

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TAM ARK İMPLANT ÖLÇÜLERİNDE FARKLI
DİJİTAL AĞIZ İÇİ TARAYICILARIN 3 BOYUTLU
NETLİK KARŞILAŞTIRMASI**

Dt. Özcan AKKAL

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2022**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	IX
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XII
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	5
2.2. Diş Kaybı ve İmplant Tedavileri	6
2.2.1 Diş Kaybının Anatomik Sonuçları.....	6
2.2.1.1. Tam Dişsizliğin Sert ve Yumuşak Doku Üzerine Etkileri.....	7
2.2.2. Diş Kaybı ve İmplant Tedavi Gereksinimleri.....	8
2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	9
2.3.1. Transosteal (transmandibular) İmplantlar.....	9
2.3.2. Subperiostal implantlar	9
2.3.3. Endosteal (kemik içi) İmplantlar	9
2.4. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları	10
2.4.1. Endikasyonları	10
2.4.2. Kontrendikasyonları.....	10
2.5. Osseointegrasyon	11
2.6. İmplant Tedavisinde Başarı	12
2.6.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Protokol.....	13

2.6.2. İmplant Tedavisinde Protetik Protokol	14
2.6.3. İmplant Tedavisinde Biyomekanik Prensipler.....	14
2.7. İmplant Üstü Protez Tipleri	16
2.7.1. Vida Tutuculu İmplant Üstü Sabit Protezler.....	17
2.7.2. Siman Tutuculu İmplant Üstü Sabit Protezler	18
2.8. Dental İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar	19
2.8.1. İmplant Gövdesi ve İmplant Kapağı	19
2.8.2. İyileşme Başlığı	20
2.8.3. Dayanak ve Dayanak Vidası.....	20
2.8.4. Anahtar ve Raşet.....	21
2.8.5. Ölçü Parçaları (Postları)	21
2.8.5.1. Direkt Transfer Parçası (Direkt Ölçü Postu).....	22
2.8.5.2. İndirekt Transfer Parçası (İndirekt Ölçü Postu).....	22
2.8.5.3. Tarama Parçası (Scan Body).....	22
2.8.5.4. Snap Coping.....	23
2.8.6. Ti-Base Seti.....	23
2.8.7. Analog.....	23
2.9. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü	23
2.9.1. Geleneksel (Analog, Konvasyonel) Ölçü	24
2.9.1.1. Geleneksel (Analog, Konvasyonel) İmplant Ölçü Teknikleri	25
2.9.1.1.1. Açık Kaşık Ölçü Tekniği	25
2.9.1.1.1.1. Splintli Açık Kaşık Ölçü Tekniği	26
2.9.1.1.1.2. Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği	27
2.9.1.1.2. Kapalı Kaşık (İndirekt Transfer) Ölçü Tekniği	28
2.9.1.1.3. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniği	28

2.9.1.2. Geleneksel (Analog, Konvasyonel) İmplant Ölçülerinde Kullanılan Materyaller	29
2.9.2. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçüler.....	31
2.9.2.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler	34
2.9.2.1.1. Tarama Parçası (Scan Body)	35
2.9.2.1.2. Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılımı	38
2.9.2.1.3. Opak Ajan Kullanılması	40
2.9.2.1.4. Tarama Yapılan Arkın Uzunluğu	40
2.9.2.1.5. Tarama Yapılan Bölge	41
2.9.2.1.6. Optik Gürültü (Optic Noise).....	42
2.9.2.1.7. Tarama Protokolü	43
2.9.2.1.8. Klinisyenin (Operatör) Tecrübesi	43
2.9.2.1.9. Tarama Esnasında Kullanılan Görüntü Çözünürlüğü.....	44
2.9.2.1.10 Artefaktlar.....	44
2.9.2.1.11. İmplant Açısı.....	45
2.9.2.1.12. Diğer Faktörler.....	45
2.10. Dijital Ağız İçi Tarayıcılar.....	46
2.10.1. Dijital Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri	48
2.10.1.1. Aktif Triangulasyon.....	48
2.10.1.2. Konfokal Mikroskopi.....	48
2.10.1.3. Aktif Wavefront Örnekleme	48
2.11. Çalışmada Kullanılan Ağız İçi Tarayıcılar	49
2.11.1. Carestream 3600 (Carestream, Rochester, NY, ABD)	49
2.11.2. Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka)	51
2.11.3. Primescan (Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany).....	53

2.12. İmplant Ölçü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri.....	54
2.12.1. Ölçü Netliği.....	54
2.12.2. Referans Tarayıcılar.....	55
2.12.2.1. Atos Capsule (GOM, Braunschweig, Germany)	55
2.13. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk	57
3. MATERYAL VE METOT.....	60
3.1. İmplantların Dişsiz Alt Çeneye Yerleştirilmesi.....	60
3.2. 3D Referans Modelin Elde Edilmesi	63
3.3. Dijital Ağız İçi Tarayıcılarla İmplant Ölçülerinin Alınması	66
3.4. İmplantlar Arası Karşılaştırmalı Mesafe ve Açık Ölçümlerinin Yapılması	71
3.5. İstatistiksel Olarak Bulguların Değerlendirilmesi	79
4. BULGULAR.....	81
4.1. Dijital Ölçü Grupları Arasında Mesafe ve Açık Parametrelerde Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar.....	81
4.2. Dijital Ağız İçi Tarayıcıların Tekrarlanabilirliği.....	85
5. TARTIŞMA.....	87
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	101
KAYNAKLAR	103
EKLER	131
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	131
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	132

