Ayrıca dijital ölçünün, verilerin saklanması, işlenmesi ve standardize edilebilmesi gibi avantajları da mevcuttur. Konvansiyonel ölçüde, ölçünün hasta ağzından alınıp teknisyen tarafından model oluşturulma süresi arasında birçok ara aşama vardır ve bu aşamalarda ölçü parçalarında hareket, ölçü materyalinin deforme olması, alçı dökümü ile ilgili problemler meydana gelebilmektedir. Dijital ölçüde ise aşamalar çok daha azdır ve standardizasyon çok daha iyidir (27). Aynı zamanda bu ölçüler sanal ortamda saklanarak hem fiziksel olarak yer kaplamaksızın uzun yıllar kolaylıkla saklanabilirler (28).

Dijital sistemlerin diğer avantajları şöyle sıralanabilir; hastalardaki diş aşınması sürecinin takibi, daimi restorasyonun yapımından önce diş hazırlıklarının değerlendirilmesi, peri-implant yumuşak dokuların çıkış profilinin dijital bir kopyası temel alınarak implant destekli protezlerin üretilmesi, ağız içi, yüz taramaları ve hastanın fotoğraflarının birleştirilmesi yoluyla üç boyutlu sanal bir hastanın oluşturulması olarak sıralanabilir. Dijital sistemlerin birçok avantajının yanında birtakım dezavantajları da mevcuttur. Bu dezavantajlardan bazıları: kullanımını ve yazılımını öğrenme sürecinin zaman alması, komplike vakalarda kapanış kaydı alma zorluğu, dişsiz ark taramalarında görüntü çakıştırmalarının ve tarama devamlılığı sağlamanın zor olması, ölçünün kan, tükürük gibi sıvılardan kolay etkilenmesi, maliyetinin yüksek oluşu olarak sıralanabilir (29).

CAD/CAM sistemler üç kısımdan oluşur; ilk kısım dokuları, dişleri ya da objeleri üç boyutuyla kaydeden ve bu kayıtların dijital ortama transferini sağlayan tarayıcı kısımdır. Bu tarama hem direkt olarak ağız içinde hem de indirekt olarak laboratuvar ortamında yapılabilmektedir. İkinci kısım dizayn/CAD, üçüncü kısım ise üretim/CAM kısmıdır (30).

Dijital diş hekimliğinde bir klinisyenin başarılı protetik sonuçlar sunabilmesinde dijital verilerin kaydedildiği ve aktarıldığı araçlar oldukça önem taşımaktadır. Dijital teknolojilerde klinisyenin başarılı bir restorasyon üretmesinde doğru veri aktarımına dikkat edilmesi gerekmektedir. Tarayıcılar, kaydedilen bölgenin dijital bir kopyasını alarak, renksiz olarak “.stl” (Standart Üçgen Dili), “.obj” (Wavefront 3B nesne dosyası) ve renkli olarak “.ply” (Stanford Üçgen Biçimi) formatında veya geliştirici firmanın özel olarak piyasaya sürdüğü format dilinde bilgisayara aktarılmasını sağlar. Taranan modeller, ".stl" ve ".ply" formatlarında kaydedildiğinde, herhangi bir CAD sisteminde tasarım çalışmaları için kullanılabilir (5). Dosyaların aktarımı için en yaygın mod .stl dosya biçimlendirmesidir (31).

En sık kullanılan dijital dosya biçimlerinden bir olan .stl dosya biçimlendirmesi, uzun performans geçmişi, tarama teknolojileriyle evrensel uyumluluğu ve temel topolojik kayıt ilkeleri nedeniyle tercih edilmektedir (Şekil 2.2.) (32). Diş hekimliği alanında ağız içi tarayıcılar (AİT), belirli bir nesne topografyasını haritalamak için lazer veya ışık yayan diyot (LED) ile birlikte kullanılarak .stl formatındaki dosyalara ilişkin veriler oluştururlar. Taranmış olan topografya, taranmış nesnenin sanal modelini oluşturma amacıyla çeşitli boyutlarda üçgenler veya üçgen ağ ile kaplanır. Bu üçgenlerin yerleşimi, taranan nesnenin en doğru temsilini elde etmek için üç boyutlu bir kartezyen koordinat algoritması tarafından belirlenmektedir. Taramanın kalitesine, tarayıcıların yeteneklerine ve taranan nesnenin karmaşıklığına bağlı olarak bu üçgenlerin boyutu değişebilmektedir (31).



Şekil 2. 2. Tarama dosyasına ait .stl formatlı görüntüdeki üçgen ağların CAD yazılımında görünümü

Nokta bulutu -x, -y ve -z koordinatlarında olmak üzere üç boyutlu(3B) bir koordinat sistemindeki veri kümesidir. Bu nokta bulutları üçgen ya da çokgen ağlar ile modele dönüştürülürler. Bu ağ (mesh) model cismin dış yüzeyini temsil etmektedir(33). AİT'ler, taranan dişlerin geometrisini içeren üç boyutlu bir ağ oluştururlar[45,46].

Ağız içi dijital taramalar alınırken, klinisyen taranan bölgelerde eksik alanlar veya ağ üzerinde boşluklar bırakmadan hastanın ölçüsünü dijital ortama aktarmalıdır. Bir dijital taramada eksik bir alan varsa, bölge yeniden taranabilir. AİT'lerin yazılım programları, yeni bilgiyi mevcut bilgiye ekleyerek dijital taramanın ağını tamamlama işlemini gerçekleştirebilirler ancak tarama birleştirme ve yeniden tarama yöntemlerinin doğruluğunu değerlendiren çalışmalar sınırlıdır(34).

Verilerin toplanması sırasında veri iki şekilde elde edilebilir; ilki ağız dışı dijital kayıt sistemleridir. Hastadan alınmış ölçü ya da ölçüden elde edilmiş alçı model laboratuvar tarayıcısı ile taranır bu şekilde indirekt yöntem kullanılmış olur. İkinci yöntem ise ağız içinden direkt yöntem ile tarama yapılmasıdır.

2.4.Ağız İçi Tarayıcılar (Direkt Dijitalizasyon)

Ağız içi tarayıcılar diğer üç boyutlu tarayıcıların tarama sistemlerine benzer şekilde taranacak nesneye ışık kaynağı yansıtır ve bu sayede dental arkların, yumuşak dokuların, dişlerin ve implant tarama gövdelerinin (İTG) görüntülerini kaydederler (5).



Şekil 2. 3. Oxy (Oxy İmplant, Biomec S.r.l, Colico, İtalya) markasına ait İTG'de 1 ile gösterilen bölge "tarama bölgesi", 2 ile gösterilen bölge "gövde" ve 3 ile gösterilen bölge "taban" kısmını ifade etmektedir.

İmplant destekli protez sistemlerin gelişmesiyle farklı geometri ve tasarımda İTG'ler üretilmiştir. Üç kısımdan oluşan İTG'lerin en üst kısmı tarama bölgesidir, ortada gövde kısmı altta ise taban kısmı mevcuttur (Şekil 2.3.). Tarama bölgesi, dijital ölçünün doğruluğunu artırmak için farklı şekillere sahip olabilen bir veya daha fazla tarama alanı içerebilmektedir. Tarama bölgesine asimetric bir şekil ekleyerek, CAD yazılımı tarafından yüzey tanıma işlemi daha basit hale getirilebilmektedir (35). Tarama bölgesi malzemesinin yüzey özellikleri, AİT tarafından elde edilen nokta sayısı açısından optik dijital algılamayı etkileyebilirken, taban malzemesi implant üzerine vidalama sırasında uyumu ve aşınma direncini etkileyebilmektedir (36).

AİT'lerde optik teknoloji ile veri toplanır. Dijital ortama aktarılacak yüzeye yansıtılan ışık hedef yapıyla temasından sonra cihazdaki alıcı ile dijital görüntü

oluşturulur. Bu görüntü üçgenleme, konfokal, aktif dalga örnekleme, stereofotogrametri gibi farklı tarama teknolojileri ile oluşturulabilmektedir (37).

“Üçgenleme”, bir üçgenin bir noktasının (nesnenin) konumunun, iki bakış açısının konumları ve açıları bilinerek hesaplanabileceği ilkesine dayanmaktadır (38). Optik üçgenleme teknolojisi, yüzeylerin üç boyutlu ölçümlerini yapmak için kullanılan bir yöntemdir. Bu teknolojiye, lazer ışın kaynağı, bir ayna, bir mercekle ve ışığa duyarlı bir alıcı kullanılmaktadır. Lazer, ayna aracılığıyla örneğe yansıtılır ve yüzeyden yansıyan görüntü, alıcı tarafından farklı mesafelerde trigonometrik hesaplamalarla tespit edilir. Bu sayede, yüzeyin konumu ve boyutları hesaplanabilmektedir (37, 39). Sistemler, nesnelere alınan ve verilen ışığa göre pasif veya aktif olarak ikiye ayrılır. Pasif üçgenleme tekniği, nesneden gelen ışığı iki kamera vasıtasıyla görüntüye dönüştürme temeline dayanmaktadır. Kameralar, nesnenin farklı açılardan görüntülenmesini sağlar ve bu görüntülerden üçgenleme yöntemiyle nesnenin konumunu ve şeklini hesaplamaktadır. Aktif üçgenleme tekniğinde ise bir lazer ışını nesneye yönlendirilir ve nesnenin yüzeyinden yansır. Yansıyan ışık, bir algılayıcı veya kamera tarafından alınır. Bu teknikte lazer ışını, nesnenin yüzeyine çarparak belirli bir noktada odaklanır ve yansır. Algılayıcı veya kamera, yansıyan ışığı alarak nesnenin yüzey noktalarının konumunu belirlemektedir. Bu yöntemde, lazer ışını ve algılayıcı arasındaki üçgenleme hesaplamaları yapılır ve nesnenin 3B konumu ve şekli elde edilir. Her iki teknik de üçgenleme prensibi kullanarak nesnenin konumunu ve şeklini belirlemek için ışık kullanır; ancak pasif teknikte nesneden gelen doğal ışık kullanılırken, aktif teknikte lazer ışını nesneye yollanarak yansıtılan ışık kullanılmaktadır (37).

Diğer bir tarama teknolojisi ise “konfokal” görüntülemedir. Konfokal görüntüleme, seçilen derinliklerden odaklanmış ve odaklanmamış görüntülerin alınmasına dayalı bir tekniktir. Bu teknoloji, merceğin odak uzaklığı ile ilişkili nesneye olan mesafeyi anlamak için görüntünün keskinlik alanını algılayabilir. Keskinlik alanında bulanıklık oluşup oluşmaması operatörün el becerisiyle doğrudan ilişkilidir (40, 41). Konfokal tarama teknolojisi, yüksek çözünürlüklü görsel görüntülerle optik bir ışık demeti üzerinde odaklanarak görüntüleri

yakalayan daha hızlı bir tarama teknolojisidir ve daha az distorsiyonla daha iyi doğruluk sağlar (42).

“Aktif dalga örnekleme” yüzey görüntüleme tekniği ise bir kamera ile eksen dışı bir diyafram modülü gerektirmektedir. Modül, optik eksen etrafında dairesel bir yörünge boyunca hareket eder ve her noktanın oluşturduğu modelleme ile mesafe ve derinlik bilgisi türetilir ve hesaplanır. Genellikle bu sistemde ışık yansımalarını azaltmak amacıyla az miktarda pudralamaya ihtiyaç duyulabilmektedir (37).

“Stereofotogrametri” sadece görüntülerin algoritmik analizi yoluyla koordinatları (x, y ve z) tahmin eder. Bu yaklaşım, aktif projeksiyon ve donanım yerine pasif ışık yansıtması ve yazılım kullanır; bu nedenle kamera daha küçüktür, kullanımı daha kolaydır ve üretimi daha ucuzdur (38).

Piyasadaki AİT’lerde farklı tarama teknolojileri bulunmaktadır. Cerec Omnicam (Dentsply Sirona, New York, ABD) üçgenleme, Lava True Definition (3M, St. Paul, Minnesota, ABD) aktif dalga örnekleme, iTero (Align Technologies, San Jose, Kaliforniya, ABD) ve Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka) konfokal tarama tekniği gibi tarama teknolojilerini kullanmaktadırlar (42).

AİT’ler, 3 boyutlu yüzey kaydı için fotoğraf veya video tabanlı iki farklı teknik kullanabilirler. Fotoğraf esaslı tarama tekniğini kullanan sistemlerden biri olan 3Shape, "Görüntü Birleştirme Algoritması" ile görüntü birleştirme işlemi yaparak 3 boyutlu görüntü oluşturur. Diğer bir sistem olan Medit (Seul, Güney Kore), video tabanlı tarama yapar ve üçgenleme teknolojisini kullanır. Saniyede 10-20 kare tarama yaparak 3 boyutlu görüntü oluşturur. Video tabanlı taramada, kayıt işlemi sırasında odak düzleminin farklı alanlarına karşılık gelen yüzey verilerinin işlenmesi sonucu görüntü oluşturulur (37).

2.5. Ağız İçi Dijital Ölçüyü Etkileyen Faktörler

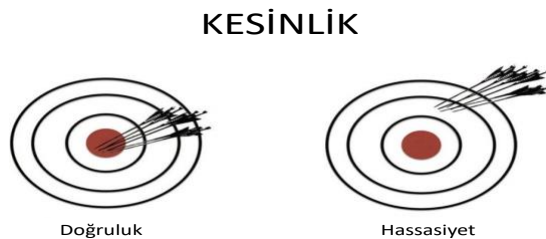
Dijital ölçü, AİT’in ölçü alım hızı, görüntünün netliği, yazılım programı ve görüntülerin bu yazılımdaki işleme yeteneği gibi faktörlerden etkilenmektedir.

Bununla birlikte, kullanılan İTG'nin implant firmasının dijital kütüphanesiyle uyumu, tarama stratejisi, implantın konumu, hastaya ve operatöre bağlı faktörler gibi diğer etkenler de dijital ölçünün netliğini etkileyebilmektedir. Bu nedenle, dijital ölçüm teknolojisinin doğru bir şekilde kullanılması, sağlıklı restorasyonların üretilmesinde önem taşımaktadır (6).

Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) 5725 tarafından tanımlanan, bir ölçüm yönteminin kesinliğini (accuracy) açıklamak için doğruluk (trueness) ve hassasiyet (precision) olmak üzere iki terim kullanılmaktadır (Şekil 2.4.) (43).

Doğruluk (trueness), bir ölçümün değerlendirilmekte olan gerçek değerle örtüşme yeteneğinden oluşur (44). AİT'lerin doğruluğu, taranan bir nesnenin dijital bir izleniminin, aynı nesnenin bir endüstriyel referans tarayıcı (koordinat ölçüm makinesi veya $<5 \mu\text{m}$ doğruluğu olan bir endüstriyel optik tarayıcı gibi) tarafından elde edilen bir referans görüntüsü ile üst üste çakıştırılması ile değerlendirilebilir. Karşılaştırma yapılacak görüntüler arasındaki çizgisel ve açısal sapmaları matematiksel olarak belirlemek için tersine mühendislik yazılımları kullanılabilir (45, 46).

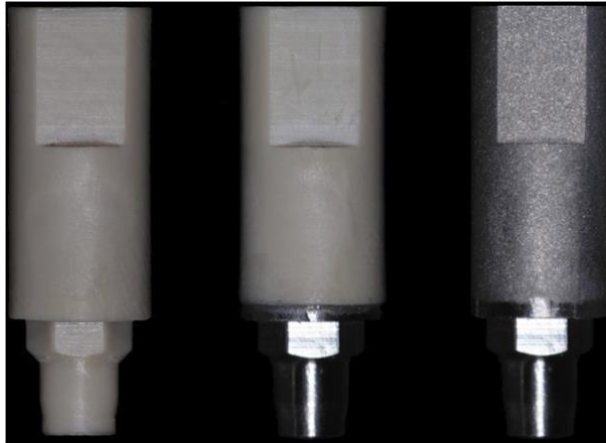
Hassasiyet (precision), devamlı aynı ölçüm değerini alma yeteneği olarak tanımlanır. Bir AİT, yüksek doğruluk ve hassasiyet sunmalıdır (44). AİT'in hassasiyeti, aynı nesnenin aynı AİT cihazıyla gerçekleştirilen farklı taramalarının üst üste getirilmesiyle değerlendirilebilir (45, 46). Birden fazla in vitro çalışma, AİT'lerin yüksek kaliteli izlenimler elde etmek için önemli ve güvenilir bir araç olduğunu kanıtlamıştır (47).



Şekil 2. 4. Doğruluk ve hassasiyet terimlerinin hedef alanı ve oklarla görselleştirilmesi

2.5.1. Tarama Gövdeleri

İTG'ler için titanyum, polieter-eter-keton (PEEK) ve titanyum-PEEK kombinasyonu gibi çeşitli malzemeler kullanılabilir (Şekil 2.5.). Titanyum İTG'nin özellikleri arasında titanyumun güçlü bir malzeme olması, birçok kez kullanılabilmesi ve otoklavlanabilir olması sayılabilir ancak metal olduğu için ışığı yansıtmaktadır. Bu durum ağız içi taramayı zorlaştırabilir. İmplant gövdesine bağlanan kısmın titanyumdan yapıldığı titanyum ve PEEK kombinasyonu ile üretilen İTG'ler, çoklu kullanım için yeterince güçlüdür. Ayrıca bu İTG'lerde tarama bölgesi ışığı yansıtmayan ve taramayı kolaylaştıran PEEK'ten yapılmıştır. Ancak titanyum taban ve PEEK üst yapının bağlantısı bazı tarama problemlerine yol açabilmektedir. Tarama, tek başına PEEK'ten yapılan İTG'ler ile yapıldığında doğruluğun daha yüksek olduğu bildirilmiştir (36).



Şekil 2. 5. Sırasıyla PEEK, PEEK ve titanyum, titanyum İTG

İTG'lerin yüksekliği 3 ile 17 milimetre (mm) arasında değişmektedir. Taban kısmı implant ya da dayanak ile İTG'yi birbirine bağlayan kısımdır. Bu birleşim kısmındaki uyumsuzluk implantın konumunun dijital ortama transferinde hata oluşturabilmektedir (48). İTG'nin taban kısmında kullanıma ya da sterilizasyona bağlı oluşacak deformasyonlar da ölçü hatasına sebebiyet verebilir (49). Kato ve ark. yaptıkları bir çalışmada doku ve kemik seviyesi PEEK İTG'lerin sıkıştırma tork değerlerinin, sterilizasyonun ve bunların kombinasyonunun ölçü doğruluğuna etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda otoklav işleminin İTG yüzey deformasyonu üzerinde bir miktar etkisi olduğu bulunmuştur. Öte yandan,

İTG'lerin 15 Newton santimetre (Ncm) tork altında tekrar bağlanması (10 kere bağlanıp ayrılmıştır) ve ayrılması önemli bir fark oluşturmamıştır. Klinik uygulama açısından, PEEK İTG'nin yeniden kullanım öncesinde sterilizasyon işlemi uygulanabileceği bilgisi de çalışmanın çıktılarından biridir (50).

Genellikle mat, pürüzsüz ve opak yüzeylerin AİT ile taranması parlak, pürüzlü veya yarı saydam olan yüzeylerin taranmasından daha kolaydır. Ağız içinde, tükürüğün yüzeyde yarattığı yansıma nedeniyle tarama yapmak zorlayıcı hale gelir. Güncel çalışmalar, derin, açılı veya karmaşık yüzeylerin taranmasının daha zor olduğunu ve bu durumun daha az doğru nokta bulutları oluşmasına yol açtığını göstermiştir. Gimenez ve ark., gingival olarak yerleştirilen implantların, subgingival olarak yerleştirilen implantlardan daha az tarama sapması gösterdiği sonucuna varmışlardır (51). Ağız içi taramanın kolaylaşması için belirli özelliklere sahip İTG'lerin oluşturulması avantajlı olabilir. Örneğin, dar bir tarama gövdesi, sınırlı interproksimal aralık olduğu durumlarda daha kullanışlı olabilmektedir. Daha kısa bir İTG ise tam dişsizliği veya sınırlı ağız açıklığı olan hastalarda tarama yapılmasını kolaylaştırabilir (48).

Yapılan bir çalışma, İTG'lerdeki geometrik değişikliklerin (değiştirilmemiş, çıkarılarak değiştirilmiş ve eklemeli olarak değiştirilmiş İTG'ler) tam ark ağız içi implant dijital taramalarının doğruluğunu ve tarama süresini etkileyip etkilemediğini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda; tam ark ağız içi implant dijital taramaları için, İTG'ler üzerindeki eksiltici modifikasyonların tarama doğruluğunu arttırdığı ancak İTG'ler üzerindeki ilave modifikasyonların tarama doğruluğunu azalttığı bildirilmiştir. Çalışmada İTG'lerde yapılan geometrik modifikasyonların tarama süresini etkilemediği bulunmuştur (7).

Park ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, İTG'nin tam olarak taranmadığı durumda CAD yazılımındaki sanal implant konumlandırmanın doğruluğunu değerlendirerek, bir İTG'nin hatasız taranmasının önemini incelemeyi amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda yazılımdaki implant pozisyonunun doğrusal ve açıl sapmasının, İTG görüntülerdeki eksik alan miktarıyla doğru orantılı olarak arttığı görülmüştür. %15'lik bir İTG görüntüsü eksikliği, %5 ve

%10'luk eksiklikten daha büyük tutarsızlık meydana getirmiştir. Bir İTG'nin eksik taranan dijital ölçüsünde eksik alan büyük olduğunda CAD yazılımındaki implant konumlandırmanın doğruluğu azalabilmektedir. Bu konumlandırma hatası uyumsuz ve hatalı implant destekli protezlerin üretilmesine yol açabilmektedir (52).

Değerlendirilmesi gereken bir diğer konu ise İTG'lere hangi kuvvette sıkıştırma tork değerinin uygulanacağıdır. Dijital tarama yoluyla protez üretimi yapılan durumlarda, tarama doğruluğunun protez uyumuna etkisi ile ilgili yapılmış çalışmalara göre, tarama doğruluğunda 100 mikrometre (μm) 'den fazla bir sapma varsa protezlerin uyumu doğru olmayabilir. İTG'nin sıkıştırma tork değeri de bu sapmada etkili rol oynayabilmektedir. Kim ve ark. farklı marka İTG'leri 5 Ncm, 10 Ncm ve el kuvvetiyle sıkıp İTG'lerin yer değiştirme miktarlarına bakmışlardır. Tüm gruplarda 5 Ncm ve 10 Ncm sıkıştırma torkunda 100 μm 'nin altında dikey yer değiştirme olmuştur. Elle sıkma torkunun, grupların çoğunda 100 μm 'den daha büyük dikey yer değiştirmelere neden olduğu ve dikey yer değiştirme sonuçlarının aksine, tüm gruplarda yatay yer değiştirme miktarının 10 μm 'den az bulunduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak İTG'lere elle sıkıştırma torku uygulamak yerine raşet ile 5 Ncm sıkıştırma torku uygulamayı önermişlerdir (53).

İTG'lerin taranmış olan kısımlarının yükseklikleri de tarama doğruluğuna etki edebilen bir diğer parametredir. Choi ve ark. yaptıkları bir çalışmada İTG'lerin taranan yüksekliklerinin ölçünün doğruluğuna etkisini incelemek için tam olarak taranan ve 0.5 mm, 1.0mm, 1.5 mm, 2.0 mm ve 2.5 mm modele gömülmüş İTG'lerden dijital ölçüler almışlar ve yazılım programında İTG eşlemesi yapmışlardır. Sonrasında bu ölçülerin doğruluğu değerlendirilmiştir. İmplant çevresindeki diş eti dokusu yüksekliği arttıkça İTG'nin taranan yüzeyinin oranı azalmaktadır. Bu durum görüntü eşleştirilmesi ve sanal implant konumlandırması aşamasında hata meydana gelmesinde önemli ölçüde etkilidir. Tarama gövdesinin 1.0 mm'den daha fazla yumuşak dokuya gömülmesi uyumsuz bir restorasyonun üretilmesine neden olabilmektedir (54).

2.5.2.Ortam Koşulları

Dijital taramanın yapıldığı ortamdaki ışığın şiddetinin ve ortamın sıcaklığının tarama doğruluğuna etkisi ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır. Arakida ve ark. 12 farklı ışık kombinasyonunda AİT ile model taraması yapmışlardır. Ortam ışığının aydınlatması, ışık yayan bir diyot (LED) ile 0 lux, 500 lux ve 2500 lux olarak ayarlanmıştır. Bir dönüştürme filtresi kullanılarak renk sıcaklığı 3900 Kelvin(K)(sarı), 4100 K(turuncu), 7500 K (beyaz) ve 19.000 K(mavi) olarak ayarlanıp tarama yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda 500 lux ve 3900 K koşulunda, dijital taramanın doğruluğu en yüksek bulunmuştur. Ortam ışığının, renk sıcaklığından bağımsız olarak, dijital tarama için gereken süreye etkisi 2500 lux'te, 0 lux veya 500 lux'ten daha fazladır. En uzun süre 2500 lux'te ölçülmüştür(55). Yapılan başka bir çalışmada ise TRIOS 3 (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka), Element 5D (iTero, Align Technology, Risch-Rotkreuz, İsviçre) ve CS3700 (Carestream, Rochester, ABD)'ün 100 lux, CS3600 (Carestream, Rochester, ABD)'ün 500 lux; i500 (Medit, Seul, Güney Kore) 1000 lux, i700 (Medit, Seul, Güney Kore)'ün 5000 lux ve Primescan (Dentsply Sirona, York, ABD)'in 10.000 lux ışık şiddetinde en iyi taramayı yaptığı gösterilmiştir (56).

Tarama doğruluğu etkileyebilen bir diğer faktör ise ortam sıcaklığıdır. Ortam sıcaklığının tarama doğruluğuna etkinin araştırıldığı bir çalışmada, modeller 24°C de kontrol grubu olarak AİT ile tarandıktan sonra 15°C, 19°C ve 29°C ortamlarda tekrar taranıp ölçü doğruluğu değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucu ortam sıcaklığındaki değişikliklerin test edilen AİT'in tarama doğruluğunu etkilediğini göstermiştir. Gruplar arasında en düşük doğruluk değerini 29°C grubu gösterirken, bunu 19°C grubu izlemiştir. Ortam sıcaklığının artırılması, AİT'in ağız içi tarama doğruluğunu, ortam sıcaklığının düşürülmesinden daha fazla etkilediği söylenebilir. Bu durum, AİT sisteminin kalibrasyonundaki değişikliklerle açıklanabilir (57).

2.5.3.Tarama Protokolü

Tarama yapılırken ilk taranan bölge birinci bölge olarak adlandırılır. Arklardan son taranan bölge ise ikinci bölge olarak adlandırılır ve elde edilen ilk görüntüden daha uzakta olan görüntüdür. Yapılan incelemelerde ikinci bölgedeki tarama görüntülerinde daha fazla matematiksel sapma olduğu bildirilmiştir. Taranacak alan, taramanın ilk yapıldığı bölgeye ne kadar uzaksa görüntüdeki distorsiyon o kadar artmaktadır (58). Taramayı, ağız açıklığını daha kolay kontrol etmek amacıyla posterior bölgeden anteriora doğru yaptığımızda anterior alanda distorsiyon daha çok olur ancak posterior alandaki molar dişlerin yüzey alanları diğer dişlere göre daha geniş olduğu için daha fazla referans noktası oluşturmaktadır. Bu durum taramanın kolaylaşmasını sağlamaktadır (59).

Gimenez ve ark. yaptıkları bir çalışmada aktif dalga örnekleme teknolojisine dayalı, yakın zamanda piyasaya sürülen bir AİT'in klinik performansını etkileyen faktörleri değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarından biri de dijital ölçülerdeki çizgisel ve açısal sapmaların ark boyunca arttığıdır. Bu, birinci bölgeden alınan tarama verilerinin ikinci bölgeye göre her zaman daha doğru sonuç vereceği anlamına gelmektedir. Bu nedenle, kısmi dişsizlik vakalarında taramaya restorasyonun gerekli olduğu bölgeden başlanması önerilmiştir (51).

Tarama yapılırken dikkat edilmesi gereken diğer bir konu da tarama başlığı ile obje arasındaki mesafedir. Rotar ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada çene modellerindeki preparasyonu tamamlanmış diş ile AİT'in tarayıcı başlığı arasındaki mesafeler değiştirilip (5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 23 mm) tek operatör tarafından Medit i700 cihazı ile taranmıştır ve bu taramaların doğrulukları yazılım kullanılarak karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda AİT'in tarama ucu ile kaydedilen yüzey arasındaki mesafenin, dijital ölçünün doğruluğunu etkileyebileceği bulunmuştur. Yakın tarama mesafelerinin (5 mm) veya 15 mm'yi aşan tarama mesafelerinin dijital taramanın doğruluğunu olumsuz etkilediği sonucuna ulaşılmıştır. Tarama ucu ile taranan alan arasında 10 mm mesafe olduğunda dijital ölçü doğruluğu en yüksek ölçülmüştür (60).

Müller ve ark.'nın farklı tarama protokollerini değerlendirdikleri çalışmada TRIOS 3 v. 20.1.3 cihazı ile 3 farklı protokolde üst çene model taraması yapılmıştır. İlk protokolde(A) üst 2.molar dişin bukkal yüzeyinde başlanarak tüm ark taranmış ve sonrasında oklüzopalatal alan taranmıştır. İkinci protokolde (B) üst 2. molar dişin oklüzopalatal yüzeyinden başlanıp taranmış daha sonra bukkal alanlar taranmıştır. 3. protokolde(C) ise dişlerin bukkal oklüzal ve palatal kısımları “S” şeklinde süpürme hareketi ve zikzaklar yapılarak taranmıştır, bu tarama üst 2. molar dişten başlatılmıştır ve tek yönlüdür, geriye dönerek tarama yapılmamıştır. Çalışmanın sonucunda en az doğruluğu C protokolü verirken, en doğru sonucu B protokolü vermiştir (61).

Yapılan bir başka çalışmada çene modelinde tarama yapıldıktan sonra yeniden taranması gereken alanlar yaratılmış ve bu delikler tekrar taranmıştır. Çalışma sonucunda yeniden taranan ağ deliklerinin sayısı ve boyutlarının, test edilen AİT'in tarama kesinliğini (doğruluk ve hassasiyet) etkilediği görülmüştür. Test edilen AİT için, doğruluk (trueness) ortalama değeri 15 ila 26 µm arasında değişirken, hassasiyet (precision) 21 ile 150 µm arasında değişmiştir (34).

2.5.4.Operatör Tecrübesi

Operatör deneyimi tarama için harcanan süre ve elde edilen tarama doğruluğunda önemli bir rol oynayabilmektedir. Operatörün tarama süresi ve doğruluk üzerindeki etkisi Resende ve ark. tarafından yapılan in vitro çalışmada incelenmiş ve deneyim arttıkça tarama süresinin azaldığı bildirilmiştir (62).

Yapılan bir diğer çalışmada ise 3 farklı tecrübedeki operatörlerin yaptıkları taramalar karşılaştırılmıştır. İlk grupta 1 yıl deneyimli (>100 tarama), 2. grupta 3-6 ay deneyimli (50-100 tarama), 3. grupta 1 aydan daha kısa süre deneyimli operatörler (<10 tarama) tarama yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda operatör deneyiminin tarama süresini etkilediği ancak taramanın doğruluğunu etkilemediği bulunmuştur. 50 ila 100'den fazla tarama deneyimi olan bir operatörün, etkili bir şekilde ağız içi tarama gerçekleştirebileceği sonucuna varılmıştır (63).

2.5.6. Optik Gürültü

AİT'in, tarama sırasında yansıyan ışığa maruz kalması ile elde edilen veriler etkilenmekte ve optik gürültü oluşmaktadır(64). Optik tarayıcıların doğru tarama yapması için, yeterli ışıkta ve uygun kontrastta tarama yapmaları önemlidir. CCD (Charge Coupling Device) kamera, modifiye ya da yansıyan ışık görüntüleri yakalayarak optik gürültüye neden olabilir ve bu da sonucun hatalı olmasına sebep olabilir. Bu hatanın önüne geçmek için, nihai 3D görüntünün nokta bulutu kontrol edilmeli ve sonuç görüntü defektsiz olmalıdır (64).

Optik gürültü oluşumunu önlemek için, tarayıcının önceden belirlenmiş parametreleri kullanarak spesifik şekilleri tarayabilmesi gereklidir. Bu yöntem, doğal dişlerin farklı şekillere sahip olması sebebiyle dişli vakalarda kullanılamaz. Ancak, İTG'lerin birebir aynı şekillere sahip olması sebebiyle, taranacak olan İTG'nin boyutları ve şekli önceden yazılıma tanıtılarak optik gürültüler engellenebilir (65, 66).

2.5.7.Taranan Bölgeye Bağlı Faktörler

Tek üye restorasyonlar, ağız içi tarayıcılar için teknik olarak en basit vakalardır; ancak çoklu restorasyonlar ve uzun dişsiz alanlar, sabit referans noktalarının eksikliği nedeniyle daha karmaşıktır. Bu tür klinik durumlarda, ilk görüntü başvuru olarak kullanılır ve ardışık görüntüler, önceki görüntülere eklenerek elde edilir (67). Uzak mesafelerde nokta bulutları arasında yeterli bir referans noktası bulmak zorlaşır. Bu durumda görüntüleri düzgün bir şekilde birleştirmek mümkün olmayabilir ve sonuçta optik parazitler veya bozulmalar meydana gelebilir. Ayrıca, yazılım yüzey haritalama algoritması, taranan bazı bölgeleri kesmek zorunda kalabilir. Bu sorunu çözmek için, dişsiz hastalarda tarayıcı gövdeleri birbirlerine splintlenebilmektedir, böylece tarayıcı sistem, gövdeler arasında referans noktaları olarak kullanabileceği nokta bulutu kaynakları elde edebilir (68, 69).

2.5.8. Artefakt

Artefaktlar, mikroskopik, radyolojik veya ultrasonografik incelemeler sırasında elde edilen verilerde oluşan yapay yapılar veya görünümüdür. Bu yapaylık genellikle insan eliyle oluşturulur, ancak doğal faktörler de artefaktlara neden olabilir. Özellikle ağız içi taramalarında artefaktlar, komşu yapıların gölgelenmesi, kesilmiş alanların etkisi, ağız içindeki sınırlı boşluklar ve tükürük nedeniyle oluşabilir. Bu faktörler dijital veri kalitesini düşürür ve 3B modellerde yetersiz veri veya yapaylık oluşmasına neden olabilmektedir. Tıbbi görüntüleme teknikleri kullanılarak elde edilen verilerin analizi ve yorumlanması sırasında, artefaktların varlığına dikkat edilmesi önemlidir (70).

2.5.9. Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılıma Bağlı Faktörler

Bazı durumlarda ağız içi dijital ölçü alınırken AİT taramayı devam ettiremez. Tarama protokolü ve mesafeye dikkat edilmediğinde ya da tarama çok hızlı ve düzensiz olduğunda taramada problemler yaşanır. Yazılımın yeterli veriye sahip olması için, tarama stratejisi kolay bölümlerden (örneğin, posterior dişlerin oklüzal yüzleri) başlanmalıdır. Üreticiler, tarama devamlılığı kaybedildiğinde özellikle nesnenin kaydedilmiş geometrisini tanıyarak taramaya devam etmek için farklı stratejiler ve yazılım algoritmaları geliştirmektedirler. Bu şekilde tarama devamlılığını sağlayabilmek amacıyla, uygulayıcıların anlamlı bir alanı yeniden tarayarak yeterli veriyi kameraya ve yazılıma aktarmaları gerekmektedir. İkinci tarama, önceki ilgili alanları eşleştirecek ve yazılım bu eksik alanı tamamlayacaktır. Bu ilgili alanların yeniden eşleştirilmesi, nesnenin karmaşık geometrisinden doğrudan etkilenmektedir; örneğin yüksek eğrilikler ilgili alan sayısını azaltır ve yazılım için süreci karmaşıklaştırır (71, 72).

AİT'lere ait tarama başlığı büyüklüğünün, ölçü doğruluğuna etki edip etmediği de araştırma konularından biridir. Hayama ve ark.'nın yaptığı bir çalışmaya göre daha büyük bir tarayıcı başlığın kullanılması, daha küçük bir başlığa kıyasla daha iyi doğruluk ve hassasiyet sağlamaktadır çünkü daha büyük bir başlık, doğruluğu artırabilecek daha az taranmış görüntü gerektirir. Bu nedenle, ağız içi taramada, görüntüleme alanını artırmak için büyük bir başlık kullanarak genel alanı

taramak ve ardından daha küçük bir başlık ile ek taramalar yapmak taramanın başarısını arttırabilmektedir (73).

AİT'lerin pudralı ve pudrasız olmak üzere iki farklı kullanım şekli bulunmaktadır. Apollo di (Sirona GmbH,Almanya), Bluecam (Sirona GmbH, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) gibi üreticiler, yansımayı ortadan kaldırmak ve orantılı bir yüzey oluşturmak için taramadan önce dişlere titanyum dioksit tozu gibi opak bir yansıtıcı kaplama uygulanmasını gerektirir. Toz tabakasının kalınlığı yaklaşık 13-85µm'dir. Cerec Omnicam, Cadent iTero ve 3Shape gibi tarayıcılar pudrasız çalışma prensibine sahiptir. Dijital taramanın kalitesi düşük olduğunda marjinal uyumsuzluk veya kusurlu marjinal uyum oluşabilmektedir. Bu problem, pudralı tarayıcılarda toz spreyin düzensiz uygulanmasından kaynaklanabilmektedir (74).

AİT'lerle ilgili literatürün çoğunda modeller kullanılmıştır; ancak deneysel ortam, ağız boşluğundaki gerçek ortamdan daha standardize bir ortamdır. Dolayısıyla tükürük, kan, ağzın açık olma derecesi, hastaların hareketleri, ağzın nemli bir ortam olması vb. gibi dış etkenler bulunmamaktadır. Bu sebeple in vitro ortamda yapılan çalışmaları doğrulamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (75).

2.6.İndirekt Dijitalizasyon

Laboratuvar tipi tarayıcılar kullanılarak, konvansiyonel ölçüler veya bu ölçülerin alçı modelleri taranır. Bu tarayıcılar ayrıca masaüstü tarayıcıları olarak da bilinir. Bu yöntemle sanal bir model oluşturulur (76). Masaüstü tarayıcılar, protetik, restoratif ve ortodontik tedaviler için sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bu sistemler genellikle bir veya daha fazla kameradan ve bir ışık kaynağından oluşur. Tarayıcının, nesnenin ışık kaynaklarına ve kameralara olan açısı düzenlenebilir bir hareket yörüngesi vardır. Bu cihazlar, üçgenleme ölçüm prensibini kullanılmaktadırlar. Bu prensip, bilinen bir mesafe ve açığa dayanarak ışığın yansıtıldığı üç boyutlu konumların projeksiyonunu ve trigonometri yardımıyla hesaplamalarını yapmaktadır. Bir kamera bu prensibin gerçekleştirilmesini sağlayabilirken, iki kamera tarama hızını, hassasiyetini ve tarama alanını artırır.

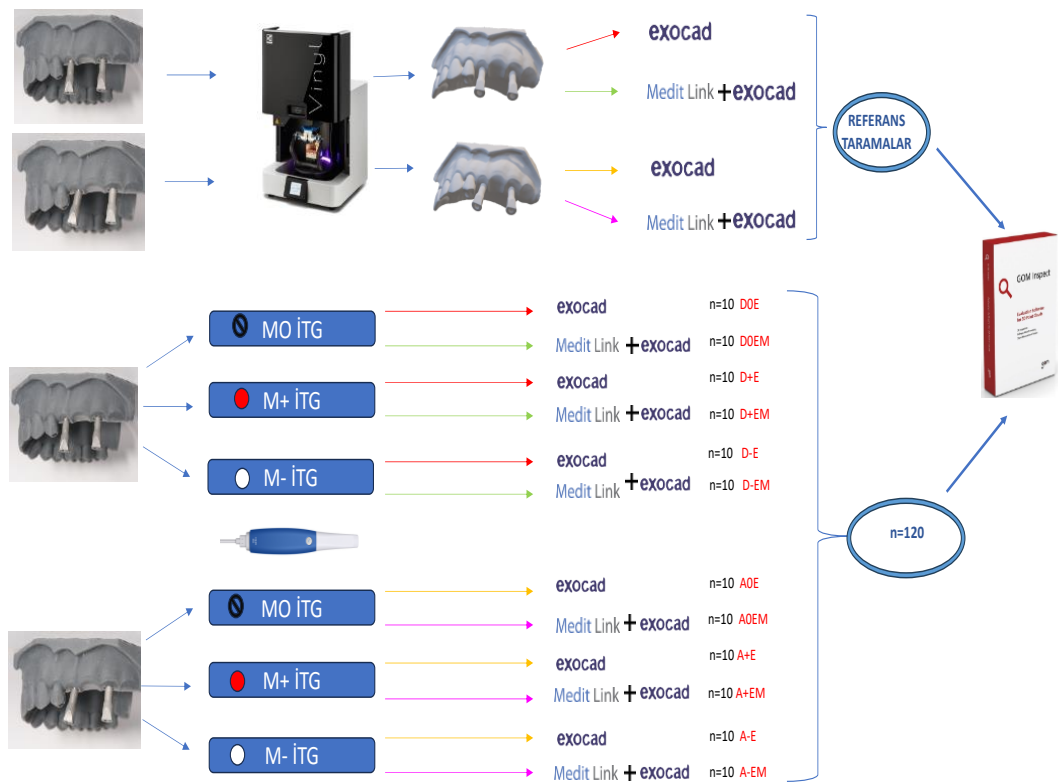
Cihazın tarama başlığı ve taranan nesnenin göreceli hareketi, birden fazla yansıtılan ışık çizgisi oluşumunu sağlamaktadır (77). Günümüzde en sık kullanılan laboratuvar tipi tarayıcılara; 3Shape D/R 2000 (Kopenhag, Danimarka), Sirona inEosX5 (New York, ABD) , Kavo LS3 (Berlin, Almanya) , GC Aadva (Tokyo, Japonya) isimli tarayıcılar örnek verilebilir.

2.7.Referans Tarayıcılar

Yüksek netlikte tarama yapabilen endüstriyel optik tarayıcılar veya koordinat ölçüm cihazları (Coordinate Measuring Machine), implant ölçülerinin gerçek implant pozisyonları ile karşılaştırılması amacıyla kullanılabilir. Scan Rider, ATOS, Activity 880 Scanner ve Activity 885 Scanner gibi tarayıcılar mevcuttur; ancak koordinat ölçüm cihazlarının yavaş tarama hızı ve geometrik konfigürasyonlara bağlı olarak interproksimal bölgelerin zor taranması gibi bazı dezavantajları vardır (78, 79). Optik tarayıcıların taraması sonucu az miktarda boyutsal farklılıklar ortaya çıkabilir ve tarama netlikleri değişebilir. Ancak bu yöntem, klinik açıdan önemi oldukça düşük olan 6 ila 10 µm arasındaki distorsiyon değerleri nedeniyle ölçü karşılaştırmaları açısından altın standart olarak kabul edilir (80, 81). Referans tarayıcılar ağız içerisinde kullanılmadığından, sadece in vitro ölçü netliği karşılaştırmalarında kullanılmaktadır (82).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada farklı açılanmaları ve modifikasyonları olan İTG'li model taramalarının, farklı yazılımlar ile kütüphane eşlemesi yapılmasının ölçü doğruluğuna etkisi incelenmiştir. Birbirine göre paralel ve açılı şekilde yerleştirilmiş analogların olduğu 2 farklı model üretilip İTG'ler ile birleştirilmiştir. İTG'ler modifikasyonsuz(MO), eklemeli modifikasyonlu(M+) ve çıkartmalı modifikasyonlu(M-) olmak üzere üç farklı şekilde taranmıştır. Tarama verileri hem tarayıcının kendi yazılımı ve ardından dental CAD yazılımı olan Exocad ile hem de sadece Exocad yazılımı ile karşılaştırılıp farklı gruplar oluşturulmuştur. Taramalar tersine mühendislik programı kullanılarak (GoM Inspect, GOM GmbH, Almanya) bilgisayar ortamında referans tarama ile karşılaştırılmıştır ve sonuçlar istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir (Şekil 3.1.).



Şekilde kırmızı ile yazılmış kısaltmalarda D:düz model, A:açılı model ; O:modifikasyon yok, +:eklemeli modifikasyon,-:çıkartmalı modifikasyon; EM:Exocad ve Medit Link ile eşleme, E: Exocad ile eşleme anlamlarına gelmektedir.

Şekil 3. 1. Çalışmada kullanılan grupların şematik gösterimi.

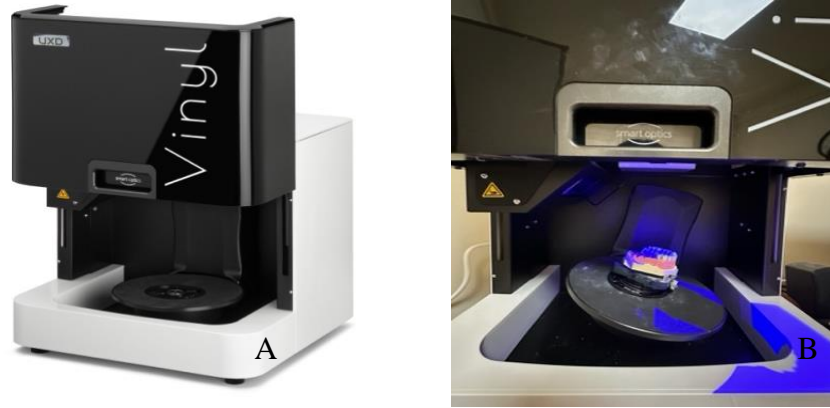
3.1. Modellerin Hazırlanması

Üst çene fantom modelden (Frasaco AG3 model) 25,26,27 ve 28 numaralı (No) dişler çıkartılmıştır ve kök kısmındaki boş alanlar modelasyon mumu ile doldurulmuştur (Şekil 3.2.).



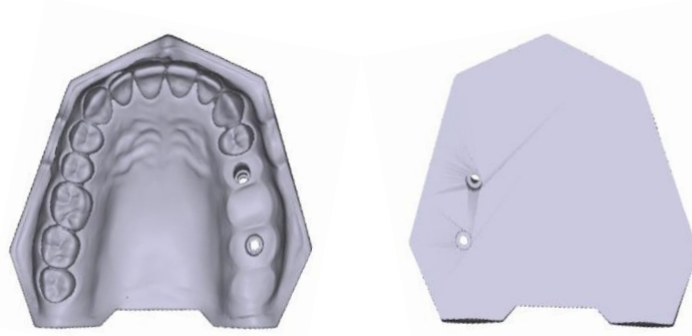
Şekil 3. 2. A)Fantom model B)25-26-27-28 No'lu dişlerin çıkarılması C)Kök alanların mum ile doldurulması

Ardından fantom model, laboratuvar tarayıcısı (DentalScan 3.9.2., Smartoptics Sensortechnik GmbH, Vinly UXD, Almanya) ile taranmıştır ve elde edilen görüntü .stl formatında kaydedilmiştir(Şekil 3.3).



Şekil 3. 3. Çalışmada kullanılan laboratuvar tarayıcısı A)Vinly Uxd Tarayıcı B) Frasaco modelin taranması

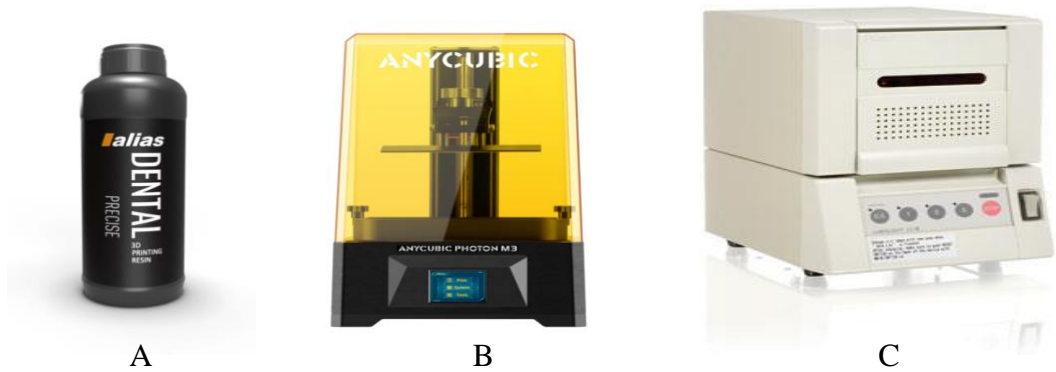
Elde edilen sanal modelin 25 ve 27 No'lu bölgesine, tasarım programında (Blender Software, Amsterdam, Hollanda) dijital kütüphanedeki Ti-base implant analogları yerleştirilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3. 4. Blender yazılımda elde edilmiş model görüntüsü

İlk modelde 25 No'lu bölgeye vertikal düzlemde mesial tarafa doğru 10 derece açı yapacak şekilde, 27 No'lu bölgeye ise horizontal düzleme 90 derece açı yapacak şekilde 2 adet Oxy marka 4.5 mm çapında (Oxy İmplant, Biomec S.r.l, Colico, İtalya) dijital implant analogunun dijital kütüphanedeki eşleniği yerleştirilmiştir. İkinci modelde ise 25 No'lu ve 27 No'lu bölgeye horizontal düzleme 90 derece açı olacak şekilde 2 adet Oxy marka dijital implant analogunun dijital kütüphanedeki eşleniği yerleştirilmiştir. Her iki modelde de analog-tarama postu birleşim hattı tam kret tepesinde bırakılmıştır ve dijital analoglar arası mesafe mesiodistal yönde 17 mm olarak belirlenmiştir.

Bu sanal modeller 3B yazıcı (Photon M3, Anycubic Technology, Hongkong) tarafından model reçinesi (Alias Presice Dental Model Reçinesi, Dokuz Kimya, Aydın, Türkiye) kullanılarak basılmıştır. Basılan 3B modellerin GC Labolight LV- III (GC Avrupa, Leuven, Belçika) isimli ultraviyole ışık cihazı ile son polimerizasyonu yapılmıştır (Şekil 3.5.).



Şekil 3. 5. A)Alias Precise dental model reçinesi B)Photon M3 Anycubic 3B yazıcı C)GC Labolight LV-III

Model üretimi ardından dijital analoglar için hazırlanmış boşluklara dijital analoglar yönlerine dikkat edilerek yerleştirilmiştir ve hareketi engellemek için alt kısımdan vidalanmıştır. İTG'ler (Şekil 3.6.), dijital analogların (Şekil 3.7.) altıgen yapısının içine geometrik kısımları bukkal tarafta kalacak şekilde yerleştirilmiştir ve vida manuel raşet ile 10 Ncm'ye sıkıştırılmıştır (Şekil 3.8.). Bu şekilde modeller AİT ile taranmaya hazır hale gelmişlerdir (Şekil 3.9. ve Şekil 3.10.).



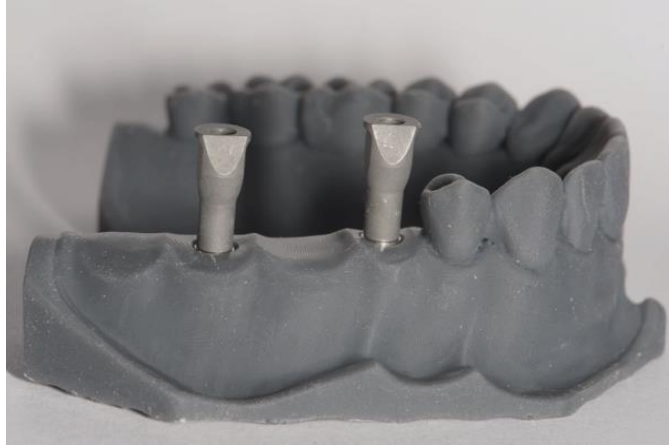
Şekil 3. 6. Oxy markasına ait Grade 5 Titanium içerikli İTG



Şekil 3. 7. Oxy markası ait dijital implant analogu



Şekil 3. 8. İTG'lerin 10Ncm sıkıştırma tork değeri ile sıkıştırılması



Şekil 3. 9. Birbirine paralel yerleştirilmiş analoglar ile bağlanmış İTG'li model



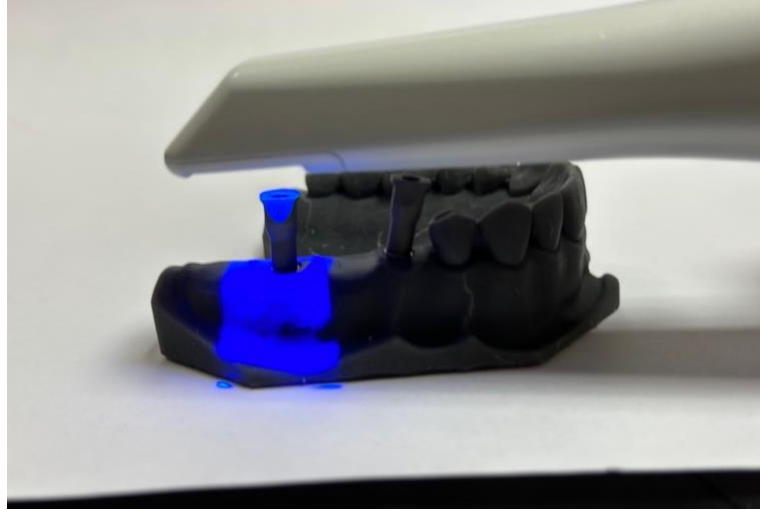
Şekil 3. 10. Birbirine açılı yerleştirilmiş analoglar ile bağlanmış İTG'li model

3.2. Medit i600 ile Modifikasyonsuz İTG'li Model Taramaları

Çalışmada kullanılan Medit i600 adlı aktif üçgenleme çalışma prensibine sahip tarayıcı kullanılmıştır (Şekil 3.11.). Görüntüleme türü 3B video olan Medit i600'ün tam ark doğruluğu $10,9 \mu\text{m} \pm 0,98$ 'dir. Medit i600 harici bir bilgisayara bağlanmıştır ve tarama işlemine geçmeden önce cihaz, üretici firmaya ait kalibrasyon başlığı ile kalibre edilmiştir. Her 10 taramada bir cihaz yeniden kalibre edilmiştir. Taramalar için Medit tarayıcı yazılımı olan "Medit Link 3.0.6" ve "Medit Scan for Clinics 1.9.6" kullanılmıştır. Medit Link programı diğer programlardan farklı olarak, dahili veya harici bir bilgisayara kurulu bir program olmadığından, internet tarayıcısı üzerinden erişimi olan 'bulut sistemi' tabanlı yazılımdır. Bu özelliği sayesinde Medit Link, vakaların internet üzerinde depolanabilmesini ve erişilebilir olmasını sağlamaktadır. Her model 10 defa taranarak operatör tecrübesi arttırılmıştır ve bu taramalar çalışmada kullanılmamıştır. Her tarama için yeni vaka girişi yapılmıştır. Posterior bölgede yumuşak doku profili aktarımı yapılması gereksinimi olmadığı için ön tarama yapılmaya gerek duyulmamıştır.



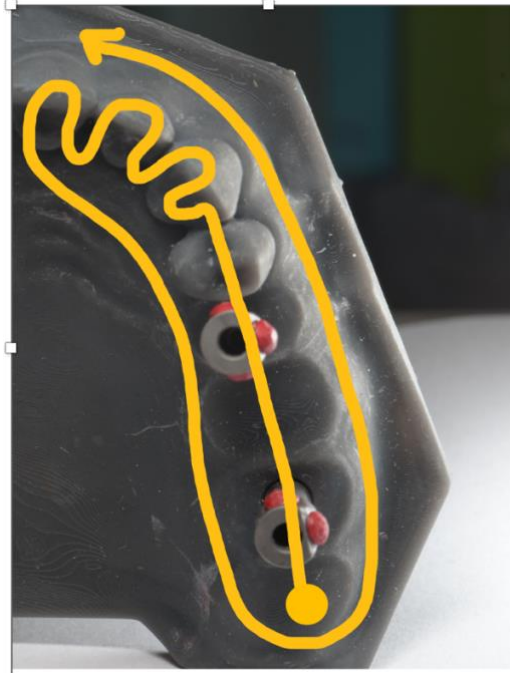
Şekil 3. 11. Medit i600 adlı tarayıcı



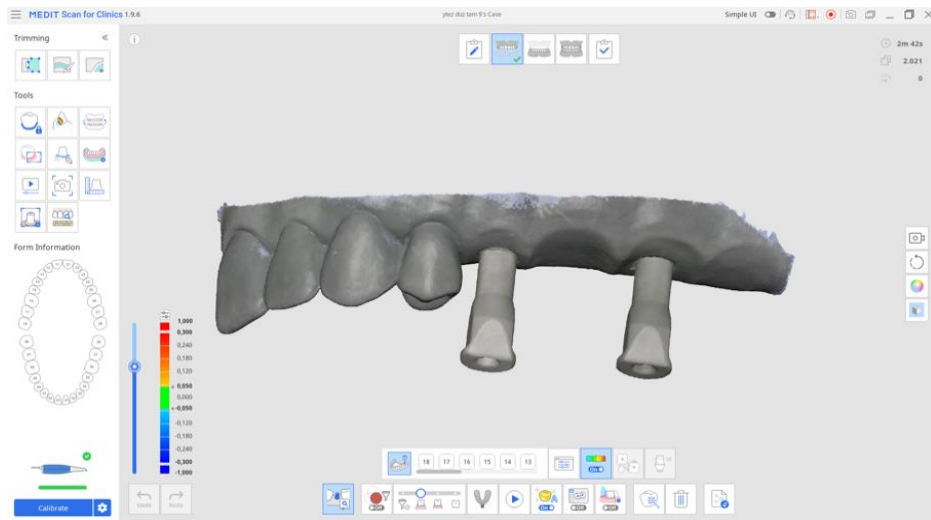
Şekil 3. 12. Medit i600 ile model taraması

Her iki model de firmanın önerdiği tarama stratejisi ile n=10/grup olacak şekilde 10 defa taranmıştır (Şekil 3.12.). Firmanın önerdiği tarama protokolü doğrultusunda ilk olarak posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinden başlayarak anterior bölgede zikzak hareketi yapılmıştır ve devamında karşıt ark oklüzal alanı taranmıştır. Daha sonra sırasıyla palatinal ve bukkal alanlar cihaz 45 derece açıyla eğilerek tarama yapılmıştır. Tarama doğruluğunu etkilemeyeceği bilindiği için ve yazılım programında taramaların referans tarama eşlenmesini kolaylaştırmak adına taramalar yarım ark olarak yapılmıştır.

Çalışmada taramaya 27 No'lu İTG'nin tepe noktasından başlanmış ve 21 numara da dahil edilerek yarım ark taranmıştır (Şekil 3.13.). Taramalarda herhangi bir görüntü eksikliği olup olmadığı kontrol edildikten sonra tarama .stl dosyası olarak dışa aktarılmıştır. İlk olarak İTG'lerde herhangi bir modifikasyon yapılmadan her iki modelin tam İTG taraması yapılmıştır ve 20 adet modifikasyonsuz(M0) İTG taraması ve “.stl” dosyası oluşturulmuştur(Şekil 3.14.).



Şekil 3. 13. Çalışmada kullanılan tarama protokolü

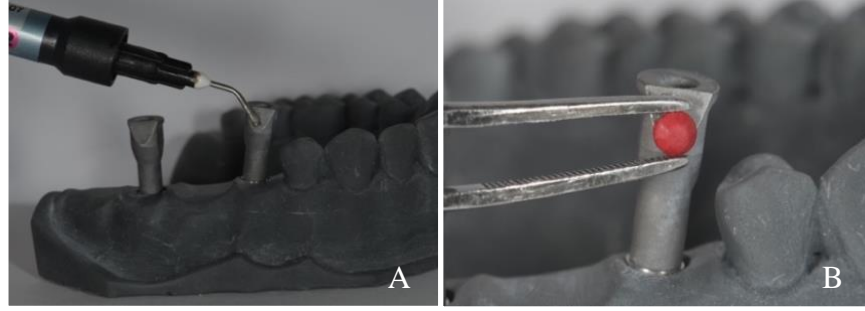


Şekil 3. 14. Modifikasyonsuz İTG taraması

3.3. Medit i600 ile Modifikasyonlu İTG'li Model Taramaları

M0 İTG'li model taramaları tamamlandıktan sonra her iki modeldeki İTG'lerin bukkal, mesial ve lingual geometrik bölgelerine tarama sırasında cihazın İTG'leri daha kolay tarayabilmesi amacıyla 3 mm çapında yüzeyi kırmızı mat boncuklar, akışkan kompozit (T-Com Flow Kompozit, Nexobio, Seul, Kore) ile yapıştırılmış ve 20 saniye mavi ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.15.). Bu

sayede eklemeli modifikasyonlu(M+) İTG'ler oluşturulmuştur (Şekil 3.16.). Özellikle uzun dişsiz alanların olduğu vakalarda, birbirinden uzak İTG taraması sırasında cihaz tamamen aynı olan İTG'leri taramakta zorlanabilmekte, İTG'lerin konumlarını karıştırabilmektedir. Bu durumu engellemek ve taramanın devamını sağlamayı kolaylaştırma amacıyla çalışmada eklemeli modifikasyonlar yapılmıştır.

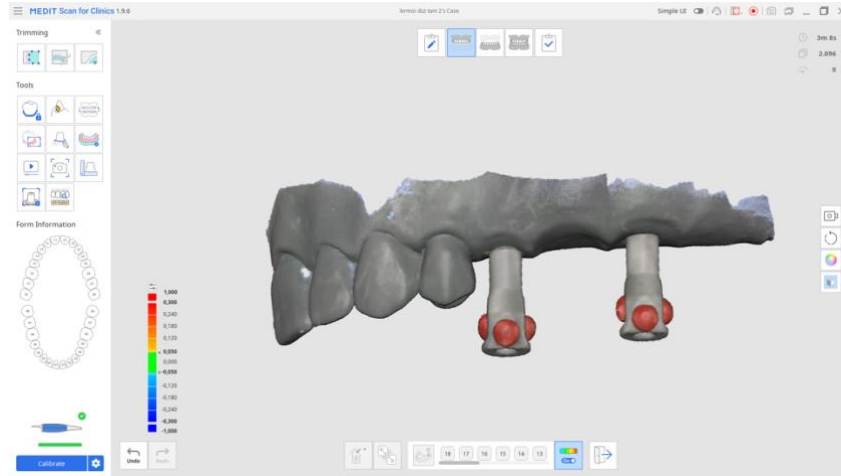


Şekil 3. 15. A) T-Com Flow Kompozit B) Boncukların İTG ile birleştirilmesi



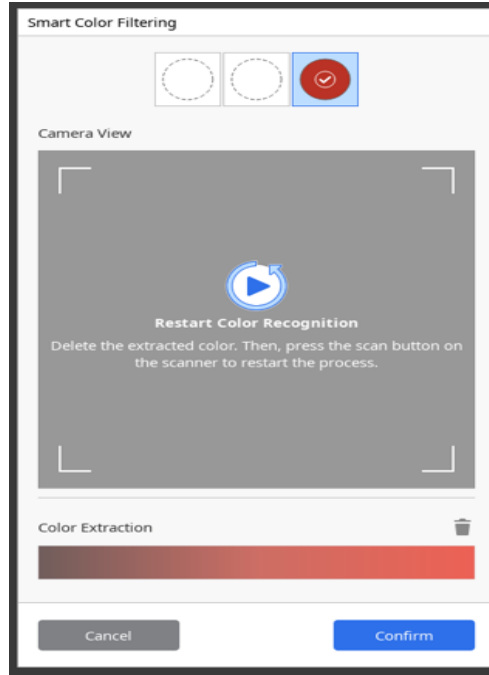
Şekil 3. 16. Boncuk yapıştırılan İTG'lerin A) Önden B) Yandan C) Üstten görünüşü

M+ İTG'ler yeni tarama dosyaları oluşturularak M0 İTG'lerle aynı tarama protokolü ile taranmışlardır (Şekil 3.17.). Her iki model 10'ar defa yarım ark taranmıştır. 20 adet tarama dosyası oluşturulmuştur.

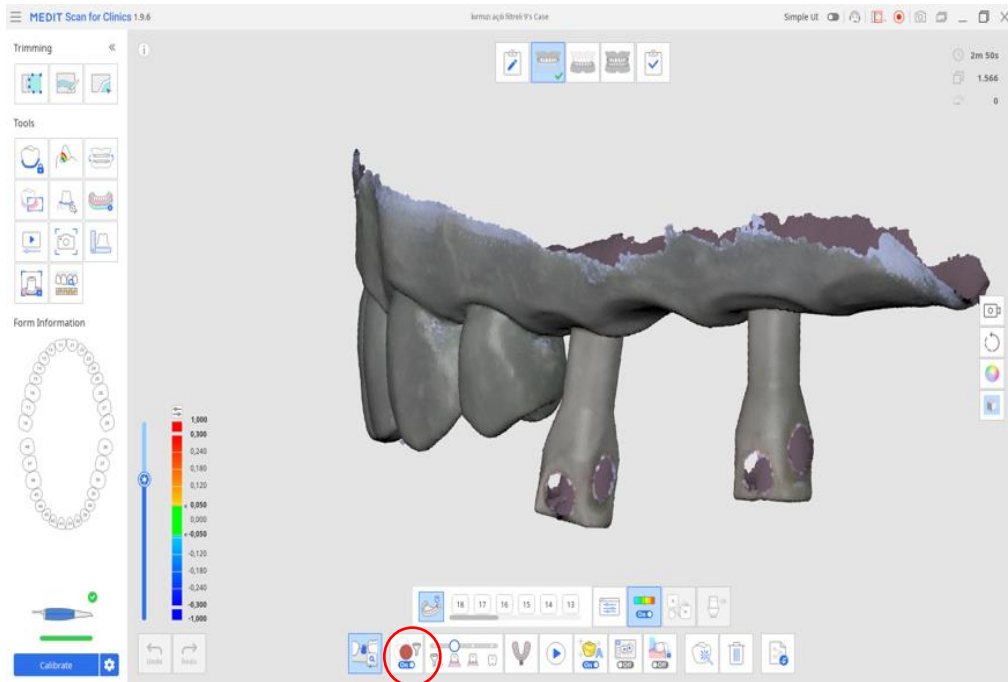


Şekil 3. 17. Medit i600 ile taranmış olan M+ İTG'lerin Medit Link yazılımındaki görüntüsü

Çalışmada İTG'lerde yapılan diğer bir modifikasyon ise çıkartmalı modifikasyondur (M-). Özellikle açılı yerleştirilmiş implantların ve uzun dişsiz alanların olduğu vakalarda İTG'lerin farklı bölgelerinde taranamayan yüzeyler oluşabilmektedir. Bu klinik problemi taklit edebilmek için İTG'lerin bukkal, mesial ve distal alanlarında taranamamış alanlar oluşturmak hedeflenmiştir. Bu alanları standardize bir biçimde oluşturmak amacıyla M+ İTG'li örneklerde, İTG'ler üzerine yerleştirilen kırmızı boncukların olduğu alanlar taranamamıştır. Medit Link yazılımının özelliği olan akıllı renk filtresi açılmıştır ve taranması istenmeyen renk olarak kırmızı renk seçilmiştir (Şekil 3.18.). Bu sayede cihaz kırmızı renkli boncukları tarayamamış ve o bölgede boncuk alanı kadar taranamayan yüzey oluşturulmuştur (Şekil 3.19.). Bu şekilde her iki modelde de 10 adet M- İTG'li yarım ark taraması yapılmıştır. 20 adet “.stl” formatında tarama dosyası oluşturulmuştur.



Şekil 3. 18. Medit Link yazılımında akıllı renk filtresi modunda kırmızı renk filtrelenmesi



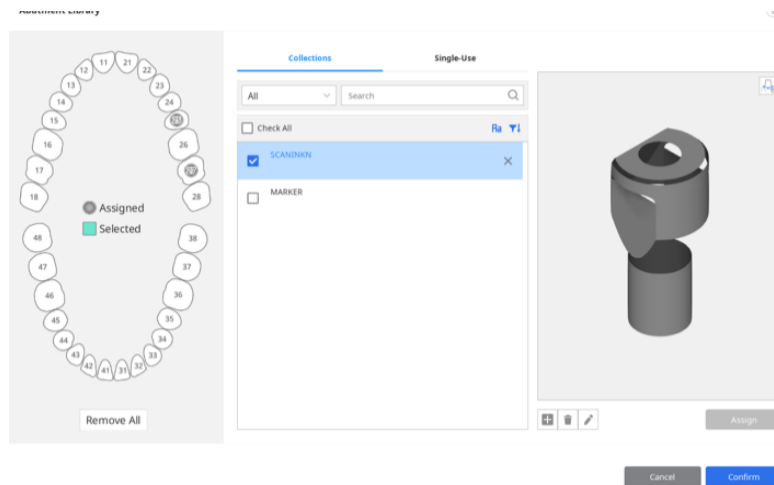
Şekil 3. 19. Kırmızı renk filtresi ile taranmış İTG'lerde taranamayan alanlar oluşturulması

Açılı ve düz modellerin M0, M+ ve M- İTG'li hallerde taramaları tamamlandıktan sonra elimizde 60 adet tarama görüntüsü oluşmuştur.

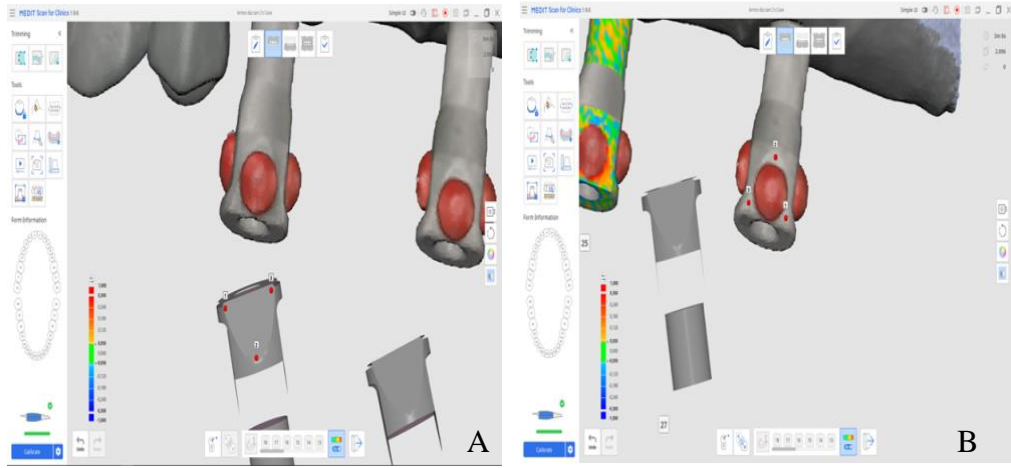
3.4.Yapılan Taramaların Medit Link Yazılımında İTG Eşlenmesi

Çalışmada değerlendirilecek bir diğer parametre de Medit Link yazılımının özelliği olan İTG eşleme fonksiyonudur. Özellikle tam ark taramalarda, uzun dişsiz alanların olduğu bölgelerde İTG'lerin tam olarak taranması oldukça zordur. Eksik taranmış İTG'lerde kullanışlı olan bu özellik aynı şekilde M+ İTG'lerde de kullanılabilir. Ekleme yapılmış bir İTG'de geometrik alan yüzeylerinde farklılık oluşturulduğu için İTG eşlemesi yapılarak taramanın doğruluğunun etkilenmeden dış ortama aktarılması amaçlanmıştır. Öncelikle Medit Link yazılımında implant markasına ait İTG'nin dijital kütüphanedeki eşleniği ve implantların konumları seçilmektedir (Şekil 3.20.). Ardından taranmış İTG görüntüsü ile referans noktalar seçilerek eşlenmektedir. Çalışmada 25 ve 27 No'lu bölgeler seçilerek Oxy firmasına ait implant seviyesi İTG'nin tarama görüntüsü 3 nokta referans alınarak eşlenmiştir (Şekil 3.21.). Eşlenen görüntüler renk haritasında kontrol edilmiştir (Şekil 3.22.). Elde edilen eşlenmiş İTG görüntüsü protetik üretim yapılabilme amacıyla dış ortama aktarılmaktadır (Şekil 3.23.). Dış ortama aktarım yapılırken taramanın kendisi ve İTG'nin dijital kütüphane eşleniği birleştirilip tek tarama dosyası olarak dışa aktarılmıştır.

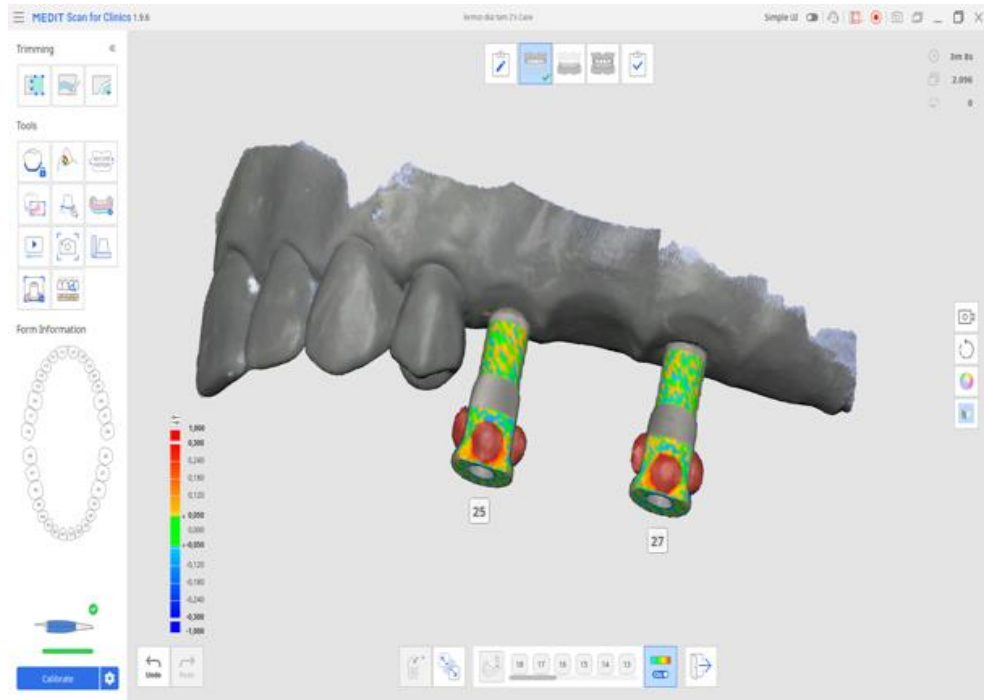
Medit Link yazılımı ile İTG eşleme işlemi açılı ve düz modellerde M0, M+ ve M- İTG'li olmak üzere toplam 6 grupta 60 taramada uygulanmıştır.



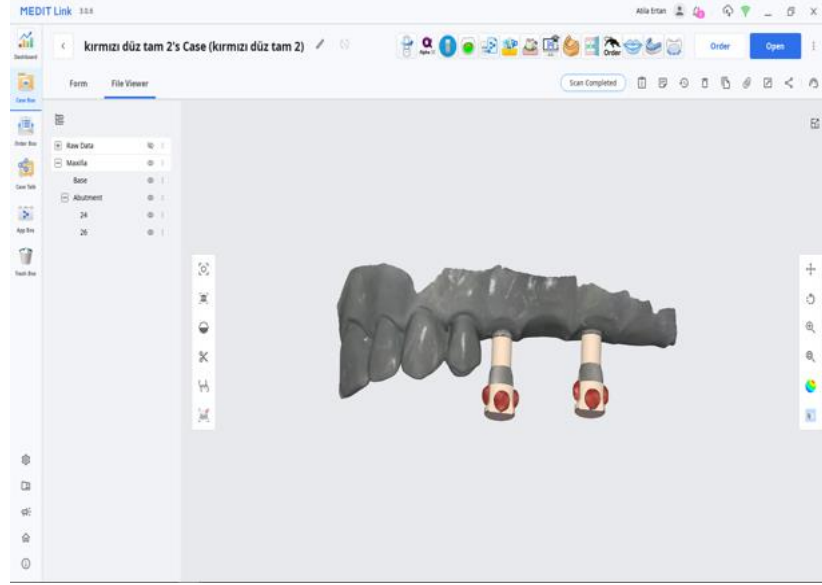
Şekil 3. 20. Oxy markasına ait İTG'nin dijital kütüphane eşleniğini ve implant konumlarının işaretlenmesi



Şekil 3. 21. İTG'lerin dijital kütüphane eşlenikleri ile üç nokta referans alınarak İTG eşleşmesi yapılması A) Referans noktaların kütüphane dosyası üzerinden işaretlenmesi B) Referans Noktaların İTG üzerinden işaretlenmesi



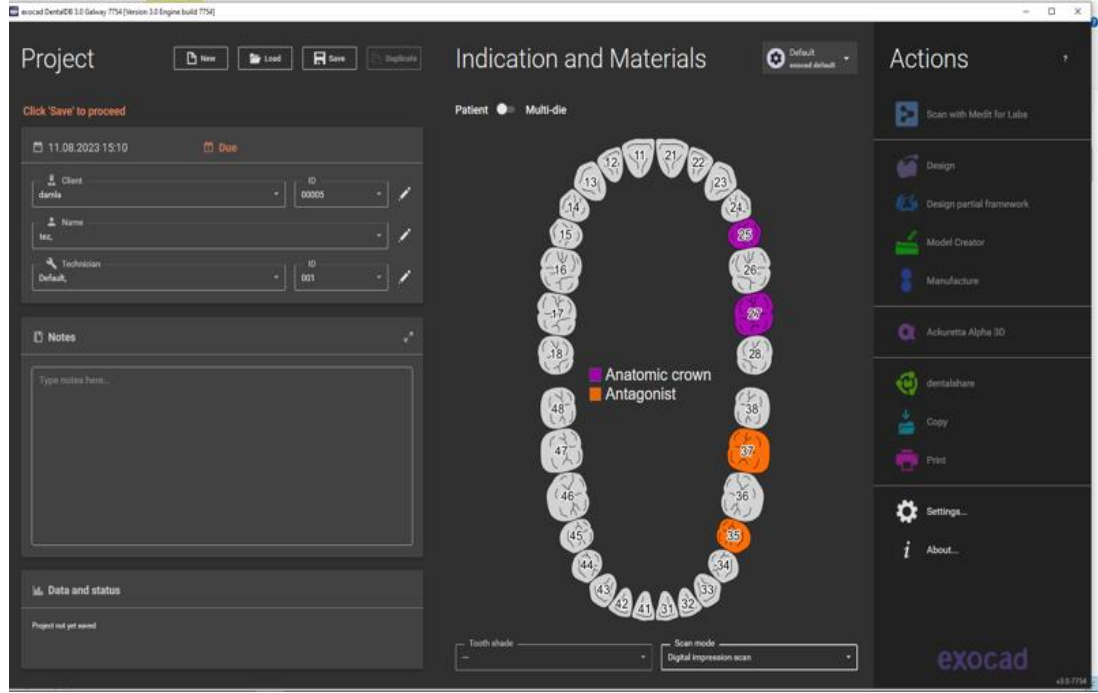
Şekil 3. 22. İTG'lerin dijital kütüphane eşlenikleri ile eşlendikten sonraki renk haritalı görüntüsü



Şekil 3. 23. Dışa aktarılmaya hazır eşleme görüntüsü

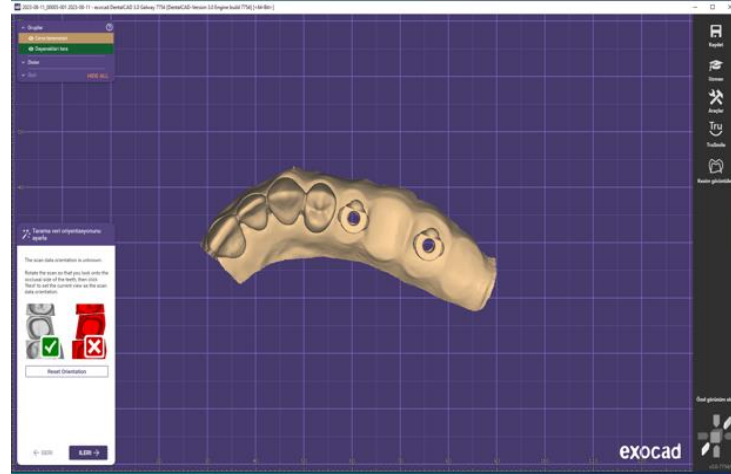
3.5.Yapılan Taramaların Exocad Yazılımında İTG Eşlenmesi

Medit Link yazılımı ile 60 adet İTG tarama eşlemesi yapılmış tarama dosyası protetik restorasyon oluşturulabilmesi için sık kullanılmakta olan Exocad 3.0 Galway (Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) yazılımına aktarılmıştır. Exocad yazılımında yeni hasta dosyaları oluşturulmuş, 25 ve 27 No'lu dişler vidalı restorasyon tasarlanacak şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.24.). Modellerin oryantasyon düzlemi belirlenmiş (Şekil 3.25.) ardından yazılımda tek nokta üzerinden tekrar İTG işlemesi yapılmış ve OXY_TBASE_H1_ST_H5_ROT Kodlu Ti-base seçilmiştir (Şekil 3.26.).

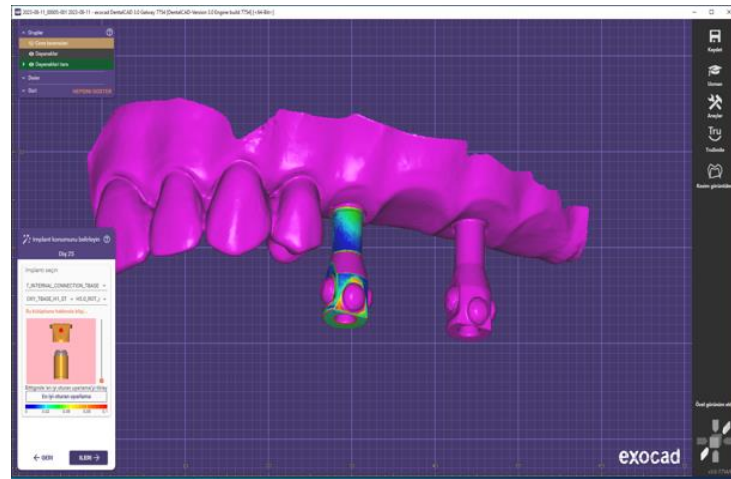


Şekil 3. 24. Exocad yazılımında protetik endikasyon belirlenmesi

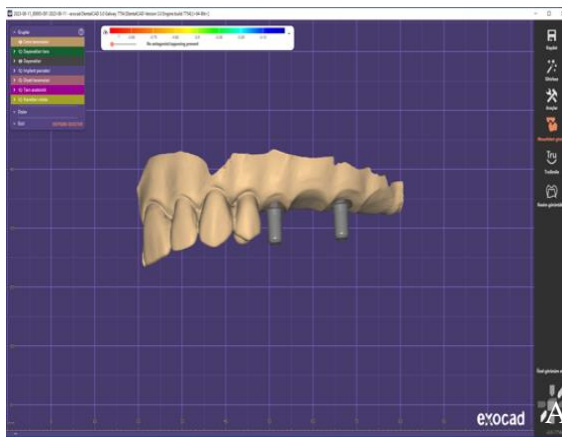
Çalışmanın 12 adet grubundan 6 tanesi bu şekilde önce Medit Link yazılımı ardından Exocad yazılımı ile eşlenip dayanak konumlandırılması yapılmıştır. Dayanakları seçilmiş dosyalar dış ortama aktarılmıştır. Çalışmanın Medit Link yazılımı ile eşlenmeyen 6 adet grubu ise sadece Exocad yazılımı kullanılarak tek noktadan İTG eşlenmesi yapıldıktan sonra Ti-base dayanak seçilerek dosya dışarı aktarılmıştır (Şekil 3.27.). Bu şekilde 60 tanesi Medit Link ve Exocad ile 60 tanesi ise sadece Exocad ile eşlenmiş 120 adet tarama verisi referans tarama verisi ile eşleştirilmeye hazır hale getirilmiştir. Çalışmadaki tüm taramalar ve İTG çakıştırmaları tek operatör tarafından yapılmıştır.



Şekil 3. 25. Exocad yazılımında taramaların oryantasyon düzleminin belirlenmesi



Şekil 3. 26. Exocad İTG eşleşmesi yapılması

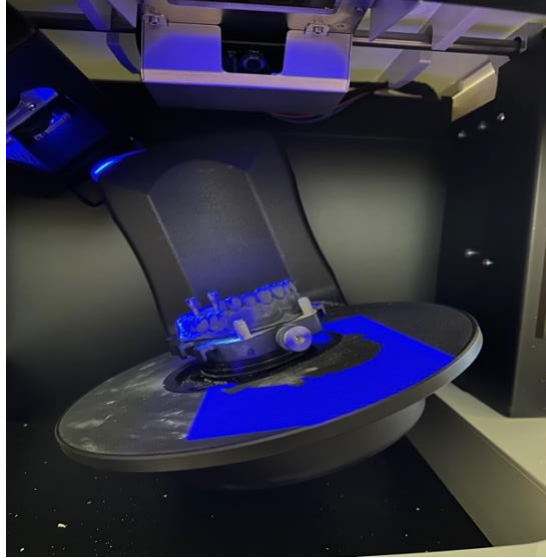


Şekil 3. 27. A) Exocad yazılımında Ti-base dayanak konumlandırılması B).stl görüntüsü

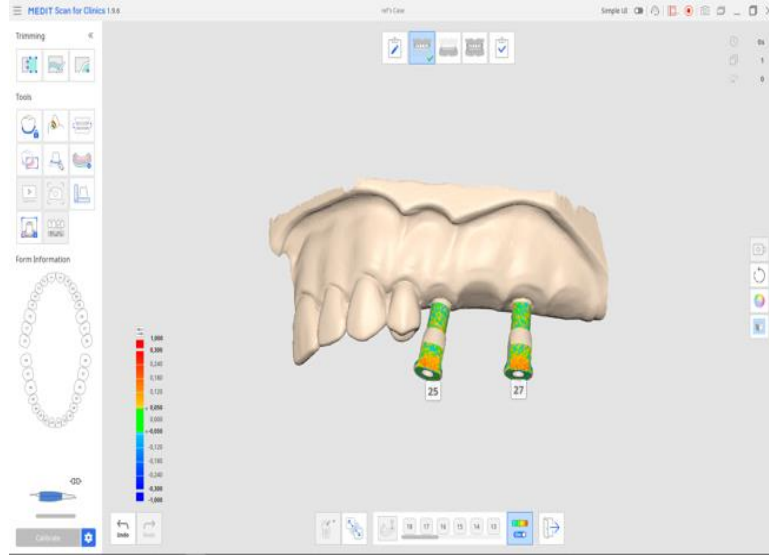
3.6.Referans Taramanın Elde Edilmesi ve Yazılımlar ile İTG Eşlenmesi

Her iki model de Smartoptics Vinly UXD adlı laboratuvar tarayıcısı ile taramıştır (Şekil 3.28.). Çalışmada kullanılan laboratuvar tarayıcısı 4 μm hassasiyet ile tarama yapabilmektedir. Tarayıcı 2 tanesi 3.2 megapiksel 2 tanesi 1.0 megapiksel olmak üzere 4 adet kameraya sahiptir.

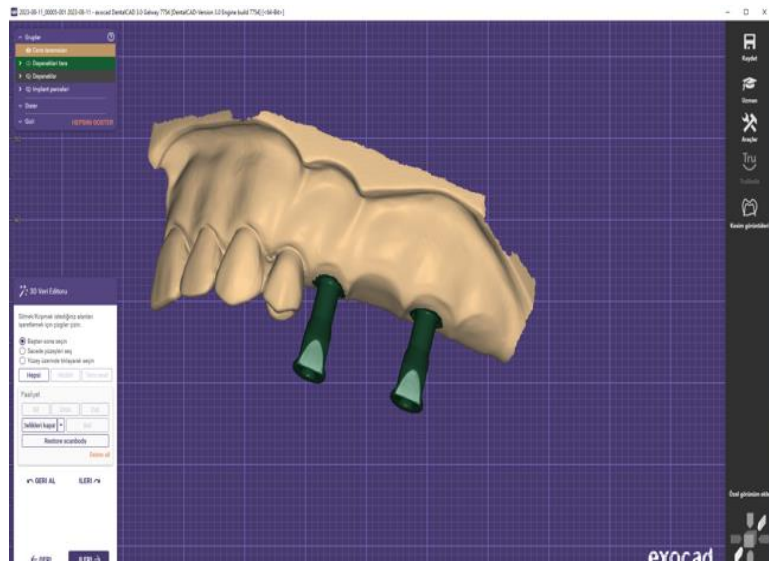
Modeller tarandıktan sonra tarama .stl dosya formatında dışarı aktarılmıştır. Referans taramada hem Medit ve Exocad ile hem de sadece Exocad ile İTG eşlemesi yapılmıştır (Şekil 3.29. ve 3.30.). Çalışmada Medit ve Exocad'le İTG eşlenmiş olan taramalar aynı şekilde Medit ve Exocad'le eşlenmiş referans tarama ile karşılaştırılmıştır. Sadece Exocad ile İTG eşlenmiş taramalar ise sadece Exocad ile eşlenmiş referans tarama ile karşılaştırılmıştır. İTG eşlenmesi yapıldıktan sonra Ti-base dayanak konumlandırılması yapılmıştır (Şekil 3.31.). Bu şekilde referans taramalar diğer taramalar ile karşıtırlmaya hazır hale gelmişlerdir.



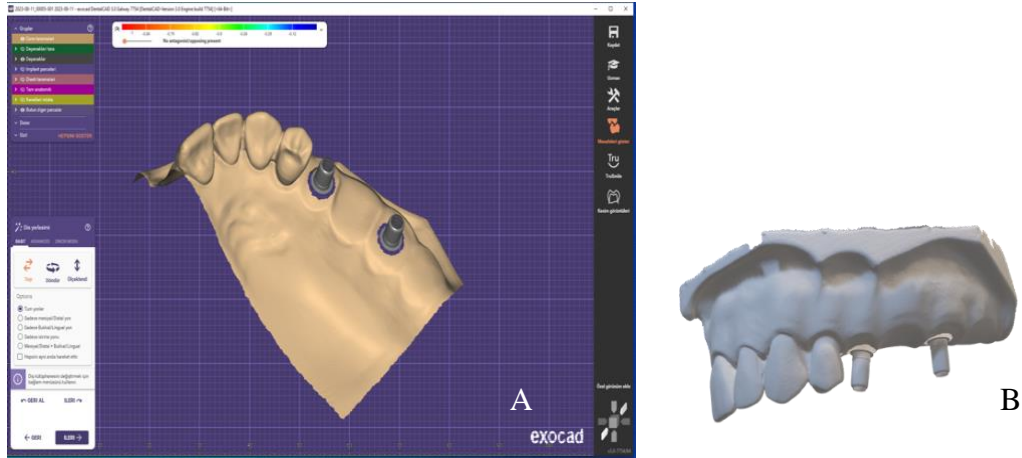
Şekil 3. 28. Smartoptics Vinyl Uxd laboratuvar tarayıcısı ile referans modelin taraması



Şekil 3. 29.Referans taramanın Medit Link yazılımında İTG eşlenmesi



Şekil 3. 30. Referans taramanın Exocad yazılımında İTG eşlenmesi



Şekil 3. 31. A) Referans taramanın Exocad yazılımında Ti-base dayanak konumlandırılması B) .stl görüntüsü

3.7.Tarama Doğruluğu Analizi

Çalışmada elde edilmiş olan İTG'li 120 adet tarama dosyası veri değerlendirmesi ve yüzey karşılaştırması amacıyla GOM Inspect® Professional 2017 yazılımına (GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) bir .stl dosyası olarak aktarıldı.

Referans tarama dosyası (Şekil 3.32.), GOM Inspect yazılımına aktarıldıktan sonra deneysel tarama dosyaları (Şekil 3.33.) ile "referans en iyi uyum algoritması" kullanılarak karşılaştırıldı (Şekil 3.34.). Referans tarama ile taramalar arasındaki Ti-base konumundaki farklılıklar analiz edildi. Bu analiz hem Ti-base'ler arası hem de her Ti-base'in kendi içinde doğrusal ve açısal farklılıklarını değerlendirebilmek için yapılmıştır. Ti-base'ler arası ölçümler çalışmaya dahil edilmemiştir. Ti-base'lerin kendi içindeki doğrusal ve açısal sapmasını analiz edebilmek için, her Ti-base'in alt 1/3'lük kısmından bir çember çizilmiştir (Şekil 3.35.). Çizilen çemberin merkezinden Ti-base'in uzun eksenine paralel olacak şekilde yazılım tarafından otomatik olarak vektör çizilmiştir. Doğrusal ölçüm farklılıkları, referans taramadaki Ti-base'in merkez noktaları ile deneysel taramadaki Ti-base'in merkez noktaları arasındaki mesafe hesaplanarak μm cinsinden değerlendirilmiştir. Açısal ölçüm farklılıkları ise referans ve deneysel taramaların Ti-base'lerin merkezi sanal vektörleri arasında oluşan açıyı ölçerek derece cinsinden nicelendirilmiştir (Şekil 3.36.).

Generated with GOM Inspect Professional 2017

gom

Reference Model

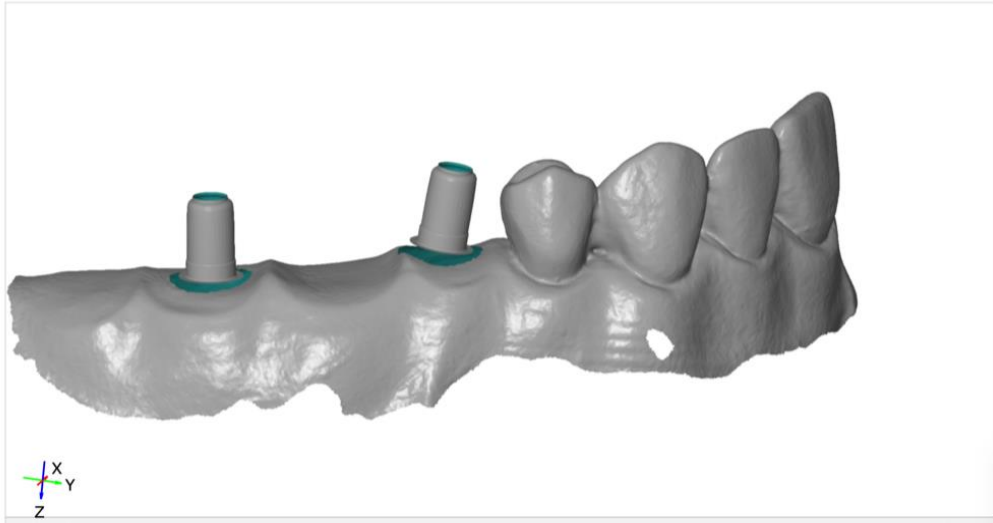


Şekil 3. 32. Referans tarama dosyası

Generated with GOM Inspect Professional 2017

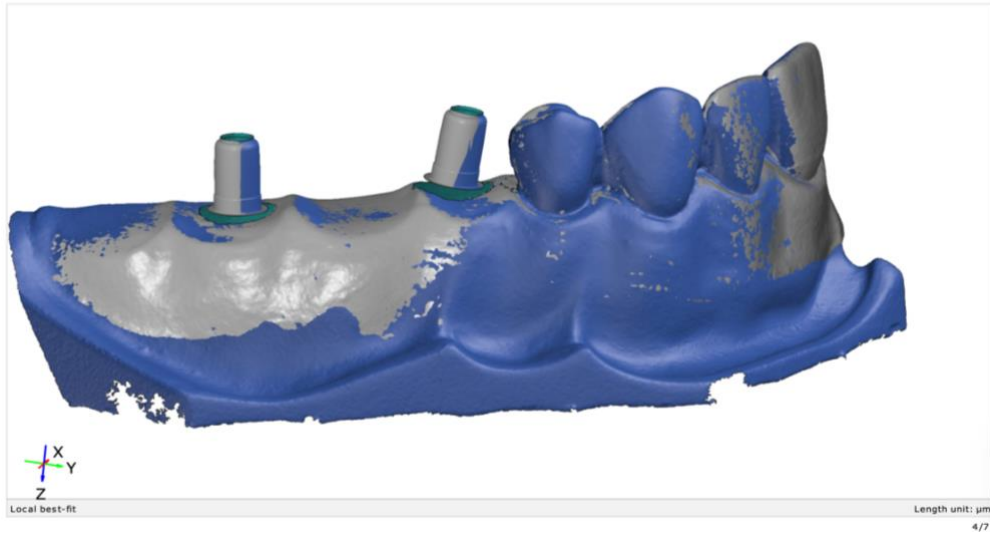
gom

Scan Data



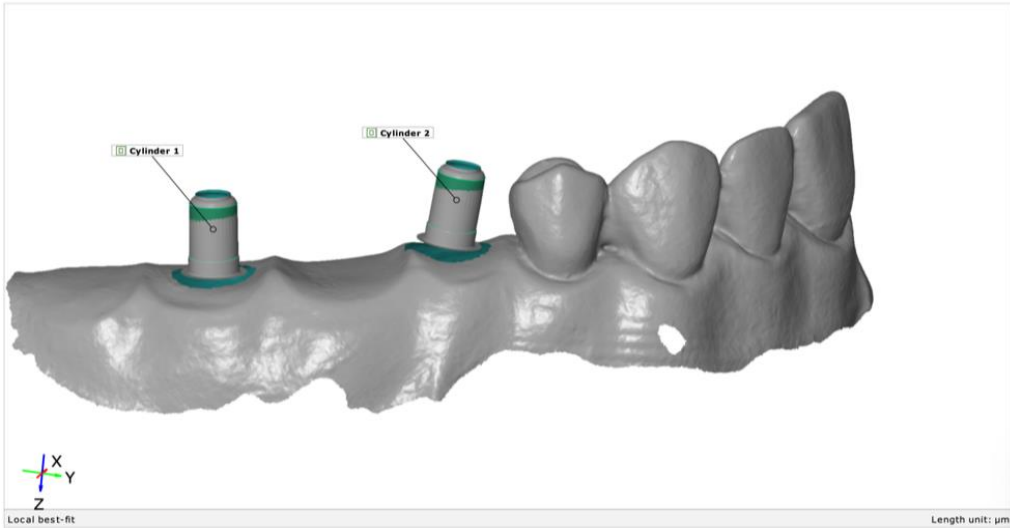
Şekil 3. 33. Deneysel tarama dosyaları

Local Best-Fit Alignment

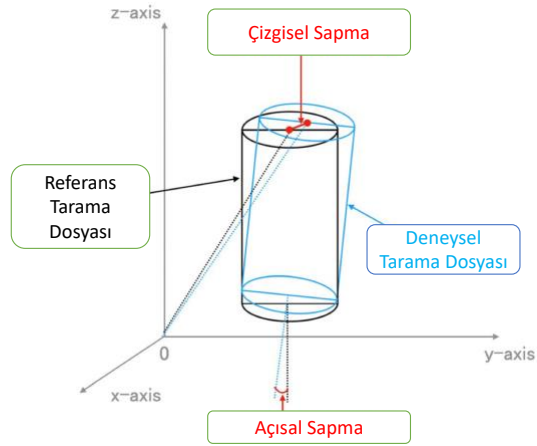


Şekil 3. 34. Referans ve deneysel tarama dosyalarının en iyi uyum algoritması ile çakıştırılmış görüntüsü

Untitled

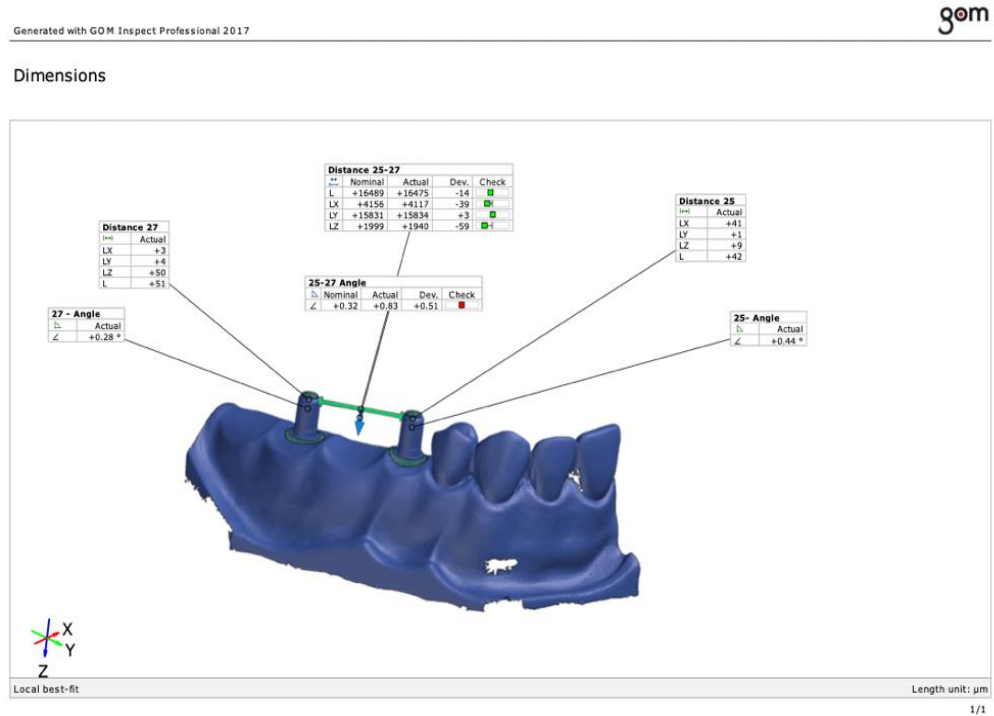


Şekil 3. 35. Açısal ve çizgisel sapmayı hesaplayabilmek için İTG 'ler üzerinde belirlenen silindir bölgeleri



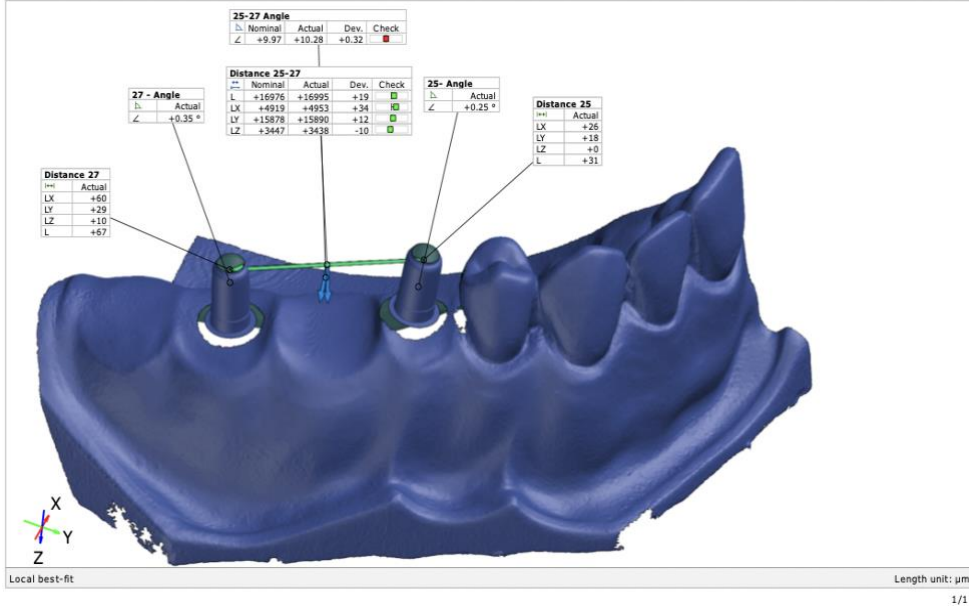
Şekil 3. 36. Açısal ve çizgisel sapmanın değerlendirilmesi

Çizgisel ve açısal sapmalar x,y,z koordinatlarında değerlendirilmiş ve rapor edilmiştir (Şekil 3.37. ve Şekil 3.38.).



Şekil 3. 37. Düz İTĞ'li modelin deneysel taramasının referans tarama ile karşılaştırılması sonucu elde edilen sapma değerleri

Dimensions



Şekil 3. 38. Açılı İTG'li modelin deneysel taramasının referans tarama ile karşılaştırılması sonucu elde edilen sapma değerleri

3.8.Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizler için R 4.3.1 (R Development Core Team, 2023) ve SPSS version 23 (SPSS Inc) paket programları kullanıldı. Sayısal değişkenlerin normallik varsayımı Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelendi. Sayısal değişkenler için ortalama, ortanca, standart sapma, 25.yüzdelik ve 75.yüzdelik değerleri gibi tanımlayıcı istatistikler verildi. Doğruluk (trueness) değerleri üzerine yazılım (exocad ve medit+exocad), model (düz ve açısız), modifikasyon (0, +, -) ve yön (ön ve arka diş) değişkenlerinin etkilerini incelemek amacıyla dört yönlü varyans analizleri gerçekleştirildi. İstatistiksel açıdan anlamlı çıkan ana etki (main effect) ve etkileşim terimleri için LSD (Least significance difference) çoklu karşılaştırma testi ile farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı incelendi. R yazılımında boxplot grafiğinin çizimi için “ggplot2” [Wickham H (2016). *ggplot2: Elegant Graphics for Data Analysis*. Springer-Verlag New York. ISBN 978-3-319-24277-4, <https://ggplot2.tidyverse.org>] paketi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4.BULGULAR

Tersine mühendislik yazılımında, tüm deney gruplarındaki modellerin tarama dosyaları, referans dosya ile 3B olarak “en iyi uyum algoritması” yöntemi kullanılarak karşılaştırılmış ve analiz edilmiştir. Analiz sonuçları ile tablolar oluşturulmuştur. Tablolardaki çizgisel sapma değerleri μ m cinsinden verilmiştir. Sonuçlar, modellerin açılı ve düz oluşu (model), modifikasyonların tipi (M0,M+,M-), yazılımların kullanım şekli (Medit Link ve Exocad ile sadece Exocad) ve implantın mesio-distal yöndeki konumları (yön) olmak üzere dört farklı değişken ile değerlendirilmiştir.

4.1.Taramalarda Meydana Gelen Çizgisel Sapma Analizleri

Tablo 4.1. 25 Numaralı İTG’ye ait çizgisel sapmanın ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

<i>Gruplar</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart sapma</i>	<i>Ortanca</i>	<i>25.yüzdellik</i>	<i>75.yüzdellik</i>
<i>D0E</i>	45,20	22,75	42,50	33,00	51,00
<i>D0EM</i>	42,80	22,07	35,00	29,00	52,00
<i>D+E</i>	43,70	29,60	35,00	28,00	42,00
<i>D+EM</i>	45,60	26,80	41,00	20,00	67,00
<i>D-E</i>	53,70	9,43	52,00	48,00	61,00
<i>D-EM</i>	41,80	10,13	41,50	35,00	49,00
<i>A0E</i>	40,20	15,63	44,00	35,00	50,00
<i>A0EM</i>	42,10	17,83	47,00	39,00	54,00
<i>A+E</i>	42,20	15,80	38,00	32,00	50,00
<i>A+EM</i>	46,30	14,75	46,00	32,00	61,00
<i>A-E</i>	50,30	25,61	45,00	32,00	53,00
<i>A-EM</i>	48,10	27,97	44,00	31,00	56,00

Tablo 4.2. 27 Numaralı İTG'ye ait çizgisel sapmanın ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

<i>Gruplar</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart sapma</i>	<i>Ortanca</i>	<i>25.yüzdellik</i>	<i>75.yüzdellik</i>
<i>D0E</i>	42,67	10,59	41,00	35,00	49,00
<i>D0EM</i>	50,78	12,94	51,00	49,00	56,00
<i>D+E</i>	44,33	11,82	41,00	39,00	47,00
<i>D+EM</i>	46,11	15,51	48,00	43,00	50,00
<i>D-E</i>	77,00	36,19	70,00	56,00	103,00
<i>D-EM</i>	82,89	49,48	81,00	38,00	119,00
<i>A0E</i>	41,44	13,98	40,00	30,00	51,00
<i>A0EM</i>	41,33	15,61	44,00	26,00	54,00
<i>A+E</i>	82,22	21,96	77,00	67,00	90,00
<i>A+EM</i>	69,22	21,71	66,00	56,00	68,00
<i>A-E</i>	51,44	17,38	48,00	45,00	68,00
<i>A-EM</i>	48,78	17,50	47,00	38,00	56,00

Tablo 4.3. Çizgisel sapma için modellerin genel analiz sonuçlarının ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

<i>Gruplar</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart sapma</i>	<i>Ortanca</i>	<i>25.yüzdellik</i>	<i>75.yüzdellik</i>
<i>D0E</i>	44,00	17,62	41,00	33,00	51,00
<i>D0EM</i>	46,58	18,30	49,00	30,00	54,00
<i>D+E</i>	44,00	22,37	39,00	31,00	47,00
<i>D+EM</i>	45,84	21,59	48,00	34,00	61,00
<i>D-E</i>	64,74	27,74	56,00	48,00	73,00
<i>D-EM</i>	61,26	39,80	47,00	36,00	81,00
<i>A0E</i>	40,79	14,47	43,00	30,00	51,00
<i>A0EM</i>	41,74	16,35	44,00	26,00	54,00
<i>A+E</i>	61,16	27,58	61,00	37,00	81,00
<i>A+EM</i>	57,16	21,37	56,00	41,00	66,00
<i>A-E</i>	50,84	21,51	48,00	34,00	55,00
<i>A-EM</i>	48,42	22,96	46,00	32,00	56,00

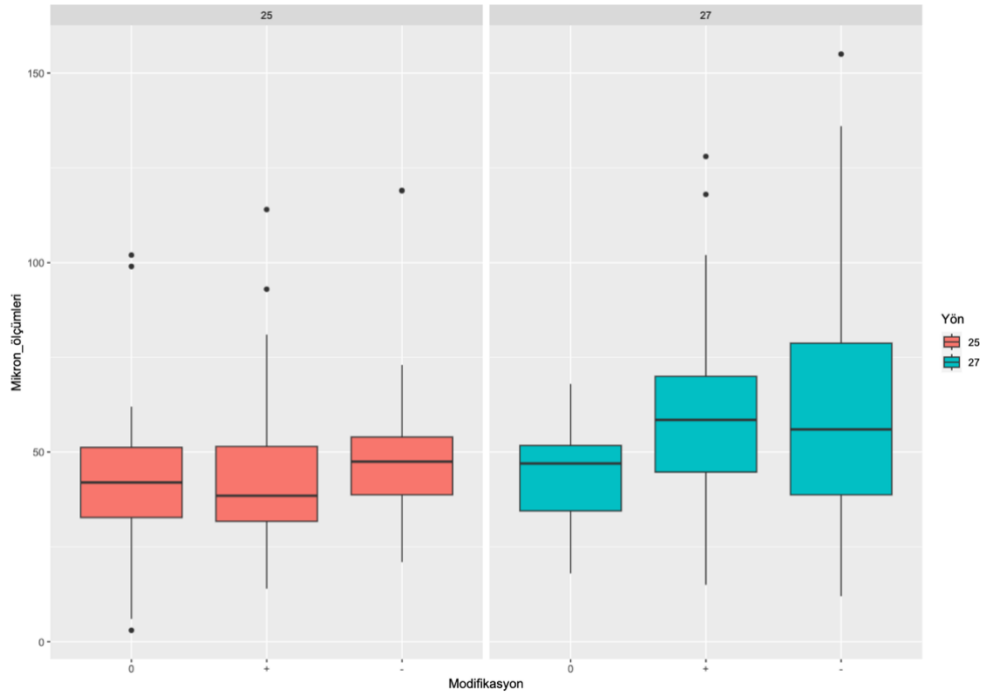
Tablo 4.4. Çizgisel sapma için dört yönlü varyans analizi sonuçları

<i>Değişim Kaynağı</i>	F	p-değeri	EtaKare (η^2)
<i>Intercept</i>	1215,090	<0.05	0,856
<i>Model</i>	0,137	0,712	0,001
<i>Modifikasyon</i>	7,379	0,001	0,067
<i>Yazılım</i>	0,060	0,806	0,000
<i>Yön</i>	15,144	0,000	0,069
<i>Model x Modifikasyon</i>	8,641	0,000	0,078
<i>Model x Yazılım</i>	0,192	0,661	0,001
<i>Model x Yön</i>	0,027	0,870	0,000
<i>Modifikasyon x Yazılım</i>	0,217	0,805	0,002
<i>Modifikasyon x Yön</i>	2,865	0,059	0,027
<i>Yazılım x Yön</i>	0,060	0,806	0,000
<i>Model x Modifikasyon x Yazılım</i>	0,118	0,889	0,001
<i>Model x Modifikasyon x Yön</i>	9,484	0,000	0,085
<i>Model x Yazılım x Yön</i>	1,861	0,174	0,009
<i>Modifikasyon x Yazılım x Yön</i>	0,789	0,456	0,008
<i>Model x Modifikasyon x Yazılım x Yön</i>	0,022	0,978	0,000

Çizgisel ölçüm düzeylerindeki değişim, kırmızı renk ile yazılan gruplara göre istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık göstermektedir ($p < 0.05$). Çizgisel ölçümlerdeki toplam değişkenliğin %7,8'i model ve modifikasyonun beraber değerlendirildiği türe ($F=18,641$; $p < 0.05$; $\eta^2 = 0.078$), %6,9'unu yön ($F=15,144$; $p < 0.05$; $\eta^2 = 0.069$), %6.7'sini ise modifikasyon türüne atfedilmektedir. ($F=7,379$; $p < 0.05$; $\eta^2 = 0.067$).

İstatiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$) ana etkiler incelendiğinde: çizgisel sapma ölçüm düzeylerindeki modifikasyon kaynaklı sapmanın en fazla M- gruplarında, en az sapmanın M0 grubunda olduğu görülmüştür. Çizgisel ölçüm düzeyinde yön faktörü dikkate alındığında 27 No'lu İTG'nin 25 No'lu İTG'ye göre daha çok çizgisel sapmaya sahip olduğu görülmüştür. Model ve modifikasyonun beraber değerlendirildiği türde; düz modelde M0 ve M- arasında, açılı modelde ise M0 ve M+ arasında anlamlı fark bulunmuştur. Model, modifikasyon ve yönün üçlü etkileşimi incelendiğinde düz modeldeki M0 İTG'li örneklerde 27 No'lu İTG'nin daha çok sapmaya uğradığı; açılı modelde ise M+ örneklerde 27 No'lu İTG'nin daha çok sapmaya uğradığı görülmüştür.

Tablo 4.5. Modifikasyon ve tür değişkenlerinin beraber incelendiği analizde çizgisel sapma miktarlarının Boxplot grafiği ile gösterimi



4.2. Taramalarda Meydana Gelen Açısal Sapma Analizleri

Tablo 4.6. 25 Numaralı İTG'ye ait açısal sapmanın ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	25.yüzdellik	75.yüzdellik
<i>D0E</i>	0,21	0,07	0,20	0,13	0,28
<i>D0EM</i>	0,19	0,18	0,23	0,10	0,34
<i>D+E</i>	0,37	0,14	0,38	0,34	0,44
<i>D+EM</i>	0,07	0,18	0,13	-0,11	0,22
<i>D-E</i>	0,34	0,11	0,35	0,23	0,41
<i>D-EM</i>	0,20	0,19	0,22	0,19	0,31
<i>A0E</i>	0,01	0,11	-0,02	-0,08	0,10
<i>A0EM</i>	0,05	0,10	0,05	-0,04	0,12
<i>A+E</i>	0,28	0,07	0,29	0,24	0,32
<i>A+EM</i>	0,06	0,13	0,09	-0,08	0,14
<i>A-E</i>	0,20	0,12	0,21	0,13	0,27
<i>A-EM</i>	0,12	0,12	0,15	0,02	0,22

Tablo 4.7. 27 Numaralı İTG'ye ait açısal sapmanın ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

<i>Gruplar</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart Sapma</i>	<i>Ortanca</i>	<i>25.yüzdellik</i>	<i>75.yüzdellik</i>
<i>D0E</i>	0,40	0,24	0,38	0,26	0,61
<i>D0EM</i>	-0,28	0,30	-0,29	-0,51	-0,09
<i>D+E</i>	0,22	0,33	0,25	-0,06	0,32
<i>D+EM</i>	-0,11	0,41	-0,12	-0,18	0,19
<i>D-E</i>	0,29	0,27	0,31	0,17	0,54
<i>D-EM</i>	-0,12	0,35	-0,06	-0,45	0,22
<i>A0E</i>	-0,15	0,20	-0,23	-0,29	-0,14
<i>A0EM</i>	-0,13	0,15	-0,15	-0,22	-0,07
<i>A+E</i>	0,33	0,13	0,34	0,24	0,37
<i>A+EM</i>	0,13	0,18	0,18	0,02	0,23
<i>A-E</i>	0,25	0,23	0,28	0,17	0,41
<i>A-EM</i>	0,26	0,13	0,22	0,15	0,32

Tablo 4.8. Açısal sapma için modellerin genel analiz sonuçlarının ortalama, standart sapma, ortanca, 25.yüzdellik ve 75.yüzdellik değerleri

<i>Gruplar</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart sapma</i>	<i>Ortanca</i>	<i>25.yüzdellik</i>	<i>75.yüzdellik</i>
<i>D0E</i>	0,30	0,20	0,27	0,16	0,38
<i>D0EM</i>	-0,04	0,34	0,01	-0,29	0,23
<i>D+E</i>	0,29	0,26	0,33	0,23	0,43
<i>D+EM</i>	-0,02	0,32	0,02	-0,17	0,21
<i>D-E</i>	0,32	0,20	0,34	0,22	0,43
<i>D-EM</i>	0,04	0,32	0,19	-0,23	0,27
<i>A0E</i>	-0,07	0,18	-0,09	-0,23	0,10
<i>A0EM</i>	-0,04	0,16	-0,05	-0,15	0,09
<i>A+E</i>	0,31	0,10	0,30	0,24	0,37
<i>A+EM</i>	0,10	0,16	0,14	-0,02	0,20
<i>A-E</i>	0,22	0,18	0,24	0,16	0,32
<i>A-EM</i>	0,19	0,15	0,19	0,14	0,25

Tablo 4.9. Açısal sapma için dört yönlü varyans analizi sonuçları

<i>Değişim Kaynağı</i>	F	p-değeri	EtaKare(η^2)
<i>Intercept</i>	100,253	<0,05	0,317
<i>Model</i>	1,396	0,239	0,006
<i>Modifikasyon</i>	13,340	<0,05	0,110
<i>Yazılım</i>	52,360	<0,05	0,195
<i>Yön</i>	9,999	<0,05	0,044
<i>Model x Modifikasyon</i>	8,483	<0,05	0,073
<i>Model x Yazılım</i>	20,450	<0,05	0,086
<i>Model x Yön</i>	9,183	<0,05	0,041
<i>Modifikasyon x Yazılım</i>	1,728	0,180	0,016
<i>Modifikasyon x Yön</i>	1,780	0,171	0,016
<i>Yazılım x Yön</i>	7,762	<0,05	0,035
<i>Model x Modifikasyon x Yazılım</i>	2,228	0,110	0,020
<i>Model x Modifikasyon x Yön</i>	3,492	<0,05	0,031
<i>Model x Yazılım x Yön</i>	11,014	<0,05	0,049
<i>Modifikasyon x Yazılım x Yön</i>	3,770	<0,05	0,034
<i>Model x Modifikasyon x Yazılım x Yön</i>	2.566	0.079	0,023

Açısal sapma ölçüm düzeylerindeki değişim kırmızı renk ile yazılan gruplara göre istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık göstermektedir ($p < 0.05$). Açısal sapma ölçümlerindeki toplam değişkenliğin %11'i modifikasyon türüne ($F=13.340$; $p < 0.05$; $\eta^2 = 0.11$), %19,5'i ($\eta^2 = 0.195$) ise yazılım türüne atfedilmektedir.

İstatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$) ana etkiler incelendiğinde: açısal ölçüm düzeylerindeki modifikasyon kaynaklı sapmanın en fazla M- gruplarında, en az sapmanın M0 grubunda olduğu görülmüştür. Açısal ölçüm düzeylerindeki yazılım kaynaklı sapmaya bakıldığında sadece Exocad ile tarama eşlemesi yapılan gruptaki açısal sapma, Medit Link ve Exocad ile tarama eşlemesi yapılan gruba göre daha fazla olduğu görülmüştür. Açısal ölçüm düzeylerindeki İTG yönü kaynaklı sapmaya bakıldığında ise 25 No'lu bölgedeki İTG'nin daha çok açısal sapmaya uğradığı görülmüştür.

İkili etkileşimler incelendiğinde model ve modifikasyon, model ve yazılım, model ve yön, yazılım ve yön gruplarının istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığı görülmüştür. Model ve modifikasyon değişkeni birlikte değerlendirildiğinde açılı modeldeki M0 grubunun istatistiksel fark yarattığı görülmüştür; en az sapmanın ise açılı model ve M0 grubunda olduğu görülmüştür. Model ve yön değişkeni beraber incelendiğinde düz modeldeki 25 No'lu İTG'nin daha fazla sapmaya uğradığı görülmüştür. Model ve yazılım değişkeni birlikte incelendiğinde düz modeldeki sadece Exocad ile tarama eşlemesi yapılan grubun Exocad ve Medit Link ile tarama eşlemesi yapılan gruba göre daha çok sapma gösterdiği saptanmıştır. Açılı modelde herhangi bir fark bulunmamıştır ancak değer sınırdadır, örnek sayısının artması durumunda sonucun anlamlı çıkabilme ihtimali olduğu düşünülmektedir. Yazılım ve yön değişkeni birlikte analiz edildiğinde Medit Link ve Exocad ile tarama eşlemesi yapılan grupta 25 No'lu bölgedeki İTG daha çok sapmaya uğramıştır.

Üçlü etkileşimler incelendiğinde model ve modifikasyon ve yön, model ve yazılım ve yön, modifikasyon ve yazılım ve yön gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. Model, modifikasyon ve yön değişkenleri birlikte değerlendirildiğinde düz modelde tüm modifikasyonlarda 25 No'lu İTG daha çok sapma gösterirken; açılı modelde 27 No'lu İTG'nin daha çok sapmaya uğradığı görülmüştür. Model, yazılım ve yön değişkenleri birlikte analiz edildiğinde düz modellerde Medit Link ve Exocad ile tarama eşlemesi yapılan gruptan 25 No'lu İTG'nin olduğu bölgede daha çok açısal sapma meydana geldiği görülmüştür. Modifikasyon, yazılım ve yönün birlikte analiz edildiği M0 İTG'li taramaların Medit Link ve Exocad ile eşlenmiş gruplarında 25 No'lu İTG'nin olduğu bölgede daha çok açısal sapma olduğu görülmüştür.

5.TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı düz ve açılı yerleştirilmiş digital analoglarla bağlanan farklı modifikasyonlara sahip İTG'lerin farklı yazılımlar ile eşlenmesi sonrası elde edilen tarama dosyalarının doğruluğunu incelemektir. Literatürde farklı açılarda yerleştirilmiş implantların üzerine takılmış modifikasyonlu İTG'li taramaların farklı yazılımlar ile eşlenmesinin tarama doğruluğuna etkisini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuçları literatürde mevcut olan çalışmalar ile her açıdan karşılaştırmak mümkün değildir. Çalışma klinik senaryo açısından benzerliği bulunan çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda açılı ve düz konumda yerleştirilmiş analoglarla bağlanmış İTG'lerle, modifikasyonsuz, eklemeli modifikasyonlu, çıkartmalı modifikasyonlu İTG grupları oluşturulmuştur. Bu gruplar AİT ile yarım ark şeklinde taranmışlardır. Tarama görüntüleri hem sadece Exocad yazılımı ile hem de Medit Link yazılımı ve ardından Exocad yazılımı ile İTG eşlemesi yapıp Ti-base dayanaklar konumlandırılmıştır. Elde edilen deneysel tarama dosyaları ile referans tarama dosyaları tersine mühendislik yazılımı kullanılarak üst üste karşılaştırılmıştır ve iki tarama arasındaki çizgisel ve açısal sapma hesaplanmıştır. Bu sapmalar istatistiksel olarak incelenmiştir.

Çalışmamızın 4 adet sıfır hipotezi vardır. Bunlar:

- 1)Modellerdeki analogların açılı ya da düz yerleştirilmiş olmaları tarama doğruluğunu etkilemez.
- 2) İTG'lere yapılan eklemeli ve çıkartmalı modifikasyonlar tarama doğruluğunu etkilemez.
- 3)İTG taraması eşlemesinin farklı yazılımlarla yapılması tarama doğruluğunu etkilemez.
- 4) İTG'nin mesio-distal yöndeki konumu tarama doğruluğunu etkilemez.

Çalışmamızın sonucunda 2 ve 4 No'lu hipotezler reddedilmiştir. 3 No'lu hipotez kısmen reddedilmiştir. 1 No'lu hipotez kabul edilmiştir.

Protez üretimi için tam dijital iş akışı dört kısım halinde incelenebilir bunlar: taranan modelin yüzeyini yeniden yapılandırmaya olanak tanıyan bir tarayıcı ile üçgen ağ tabanlı verilerin edinilmesi; protez restorasyonların tasarlanması için üçgen ağların CAD yazılımı içerisinde işlenmesi; restorasyonların frezeleme veya 3B baskı yoluyla üretimi ve son olarak klinik uygulamadır. Tüm bu adımlar klinik sonucun kalitesini belirlemektedir (83, 84). İDP'lerde bu aşamalarda meydana gelen hatalar uyum sorunlarına yol açmaktadır. İDP'lerin dayanaklar üstüne yerleştirilmesinden sonra protezde ya da çevre dokularda statik yük meydana getirmemesine "pasif uyum" denilmektedir. Başka bir deyişle, dayanak ile altyapı arasında gerilim olmaması "pasif uyum" olarak adlandırılmaktadır (2). İDP'lerde pasif olarak yerleşen bir protez elde etmenin ilk adımı ölçülerin doğruluğudur (3). Her bir implant pozisyonunun komşu implantlara veya dişlere göre olan konumunun doğru transferi, implant destekli protezlerin tasarımında, uyumunda ve komplikasyonsuz sağlıklı bir restorasyona ulaşılmasında önem taşımaktadır (4). İDP'lerde pasif uyum sağlanamadığında, implantlar üzerine yük dengesiz gelebilmektedir. Bu durum, implant çevresindeki kemik dokuda rezorpsiyona ve devamında implant kaybı gibi biyolojik komplikasyonlara; vida gevşemesi ya da kırılması gibi mekanik komplikasyonlara sebep olabilmektedir (85, 86). Kemiğin esnekliğine bağlı olarak osseointegre implantlar 3-5 μm 'lik aksiyel hareketliliğe ve 10-50 μm 'lik yanal hareketliliğe sahip olabilmektedir. Klinik olarak kabul edilebilir uyumsuzluk seviyesi tartışılmaktadır. Arcuri ve ark. uzun vadeli komplikasyonları önlemek için 150 μm 'lik bir sınır önermektedirler (36). 1983 yılında Branemark ilk kez pasif uyum tanımı yapmış ve okluzal yüklere karşı kemiğin yeniden yapımı için (remodelling) pasif uyumun 10 μm seviyesinde olması gerektiğini ifade etmiştir (87). Andriessen ve ark., iki implant arasındaki kabul edilebilecek çizgisel sapma eşliğini 100 μm ve açılmal sapma eşliğini 0,4°; Gintaute ve ark. ise implantlar arası çizgisel sapma eşliğini 100 μm ve açılmal sapma eşliğini 0,5° olarak kabul etmişlerdir (46, 88).

İmplant sayısı ve implantlar arası mesafe, implant yerleşim derinliği ve açısı, implant bağlantı türü ve protez bileşenlerin toleransı gibi faktörler protezin uyumuna etki edebilmektedirler (89).

Gelişen teknoloji ile AİT'lerle alınan dijital ölçüler geleneksel ölçülere alternatif kabul edilmiştir. AİT'ler hasta konforunu ve hasta tarafından kabul edilebilirliği arttırması, protez üretim sürecini basitleştirmesi ve hızlandırması gibi avantajları sebebiyle klinisyenler tarafından klinik pratikte sıklıkla kullanılmaktadır (90, 91). AİT performansı tükürük varlığı, dil ve yanak hareketleri, dişsiz alanın uzunluğu gibi hastaya bağlı faktörlerden etkilenebilmektedir ve bu durum, AİT'in doğruluğunu azaltabilmektedir (5, 41, 90). Bununla birlikte İTG özellikleri, bağlantı türü, tasarımı, boyutları, malzemesi, yeniden kullanılabilirliği, yüzeyi ve yazılım/tarama cihazı uyumluluğu gibi faktörler, taramanın genel doğruluğunda rol oynayabilmektedir (48, 92). İTG yüzeylerine yapılmış modifikasyonların ölçü doğruluğuna olan etkisi ile ilgili çalışmalar ise literatürde az sayıda yer almaktadır.

Czajkowska ve ark.'ı alçı model ve 3B baskı ile üretilen modellerin doğruluklarını inceledikleri çalışmada 3B baskı ile üretilmiş diş modellerinin, teşhis araçları ve tıbbi kayıtların bir parçası olarak alçı modellerin yerine iyi bir alternatif olabileceğini göstermişlerdir (93). Çalışmamızda çalışma modeli olarak 3B yazıcıdan üretilen reçine modeller kullanılmıştır. İmplant analoglarının dijital ortamda yerleştirilmesi ve modellerin kolay bir şekilde yeniden üretilmesinin basit olması sebebiyle alçı model yerine reçine model tercih edilmiştir. Elde edilen reçine modellere dijital implant analogları düz ve açılı şekillerde yerleştirilmiştir.

Literatür implant açılanmasının potansiyel etkisi konusunda fikir birliği içinde değildir ancak güncel çalışmalardan bazıları implantların açılı pozisyonunun dijital ölçü doğruluğunu azaltmadığını ortaya koymaktadır(35). Literatürde implant açılanmasının dijital ölçüye olan etkisi genellikle dişsiz modellerde incelenmiştir. Papaspyridakos ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada dijital ölçü doğruluğunun, tamamen dişsiz hastalarda 15°'ye kadar implant yerleşim açısından etkilenmediği bulunmuştur (94). Gimenez ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada ise 30°'ye kadar olan implant açılanmalarında, implant açılanmasının doğruluğu istatistiksel olarak

anlamli bir oranda etkilemediğini bildirmişlerdir (67). Alikhasi ve ark. yaptıkları bir çalışmada, implant yerleşim açısı 45°'ye kadar artırıldığında dijital ölçü gruplarında doğruluğun etkilenmediğini göstermişlerdir. Çalışmada dijital ölçü alımı sırasında ölçü malzemesinin deformasyonu veya ölçü kopinginin yer değiştirmesi gibi bir sorun olmadığından, implantların açılı yerleştirilmesinin tarama doğruluğunu etkilememesi gerektiği savunulmuştur(95). Çalışmamızda ilk modelde 25 No'lu bölgeye vertikal düzleme göre mesiale 10 derece açı yapacak şekilde ve 27 No'lu bölgeye horizontal düzleme 90 derece açı yapacak şekilde; ikinci modelde ise 25 No'lu ve 27 No'lu bölgeye horizontal düzlemde 90 derece açı olacak şekilde ikişer adet dijital implant analogu yerleştirilmiştir. Çalışmamızın sonucunda modellerdeki dijital implant analoglarının açılı veya düz olmasının açısal ve çizgisel sapmalar için anlamlı bir fark oluşturmadığı bulunmuştur. Bu sonuç, örnek gösterilen çalışmaları doğrular niteliktedir. "Modellerdeki analogların açılı ya da düz yerleştirilmiş olmaları tarama doğruluğunu etkilemez" hipotezi kabul edilmiştir.

İmplantlar arası mesafe AİT'in tarama doğruluğunu etkileyebilecek bir diğer parametredir. Yapılan bir çalışmada iki İTG arasındaki mesafeler 7, 14 ve 21 mm olan üç model üretilmiş ve bu referans modeller laboratuvar tarayıcısıyla taranmıştır. Çalışma sonucunda implant arası uzunluk arttıkça doğruluk ve hassasiyet azalırken, açısal sapmanın aynı eğilimi göstermediği görülmüştür. İki İTG arası mesafe 21mm olan grupta doğruluk en düşük bulunmuştur. Açısal sapma ise İTG'ler arası mesafenin 14 mm olduğu modelde en yüksek ölçülmüştür(96). Çalışmamızda dijital analoglar arası mesafe mesiodistal yönde 17 mm olarak belirlenmiştir. Bu mesafe her iki model için de aynı şekilde oluşturulmuştur. İTG'ler arası mesafenin tarama doğruluğuna etkisi çalışmada değerlendirilen parametrelerden birisi değildir.

Tarama doğruluğuna İTG'nin yerleştiği derinliğin etkisi de araştırma konularından biridir. Yapılan bir çalışmada İTG'lerin taranan kısımlarının ölçünün doğruluğu ile ilgisi araştırılmış ve çalışma sonucunda İTG'nin taranan yüzeyinin oranı azaldıkça görüntü eşleştirilmesi ve sanal implant konumlandırması aşamasında hata meydana gelme miktarının arttığı gözlenmiştir (54). Çalışmamızda

her iki modelde de analog-İTG birleşim hattı tam kret tepesinde bırakılmıştır, İTG'nin görünen miktarı bu şekilde standardize edilerek araştırma konularına dahil edilmemiştir.

Tarama doğruluğunu etkileyebilecek bir diğer konu ise İTG'ye uygulanan sıkıştırma tork değeridir. Kim ve ark. İTG'leri 5 Ncm, 10 Ncm ve el ile sıkarak İTG'lerin yer değiştirme miktarlarını incelemişlerdir. Tüm gruplarda, 5 Ncm ve 10 Ncm sıkıştırma torklarında dikey yer değiştirmenin 100 µm'nin altında, el ile yapılan sıkma torkunun, birçok grupta 100 µm'den fazla olduğu görülmüştür. Sonuçta, İTG'lere 5 Ncm sıkıştırma torku uygulamanın elle sıkmaya göre daha güvenli olduğu bulunmuştur (53). Çalışmamızda sıkıştırma torku manuel raşet ile uygulanmıştır. Manuel raşet ile standardize olarak uygulanabilecek minimum kuvvet 10 Ncm'dir. Firma 10 Ncm'ye kadar sıkıştırma torkuna izin verdiği için sıkıştırma tork değeri 10 Ncm olarak standardize edilmiştir.

Çakmak ve ark.'nın tarayıcı tipi ve İTG konumlarının tarama doğruluğuna etkisini inceledikleri çalışmada mesafe sapması (doğruluk) tarama gövdesinin konumundan etkilenmiştir; ancak farklı tarayıcılar arasında çelişkili sonuçlar bulunmuştur. Tarama protokolleri aynı olmasına ve aynı taraftan taramaya başlanmasına rağmen AİT'ler arasındaki mesafe sapmaları benzer bulunmamıştır. Trios 3 ile ilk taranan İTG'nin ikinci ve beşinci taranan İTG'den önemli ölçüde daha yüksek mesafe sapması olduğu görülmüştür. Oysa Virtuo Vivo (Dentalwings, Montreal,Kanada) adlı AİT ile beşinci taranan İTG , ikinci ve üçüncü taranan İTG'den önemli ölçüde daha yüksek mesafe sapmasına sahip olduğu görülmüştür (97). Çalışmamızda ark taramasına 27 No'lu İTG'nin olduğu taraftan başlanıp firmanın önerdiği tarama stratejisi kullanılmıştır. Çalışmamızda İTG'lerin konumları ile yapılan karşılaştırmada 27 No'lu İTG'nin 25 No'lu İTG'ye göre çizgisel sapmaya daha çok uğradığı ancak açısal sapma dikkate alındığında 25 No'lu İTG' nin daha çok sapmaya uğradığı görülmektedir. "İTG'nin mesio-distal yöndeki konumu tarama doğruluğunu etkilemez" hipotezi reddedilmiştir. Önceki çalışmalarda birinci taranan bölgenin ikinci taranan bölgeye göre daha yüksek doğruluk gösterdiği belirtilmiştir ancak; Mizumoto ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada taramanın başladığı yerde bulunan yani ilk taranan implantın daha çok

çizgisel sapmaya uğradığı görülmüştür. Bu durumun kullanılan tarayıcının çalışma prensibi olan konfokal mikroskopiyle ilgili olabileceği düşünülmektedir (98). Çalışmamızda kullandığımız tarayıcının çalışma prensibi aktif üçgenleme teknolojisidir. Çalışmamızda meydana gelen fark tarama protokolü ya da çalışma prensibi kaynaklı olabilir.

Tartışılmakta olan bir diğer konu ise arkta taranacak bölgenin uzunluğudur. Önceki çalışmalar, yarım ark taramalarında tam ark taramalarına kıyasla daha yüksek doğruluk bildirmiştir; bu da diş ve implant destekli kuronlar ve kısa köprülerin üretimi için yarım ark taramaların kullanımını haklı göstermektedir(99). Revilla-Le ve ark. yaptıkları bir klinik çalışmada, bir AİT tarafından elde edilen yarım ve tam ark tarama dosyalarının tarama doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Yazarlar, tam ark taramanın yarım ark taramaya oranla daha az doğruluk gösterdiğini bildirmişlerdir (99). Klinik pratiğinde kullandığımız AİT'ler verileri birbirine ekleyerek kaydetmektedirler, bu özellik sebebiyle taranan alanın uzunluğu arttıkça distorsiyon miktarı artmaktadır (67). Çalışmamızda, bu araştırmalar referans alınarak tarama doğruluğunun ark uzunluğundan etkilenmemesini sağlama amacıyla ark yarım olarak taranmıştır.

Tarama netliği ile ilgili araştırılmakta olan konulardan biri de tarama mesafesi ve derinliğidir. Tarama mesafesi, taranan yüzey ile ağız içi tarama ucu arasındaki mesafedir; tarama derinliği ise tarayıcının verileri güvenli bir biçimde yakalayacağı derinliktir. Son araştırmalar, tarama mesafesi değiştirildiğinde tarama doğruluğu farklılıkları olduğunu bildirmiştir (60, 100). Ancak, optimum tarama mesafesi ve tarayıcının odak derinliği, kullanılan AİT donanımı tarafından belirlenmektedir (99). Çalışmamızda tarama mesafesi standardize edilememiştir. Odak derinliği için firma önerisi 15-17 mm'dir, çalışmada tarama derinliği 16 mm seçilerek taramalar yapılmıştır.

Tarama doğruluğunu etkileyebilen bir diğer faktör ise ortam sıcaklığıdır. Ortam sıcaklığının tarama doğruluğuna etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, modeller 24°C de kontrol grubu olarak AİT ile tarandıktan sonra 15°C, 19°C ve 29°C ortamlarda tekrar taranıp ölçü doğruluğu değerlendirilmiştir. Gruplar arasında

en düşük doğruluk değerini 29°C grubu sergilerken, bunu 19°C grubu izlemiştir (57). Çalışmamızda tarama yapılan alanın sıcaklığı $22.9 \pm 0.5^\circ\text{C}$ olarak ölçülmüştür.

Çalışmalardan bazıları, operatörün AİT'le olan tecrübesini tarama doğruluğunu etkileyebilecek bir faktör olarak tanımlamışlardır. Operatör deneyimi ne kadar fazlaysa, AİT ile yapılan taramanın doğruluğunun da o kadar yüksek olacağı bulunmuştur; ancak bu ilişkinin eski AİT'ler ile daha belirgin şekilde meydana geldiği bildirilmiştir. Ayrıca operatör deneyiminin tarama süresini kısaltarak dijital prosedürün verimliliğini arttırabileceği de bildirilmiştir (62, 101, 102). Üreticiler öğrenme eğrisine ulaşmak için 15-16 kez deneme taraması yapılmasını önermektedir (41). Çalışmamızda taramalar tek operatör tarafından yapılmıştır. Operatör, çalışmada kullanılan modellerle tarama tecrübesini arttırma amacıyla deneysel taramaları yapmadan önce 20 kere tarama alıştırmaları yapmıştır. Bu şekilde, tecrübe eksikliğinden kaynaklanabilecek hataların engellenmesi hedeflenmiştir. Cihaz her 10 taramada bir yeniden kalibre edilmiştir.

Çalışmamızda değerlendirilen parametrelerden biri de İTG'lere yapılan modifikasyonlardır. M0 grubu modifikasyon yapılmayan grubu temsil eder, M+ grubu eklemeli modifikasyonu, M- grubu eksiltmeli modifikasyonu temsil etmektedir. Taramaları tekrarlamak, verileri kesme gereksinimi duymak zaman kaybı oluşturmaktadır, bu durum da AİT kullanan klinisyenlerin ana şikayetlerinden biri olmakta, aynı zamanda hatalı ölçü alma ihtimalini de arttırmaktadır (34, 51, 103, 104). Dişsiz vakalarda benzer anatomik yüzeyleri taramak tarama verimliliğini düşürmekte aynı zamanda görüntülerin eşlenmesi sırasında hata oluşturabilmektedir. Özellikle alt çenede yumuşak dokuların sürekli hareketli olmasından kaynaklı olarak görüntü eşleme ve birleştirme problemleri meydana gelmektedir. Daha önce yetersiz ortak veri yakalandığı için AİT yazılımı yeni elde edilen verileri, görüntü tanıma kullanarak eşleştiremediğinde birleştirme zorlukları ortaya çıkmaktadır (34, 48, 105). Uyumsuz 3B görüntü yanlış referansların eşleştirilmesi sonucu oluşabilmektedir. Bu hatalar genellikle, benzer veya aynı geometriye sahip aynı arka yer alan birden fazla İTG'nin AİT'lerle taranması sırasında ortaya çıkmaktadır. Meydana gelen hatalar taramanın yeniden yapılmasına ve zaman kaybına neden olmaktadır (5, 106, 107). Önceki

çalışmalarda, AİT'lerin birden fazla implantı tararken İTG'leri ayırt etmede ve arktaki konumlarını tanımlamada zorluk yaşadıkları bildirilmiştir (97, 108). Özellikle tam dişsiz arklara yerleştirilen implantların dijital ölçüsünü alma sırasında AİT, İTG'lerin konumlarını saptamakta zorluk yaşayabilmektedir ve görüntü eşlemesi hatalı olabilmektedir. Bu durumun önüne geçebilmek amacıyla çalışmamızda İTG'lerin mesial, distal ve bukkal bölgelerindeki geometrik kısımlarına birer adet 3mm çapında boncuklar yapıştırılmıştır. Bu boncuklar İTG'leri birbirinden geometrik olarak farklılaştırıp tarama devamlılığını kolaylaştırma amacıyla yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda İTG'lere yapılan bir diğer modifikasyon ise eksiltmeli modifikasyondur. Bu modifikasyonun amacı klinik pratikte klinisyenin yaşadığı problemlerden biri olan, özellikle açılı yerleştirilmiş implantlara ait İTG'lerin tam olarak taranamaması sorununu in vitro ortamda taklit etmektir. Park ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada amaçları, İTG'nin tam olarak taranamadığı durumda meydana gelen sapmaları incelemektir. Çalışmanın sonucunda İTG'lerde meydana gelen doğrusal ve açısal sapmanın %15'lik bir İTG görüntüsü eksikliğinde, %5 ve %10'luk eksiklikten daha büyük tutarsızlık oluşturduğu gözlenmektedir. Bir İTG'nin dijital ölçüsünde eksik alan büyüdükçe tarama dosyasında meydana gelen sapmalar artmaktadır bu durum da hatalı protezlerin üretilmesine sebep olabilmektedir (52). Tarama gövdesinin tüm anatomisinin tamamen taranmasının zorluğu, tarama yazılımının tarayamadığı delikleri doldurmak için algoritmalar kullanmasına neden olur. Oluşturulan görüntüde kusurlar veya artefaktlar bulunabilir ve bu durum da tarama prosedürünü olumsuz yönde etkileyebilmektedir (109). Çalışmamızda taranamayan İTG alanları AİT'in renk filtresi özelliği yardımı ile 3mm daire olacak şekilde standardize edilmiştir. Lawand ve ark. yaptıkları bir çalışmada çalışmamıza benzer şekilde eklemeli ve çıkartmalı modifiye edilmiş İTG'ler kullanmışlardır (7). M0, M+, M- gruplar referans tarama ile karşılaştırılıp çizgisel ve açısal sapmalar hesaplanmıştır. Çalışmanın sonucunda, M- grubu en düşük ortalama doğrusal ve açısal sapmayı verirken, M+ grubu en yüksek çizgisel ve açısal sapmayı göstermiştir. M+ İTG'li gruptaki modifikasyonun, İTG yüzeyinde açılma ve üst üste çakışma yaratmış olabileceği ve bu durumun da verilerde son işlemeyle ilgili çoğu algoritma tarafından kontrol edilemeyen

gürültüye yol açmış olabileceği öne sürülmüştür (7). Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçları ile örtüşmemektedir. Çalışmamızda en yüksek çizgisel ve açısal sapmayı M- grup gösterirken en az sapmayı M0 grubu göstermiştir. Bu sonuç ile “İTG’lere yapılan eklemeli ve çıkartmalı modifikasyonlar tarama doğruluğunu etkilemez” hipotezi reddedilmiştir. Lawand ve ark. eksiltme grubunu İTG’nin yüzeyini frezeleyerek oluşturmuşlardır ancak AİT ile taramalarda taranamayan alanlar delik olarak dışarı aktarılmaktadır. Çalışmamızda klinik pratikte karşılaşılan eksik taranmış alanların taklidini yapabilmek için renk filtresi açılarak istenmeyen bölgelerin AİT tarafından algılanması engellenmiştir bu sayede o alanlar delik olarak dışarı aktarılmıştır. Lawand ve ark. çalışmasında İTG üzerinde eksik bir alan oluşmadığı için çalışmalar arasında fark oluşmuş olabileceği düşünülmektedir.

Dijital iş akışında laboratuvar teknisyeni klinisyenden gelen tarama görüntülerindeki üçgen ağları CAD yazılımına yükler ve bu yazılımda İTG ile İTG’nin dijital kütüphane eşleniğini çakıştırır. Bu aşama oldukça önem taşımaktadır; çünkü bu aşamadaki bir hata tüm iş akışını tehlikeye atabilmektedir. Bu aşamada hata yapılması durumunda dayanak konumlandırma ve protetik restorasyon, yanlış implant konumundan başlayarak modellenecektir (107). Bu nedenle bu aşamanın araştırılması ve özellikle İTG’nin tarama görüntüsü ile karşılık gelen kütüphane dosyası arasındaki uyumun araştırılması önemlidir. Bu parçalar arasında yeterli boyutsal uyum varlığında CAD yazılımındaki “en iyi uyum algoritması”, İTG tarama dosyasını kütüphane dosyası ile üst üste bindirebilmektedir. Tersine, parçalar arasında uyumsuzluk veya boyutsal sapmalar olması durumunda konum hataları ortaya çıkabilmektedir (107). Boyutsal farklılıkların olduğu durumda algoritma, İTG’nin düz yüzünü ana referans olarak belirleyip ilerlemektedir. Birden fazla düz alan varsa, genellikle daha geniş olan düz yüzey referans olarak kullanılmaktadır. Düz yüzey CAD yazılımı içindeki “en iyi uyum algoritması” için geçerli bir referansı temsil eder ancak aynı zamanda tehlikeli unsur da oluşturabilmektedir. Tarama dosyaları arasında boyutsal farklılıklar olması durumunda, bu yüz, dosyalar arasındaki üst üste bindirmeyi ‘yönlendirir’. Bu yönlendirme sebebiyle nesnelerin ağırlık merkezlerinin göreceli kaymasıyla birlikte konumsal bir sapmayla sonuçlanabilmektedir(36). Sapmalar, protetik restorasyonların modellendiği kütüphane bileşenlerinin konumsal hatasına

yol açabilmektedir. Bu durum protetik yapının uyumsuzluğuna sebep olabilmektedir (107).

Çalışmamızda incelenen bir diğer parametre farklı yazılımların İTG eşleme özelliklerinin tarama doğruluğuna etkisidir. Literatürde tarama eşlemesi ile ilgili çalışma çok az sayıdadır. Çalışmamızda İTG ile İTG'nin dijital kütüphane eşlenişinin karşılaştırılabilmesi için Medit Link ve Exocad yazılımları kullanılmıştır. Medit Link yazılımında İTG'nin bukkal kısmındaki geometrik alandan üç nokta referans alınarak tarama eşlemesi yapılmıştır. Exocad yazılımı tek nokta referansı ile İTG eşlemesi yapmaktadır, İTG'nin bukkal geometrik alanının orta noktası referans alınarak tarama eşlemesi yapılmıştır. Deneysel tarama görüntüsü ile İTG'nin dijital kütüphane eşlenişinin doğru bir şekilde eşleştirilmesi, yazılım programına gerçek implant konumunun doğru bir şekilde kopyalanabilmesi için önem taşımaktadır. İTG görüntüsü eşleştirmeyi etkileyen faktörler henüz tam olarak açıklığa kavuşturulmamıştır (106, 110). Choi ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmanın temeli, taramanın İTG tasarımıyla doğru bir şekilde eşleştirilmesinin, gerçek implant pozisyonunu yazılım programında doğru bir şekilde yeniden oluşturabilmek için esas olduğuna dayanmaktadır. Çalışmanın sınırlandırmalarından biri tek bir yazılım programı kullanılması olarak belirtilmiştir. Görüntü eşleme süreci, yazılım programının en iyi uyum algoritması tarafından etkilendiğinden, farklı üreticilerin farklı yazılımları ile daha fazla çalışma yapılması önerilmektedir (54). Çalışmamızda literatürdeki bu eksik alana destek olma amacıyla İTG eşlemesi iki farklı yazılım ile yapılmıştır. İki farklı yazılımla İTG eşlemesi yapıp açısal ve çizgisel sapma inceleyen bir çalışma literatürde bulunamamıştır. Çalışmamızın amaçlarından biri de literatürdeki bu eksikliğe destek olmaktır. Çalışmamızdaki grupların yarısında İTG eşlemesi sadece Exocad yazılımı ile yapılırken diğer yarısında ise önce Medit Link yazılımı ile sonrasında da Exocad yazılımı ile İTG eşlemesi yapılmıştır. Medit Link+ Exocad ve Exocad grupları karşılaştırıldığında, Medit Link ve Exocad'le eşlenen İTG'lerin olduğu taramaların sadece Exocad ile İTG eşlemesi yapılan gruplara oranla daha az açısal sapma gösterdiği görülmüştür. "İTG taraması eşlemesinin farklı yazılımlarla yapılması tarama doğruluğunu etkilemez" hipotezi kısmen reddedilmiştir. Taramanın yapıldığı yazılım ile İTG eşlemesinin ilk yapıldığı yazılımın aynı olması

sonucu, sapma miktarının daha az olduğu ve bu sebeple Medit Link ve Exocad ile eşlenen İTG'li taramaların daha az açısal sapmaya uğradığı düşünülmektedir. Tarama yapılan yazılım ve İTG eşlemesi yapılan yazılımın aynı olması tarama dosyasında oluşabilecek bir hatayı dışa aktarmadan düzeltebildiği için sapma miktarının daha az olmuş olabileceği değerlendirilebilir. Ayrıca Medit Link ve Exocad'in "en iyi uyum eşleme" algoritmalarının birbirinden farklı olabileceği ve bu durumun da sapma miktarında farklılık yaratmış olabileceği düşünülmektedir. Petchmedyai ve ark.'nın CAD yazılımındaki İTG görüntüsü yakalama eksikliği ve İTG çakıştırma yöntemlerinin, özellikle farklı implant derinliklerinde sanal implant konumlarının doğruluğu üzerindeki etkisini araştırmayı amaçladıkları çalışmanın sonucunda; taranan tüm verilerde tarama gövdesinin düz yüzeyinin tam bir görüntüsünün oluşturulmasına rağmen, bir noktalı çakıştırma yönteminin, üç noktalı çakıştırma yöntemine göre hataya daha fazla duyarlılık sergilediği gözlemlenmiştir (111). Çalışmamızda Medit Link yazılımında üç adet referans nokta ile eşleme yapılırken Exocad yazılımında bir adet referans nokta ile eşleme yapılmıştır. İki yazılım arasındaki bu farklılığın da tarama doğruluğu açısından etkili olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda değerlendirilmesi gereken bir diğer konu da deneysel taramaların referans tarama dosyası ile karşılaştırılması için kullanılan yazılımdır. Çalışmada elde edilen deneysel taramalar Medit i600 cihazı ile, referans taramalar ise Smartoptics Vinly UXD laboratuvar tarayıcısı ile elde edilmiştir. Optik tarayıcılar ile elde edilen tarama dosyalarında bazen küçük boyutsal farklılıklar oluşabilmektedir, ancak bu farklılıklar klinik açıdan genellikle önemsiz olan 6 ila 10 μm arasında ölçülmektedir. Bu nedenle optik tarayıcılar ölçü dosyaları karşılaştırmaları için altın standart olarak kabul edilmektedir(80, 81). Çalışmada kullanılan laboratuvar tarayıcısının hassasiyetidir 4 μm 'dir. Çalışmamızda deneysel taramalar ve referans taramalar "referans en iyi uyum algoritması" ile karşılaştırılmıştır. Bu tür bir algoritma, veri kümesini, değişikliğe uğrama olasılığı en düşük olan veri kümesinin operatör tarafından belirlenen bölümlerine sınırlayarak hizalamaktadır (7). O'Toole ve ark., "referans en iyi uyum" ve "referans noktasına dayalı hizalama" algoritmalarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak "referans en iyi

uyum” algoritmasının önemli ölçüde daha düşük hizalama hataları ve daha doğru ölçümler ürettiğini göstermişlerdir (112).

Ölçü kesinliği(accuracy) tartışılırken “kesinlik”, “doğruluk(trueness)” ve “hassasiyet(precision)” terimleri birbirinden ayrılmalıdır. Uluslararası Standartlar Organizasyonu'nun (ISO) 1994 yılında yaptığı tanıma göre “kesinlik”; “doğruluk” ve “hassasiyet” terimlerinin birleşimini ifade etmektedir. “Doğruluk”, “çok sayıda test sonucunun aritmetik ortalaması ile gerçek veya kabul edilen referans değeri arasındaki uyumun yakınlığı” olarak tanımlanırken, “hassasiyet” terimi “farklı test sonuçları arasındaki uyumun yakınlığı” olarak tanımlanmaktadır (113). Çalışmamızda kabul edilen referans tarama ile deneysel taramaların arasındaki sapma miktarları doğruluk açısından değerlendirilmiştir.

Çalışmada klinik durumun taklit edilememesi bazı sınırlandırmaları beraberinde getirmiştir. Çalışmanın in vitro ortamda yapılmasından dolayı tükürük, kan, ağız içi nem ve sıcaklık, hasta hareketi gibi hastaya bağlı faktörler ihmal edilmiştir. Çalışmanın diğer sınırlamalarından biri ise tek firmaya ait AİT kullanılmasıdır. Sonuçların farklı marka AİT’lerle değişebilme ihtimali mevcuttur. Çalışmada tek markaya ait İTG kullanılmıştır. Farklı implant markalarının farklı geometrik tasarımda ve farklı materyallerde İTG’leri mevcuttur, bu duruma bağlı olarak tarama doğruluğunun değişebilme ihtimali düşünülmelidir. Çalışmamızda deneysel tarama verileri kullanılarak protetik bir üretim yapılmamıştır, pasif uyum test edilmemiştir. Model olarak daha uzun dişsiz alanların olduğu vakalarda sonuçların farklılık gösterme ihtimali vardır, çalışmamızda belirlenen İTG’ler arası mesafenin uzun olmaması çalışmanın sınırlamalarından biridir. Konuyla ilgili in vivo çalışmalara ve protez üretimi düzeyinde doğru sonuçları sağlamak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

6.SONUÇLAR

Çalışmamızın ana etkiye sahip genel sonuçları aşağıdaki gibidir:

- 1) İTG'lere yapılan modifikasyonlar içinde en çok açısal ve çizgisel sapma yaratan grup M- grupken, en az sapma meydana getiren grup M0 grubudur.
- 2) İTG eşlemesi için kullanılan Medit Link ve Exocad grupları karşılaştırıldığında, Medit Link ve Exocad'le eşlenen İTG'lerin olduğu taramalar sadece Exocad ile eşlenen gruplara oranla daha az açısal sapma göstermişlerdir.
- 3) Modeldeki dijital analogların açılı veya düz olması açısal ve çizgisel sapmalar için anlamlı bir fark oluşturmamıştır.
- 4) İTG'lerin konumları ile yapılan karşılaştırmada 27 No'lu İTG'nin 25 No'lu İTG'ye göre çizgisel sapmaya daha çok uğradığı ancak açısal sapma dikkate alındığında 25 No'lu İTG' nin daha çok sapmaya uğradığı görülmektedir.
- 5) Çalışmada elde edilen sonuçların *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7.KAYNAKLAR

1. Brown C. CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective. The Journal of the Michigan Dental Association. 2012;94(4):42-5.
2. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. Dental Clinics of North America. 2007;51(3):629-42.
3. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider W. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. Journal of oral rehabilitation. 2000;27(7):629-38.
4. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. Journal of Prosthodontics. 2002;11(1):30-40.
5. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. BMC oral health. 2017;17(1):1-11.
6. Ciocca L, Meneghello R, Monaco C, Savio G, Scheda L, Gatto MR, et al. 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. 2018;13:1097-108.
7. Ghida Lawand B. 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. 2022.
8. Balaji S, Balaji PP. Textbook of Oral & Maxillofacial Surgery-E Book: Elsevier Health Sciences; 2018.
9. Berat N, Gülay G, Ertan A. Dental İmplant Materyalleri. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2009;3:338-45.
10. Driskell T. History of implants. CDA journal. 1987;15(10):16-25.
11. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. The Journal of prosthetic dentistry. 1988;60(1):75-84.
12. Misch CE. Dental implant prosthetics. St. Louis. Mosby Inc. 2005;211:223.
13. Prosthodontics Ao. The glossary of prosthodontic terms: Mosby; 1999.

14. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *Journal of Prosthodontics*. 2013;22(5):362-6.
15. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA; 1997.
16. McCabe J, Walls A. *Applied dental materials ninth edition*. UK: Blackwell Munksgaard. 2008:245-58.
17. Giordano 2nd R. Impression materials: basic properties. *General dentistry*. 2000;48(5):510-2, 4, 6.
18. Marcinak C, Young F, Draughn R, Flemming W. Linear dimensional changes in elastic impression materials. *Journal of Dental Research*. 1980;59(7):1152-5.
19. Liou AD, Nicholls JJ, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(4).
20. Aktöre H, KURTULMUŞ-YILMAZ S. İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2015;18(2):214-27.
21. Lee H, So JS, Hochstedler J, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(4):285-91.
22. Carr AB. A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(4).
23. Lutz F, Krejci I, Mörmann W. Tooth-colored posterior restoration. *Phillip Journal fur restaurative Zahnmedizin*. 1987;4(3):127-37.
24. Patzelt SBM, Spies BC, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2015;26:77-85.
25. Mormann W. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*. 1989;20:329-39.
26. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clinical oral investigations*. 2016;20:1495-504.

27. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. 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*. 2014;29(6).
28. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical oral implants research*. 2015;26(12):1430-5.
29. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental impression materials and techniques. *Dental Clinics*. 2017;61(4):779-96.
30. Seyfioğlu Polat Z, Mutluay Ünal S, Nigiz R. CAD/CAM Uygulamaları. *Türkiye Klin*. 2018:33-9.
31. Turkyilmaz I, Wilkins GN, Benli M. Relationship between the data quality of digital scans from intraoral scanners and surface topography of prepared teeth. *Journal of Dental Sciences*. 2022;17(1):592.
32. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical study of the influence of ambient light scanning conditions on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(2):107-13.
33. Gallucci GO, Evans C, Tahmaseb A. *Digital Workflows in Implant Dentistry*: Quintessenz Verlag; 2019.
34. Gómez-Polo M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadia M, Revilla-León M. Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2021;110:103690.
35. Marques S, Ribeiro P, Falcão C, Lemos BF, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos JV, et al. Digital impressions in implant dentistry: A literature review. *International journal of environmental research and public health*. 2021;18(3):1020.
36. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. 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*. 2020;64(2):128-36.
37. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014;54:203-21.

38. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *Journal of healthcare engineering*. 2017;2017.
39. El-Hakim SF, Beraldin JA, Blais F, editors. Comparative evaluation of the performance of passive and active 3D vision systems. *Digital Photogrammetry and Remote Sensing'95*; 1995: SPIE.
40. Taneva E, Kusnoto B, Evans CA. 3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. *Issues in contemporary orthodontics*. 2015;148(5):862-7.
41. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. 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*. 2015;17:e54-e64.
42. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *BioMed Research International*. 2021;2021.
43. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(1):36-42.
44. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *European journal of orthodontics*. 2016;38(4):422-8.
45. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24:735-45.
46. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(3):186-94.
47. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):555-60.
48. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(3):343-52.
49. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17:e751-e64.

50. Kato T, Yasunami N, Furuhashi A, Sanda K, Ayukawa Y. Effects of Autoclave Sterilization and Multiple Use on Implant Scanbody Deformation In Vitro. *Materials*. 2022;15(21):7717.
51. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradíes G. 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*. 2017;26(8):650-5.
52. Park S-W, Choi Y-D, Lee D-H. The effect of the improperly scanned scan body images on the accuracy of virtual implant positioning in computer-aided design software. *The journal of advanced prosthodontics*. 2020;12(3):107.
53. Kim J, Son K, Lee K-B. Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2020;12(5):307.
54. Choi Y-D, Lee KE, Mai H-N, Lee D-H. Effects of scan body exposure and operator on the accuracy of image matching of implant impressions with scan bodies. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(3):379. e1-. e6.
55. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(3):324-9.
56. Ochoa-López G, Cascos R, Antonaya-Martín JL, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans. *Journal of Dentistry*. 2022;121:104138.
57. Revilla-León M, Gohil A, Barmak AB, Gómez-Polo M, Pérez-Barquero JA, Att W, et al. Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022.
58. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant dentistry*. 2015;24(5):498-504.
59. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(6):460-7.
60. Rotar RN, Faur AB, Pop D, Jivanescu A. Scanning Distance Influence on the Intraoral Scanning Accuracy—An In Vitro Study. *Materials*. 2022;15(9):3061.

61. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international*. 2016;47(4).
62. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, do Nascimento Tavares L, Rizzante FAP, George FM, et al. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(2):294-9.
63. Thomas AA, Jain RK. Influence of Operator Experience on Scanning Time and Accuracy with Two Different Intraoral Scanners-A Prospective Clinical Trial. *Turk J Orthod*. 2023;36(1):10-4.
64. Chan D, Chung A-H, Haines J, Yau E-T, Kuo C. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Operative dentistry*. 2011;36(5):486-91.
65. Ye X, Liu H, Chen L, Chen Z, Pan X, Zhang S. Reverse innovative design—an integrated product design methodology. *Computer-aided design*. 2008;40(7):812-27.
66. Pinto JM, Arrieta C, Andia ME, Uribe S, Ramos-Grez J, Vargas A, et al. Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Medical engineering & physics*. 2015;37(3):328-34.
67. Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. 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*. 2015;30(1).
68. Kim J-E, Amelya A, Shin Y, Shim J-S. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(6):755-61.
69. Lee J-H. Improved digital impressions of edentulous areas. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(3):448-9.
70. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2013;144(3):471-8.
71. Mao Z, Park K, Lee K, Li X. Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2014;30(3):382-96.

72. Yuan T, Liao W, Dai N, Cheng X, Yu Q. Single-tooth modeling for 3D dental model. *International journal of biomedical imaging*. 2010;2010.
73. Hayama H, Fueki K, Wadachi J, Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(3):347-52.
74. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. Powder and powder-free intra-oral scanners: Digital impression accuracy. *Primary dental journal*. 2018;7(2):40-3.
75. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of prosthodontic research*. 2020;64(2):109-13.
76. Correia GDC, Habib FAL, Vogel CJ. Tooth-size discrepancy: a comparison between manual and digital methods. *Dental press journal of orthodontics*. 2014;19:107-13.
77. Budak I, Vukelić D, Bračun D, Hodolič J, Soković M. Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors. *Sensors*. 2012;12(1):1100-26.
78. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of dentistry*. 2007;35(12):903-8.
79. Del Corso M, Abà G, Vazquez L, Dargaud J, Ehrenfest DMD. Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(3):214-21.
80. Papaspyridakos P, Rajput N, Kudara Y, Weber HP. Digital workflow for fixed implant rehabilitation of an extremely atrophic edentulous mandible in three appointments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2017;29(3):178-88.
81. Marghalani A, Weber H-P, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *the Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):574-9.
82. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*. 2014(86):e51374.

83. Rutkunas V, Larsson C, Vult von Steyern P, Mangano F, Gedrimiene A. Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(2):237-45.
84. Cagidiaco EF, Grandini S, Goracci C, Joda T. A pilot trial on lithium disilicate partial crowns using a novel prosthodontic functional index for teeth (FIT). *BMC Oral Health.* 2019;19:1-8.
85. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1996;11(5).
86. Al-Turki LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *International Journal of Prosthodontics.* 2002;15(1).
87. Branemark P-I. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 1985:11-344.
88. Gintaute A, Papatriantafyllou N, Aljehani M, Att W. Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures for multiple straight and tilted dental implants. *International Journal of Esthetic Dentistry.* 2018;13(4).
89. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clinical oral implants research.* 1995;6(3):172-80.
90. Rutkūnas V, Gečiauskaitė A, Jegelevičius D, Vaitiekūnas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(Suppl 1):101-20.
91. Brandt J, Lauer H-C, Peter T, Brandt S. Digital process for an implant-supported fixed dental prosthesis: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015;114(4):469-73.
92. Ramsey CD, Ritter RG. Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2012;24(5):299-308.
93. Czajkowska M, Walejewska E, Zadrożny Ł, Wiczorek M, Świążkowski W, Wagner L, et al. Comparison of dental stone models and their 3D printed acrylic replicas for the accuracy and mechanical properties. *Materials.* 2020;13(18):4066.

94. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clinical oral implants research*. 2016;27(4):465-72.
95. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection type. *International journal of dentistry*. 2018;2018.
96. Thanasrisuebwong P, Kulchotirat T, Anunmana C. Effects of inter-implant distance on the accuracy of intraoral scanner: An in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021;13(2):107.
97. Çakmak G, Yilmaz H, Treviño Santos A, Kökat AM, Yilmaz B. 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*. 2022;31(5):419-26.
98. Mizumoto RM, Alp G, Özcan M, Yilmaz B. The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21(5):987-94.
99. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023;35(1):230-40.
100. Kim MK, Kim JM, Lee YM, Lim YJ, Lee SP. The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clinical Anatomy*. 2019;32(3):430-8.
101. Kim J, Park J-M, Kim M, Heo S-J, Kim M. Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(2):221-30.
102. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, et al. Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(4):632-8.
103. Reich S, Yatmaz B, Raith S. Do “cut out-rescan” procedures have an impact on the accuracy of intraoral digital scans? *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(1):89-94.
104. Iturrate M, Eguiraun H, Solaberrieta E. Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis, using an auxiliary geometry part— An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(12):1250-8.

105. Revilla-León M, Smith Z, Methani MM, Zandinejad A, Özcan M. Influence of scan body design on accuracy of the implant position as transferred to a virtual definitive implant cast. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(6):918-23.
106. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of different scan bodies and scan strategies on the accuracy of digital implant impressions assessed with an intraoral scanner: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(4):309-14.
107. Mangano F, Lerner H, Margiani B, Solop I, Latuta N, Admakin O. Congruence between meshes and library files of implant scanbodies: an in vitro study comparing five intraoral scanners. *Journal of clinical medicine*. 2020;9(7):2174.
108. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans: Part 2—influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(5):575-80.
109. Alvarez C, Domínguez P, Jiménez-Castellanos E, Arroyo G, Orozco A. 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*. 2022;14(12):e1008.
110. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy Jr EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;123(1):96-104.
111. Petchmedyai P, Thanasrisuebwong P. Optimizing digital implant impressions: Evaluating the significance of scan body image deficiency and alignment under varied scan body exposures. *Plos one*. 2023;18(9):e0291831.
112. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dental Materials*. 2019;35(3):495-500.
113. ISO I. 5725-1: 1994, Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results-Part 1: General principles and definitions. International Organization for Standardization, Geneva. 1994:2.

8.EKLER

Orijinallik Raporu Dijital Makbuzu

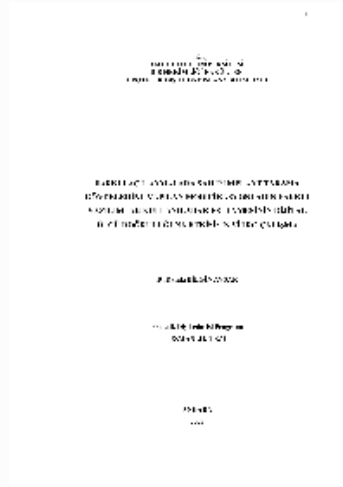


Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Damla Bilgin Aşar
Ödev başlığı: FARKLI AÇILANMALARA SAHİP İMPLANT TARAMA GÖVDELERİ...
Gönderi Başlığı: FARKLI AÇILANMALARA SAHİP İMPLANT TARAMA GÖVDELERİ...
Dosya adı: turnitin.docx
Dosya boyutu: 120.87K
Sayfa sayısı: 45
Kelime sayısı: 11,047
Karakter sayısı: 78,999
Gönderim Tarihi: 18-Eki-2023 01:11ÖÖ (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 2199021961



FARKLI AÇILANMALAR SAHİP İMPLANT TARAMA GÖVDELERİNE YAPILAN MODİFİKASYONLARIN FARKLI YAZILIMLAR KULLANILARAK EŞLENMESİNİN DİJİTAL ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİ : İN VİTRO ÇALIŞMA

Dt.Damla BİLGİN AVŞAR

45 Sayfa

FARKLI AÇILANMALAR SAHİP İMPLANT TARAMA GÖVDELERİNE YAPILAN MODİFİKASYONLARIN FARKLI YAZILIMLAR KULLANILARAK EŞLENMESİNİN DİJİTAL ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA

ORJİNALLİK RAPORU

% 4	% 4	% 0	% 1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<% 1
4	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
5	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	www.nature.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Karadeniz Teknik University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBİTAK) Öğrenci Ödevi	<% 1
9	patents.google.com İnternet Kaynağı	<% 1
10	www.turkishacoustic.com İnternet Kaynağı	<% 1