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim kıymetli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a,

Klinik ve akademik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan Sağsöz POLAT, Dr. Öğr. Üyesi Ersoy SAKARYA'ya,

Asistanlık süresi boyunca çekinmeden kapısını çalabildiğim ve bildiklerini paylaşma konusunda desteğini benden esirgemeyen yanımda var olan Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN'a,

Tezimin başından sonuna kadar ne zaman sıkıştıysam yardımlarını benden esirgemeyen bana her konuda destek olan Bahçeşehir Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü Dr. Öğr. Üyesi Berkman ALBAYRAK'a,

Tez çalışma odasında kendisiyle beraber ders çalıştığımız, tez yazdığımız eğlenceli ve güzel vakitler geçirdiğimiz çalışma arkadaşım ve dostum Dt. Yakup Kaptı'ya,

Benim için özel yerleri olan 3 yıl boyunca birlikte zaman geçirip, eğlendiğimiz, güldüğümüz Dt. Derya ASLAN, Dt. Oğuzhan SARI, Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ, Dt. Baran TURSUN, Dt. Beyza Betül ŞENCAN'a ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmamda kullandığım tüm implant ve protetik parçaların tedarikini sağlayan Kadir Bey ve Medentika (Medentika GmbH, Germany) implant firmasına, çene modelinin tedarikini sağlayan Alparslan KALİ'ye,

İmplant implant firması ve tüm ekibine, ayrıca bölümümüzün tüm teknisyen, hemşire ve diğer personellerimize,

Taramalarda değerli vakitlerini bana ayıran CADEM firmasından Ahmet Bey ve Damla Hanım'ın ekibine, Dentsplay Sirona'ya, Güney Diş Deposuna, Straumann Batı Dental Group'a,

Tez örneklerimin ölçüm ve karşılaştırmalarının gerçekleştirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ'a,

Tanıştığım günden beri hayatıma anlam katan, en büyük destekçim, iyi günde kötü günde her zaman yanımda olan biricik eşim Nejla Merve AKKAL ve canım oğlum Çınar Aras AKKAL'a sonsuz teşekkür ediyorum.

Dt. Özcan AKKAL

ÖZET

Tam Ark İmplant Ölçülerinde Farklı Dijital Ağız İçi Tarayıcıların 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırması

Amaç: İdeal klinik tabloyu yansıtmayan açılı ve paralel implant yerleştirilen tam dişsiz bir vakada dijital ağız içi tarayıcıların performanslarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Materyal ve Metot: Tam dişsiz bir alt çene modeline 36, 34, 32, 42, 44 ve 46 no'lu bölgelere sırasıyla; 0°, 5°, 0°, 0°, 15° ve 0° açılanmalar ile toplamda 6 adet implant yerleştirilmiştir. Daha sonra implantlara tarama postu yerleştirilerek oluşturulan çalışma modeli Atos Capsule ile taratılıp 3 boyutlu referans model elde edilmiştir. Dijital ölçüler Primescan (PS), Trios 4 (TR) ve Carestream 3600 (CS) olmak üzere 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılmıştır (3 ölçü grubu ve n:10). Bu ölçü gruplarındaki tarama postları arası mesafe ve açılar ölçülerek, bir tersine mühendislik programı olan Rapidform'da referans model değerleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Tarayıcılara göre normal dağılan açı ve mesafe değerlerinin karşılaştırılmasında Tekrarlı Varyans analizi kullanılmıştır.

Bulgular: Elde edilen sonuçlara göre ağız içi tarayıcılar arasında ölçü netlikleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). PS ölçü grubu 38 µm ile ölçü netliği en yüksek ölçü grubunu oluştururken sırasıyla, TR ile 104 µm ve CS 3600 ile de 171 µm değer elde edilmiştir. CS tarayıcısı ölçü netliği açısından en fazla sapma görülen ölçü grubunu oluşturmuştur. Açı ölçümlerinde de PS ölçü grubu ile TR ve CS arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmiştir ($p<0,05$). En düşük açısal sapmayı 0.185° ile PS ölçü grubuyla elde edilirken, TR ile 0.499° ve CS ile de 1.250° değer elde edilmiştir.

Sonuç: Ölçü netlikleri karşılaştırıldığında 3 dijital ölçü gurubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. İmplant açılanması dijital ölçü gruplarının ölçü netliklerini etkilemiştir. Hem mesafe hem açı sapması açısından en net ölçüler PS ölçü grubu ile elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Açılı implant, dijital ağız içi tarayıcı, ölçü netliği, tam ark

ABSTRACT

Three-Dimensional Accuracy of Different Digital Intraoral Scanners Comparison in Full-Arch Implant Impressions

Purpose: It is aimed to evaluate the performance of digital intraoral scanners in an edentulous case with angled and parallel implants that do not reflect the ideal clinical scenario

Material & Method: The full-arch implant model to be used in this study; was obtained by placing 6 implants in an edentulous lower jaw to mimic a clinically unfavorable condition. These implants were placed in sites of 36, 34, 32, 42, 44 and 46 with 0°, 5°, 0°, 0°, 15° and 0° angulations, respectively. Then, subsequently scan-bodies were placed on implants and the model was scanned with Atos Capsule to obtain a 3D reference model. Three different intraoral scanners were used as digital impressions Primescan (PS), Trios 4 (TR) and Carestream 3600 (CS) (3 impression groups and n:10). The distance and angles between the scan bodies in these measurement groups were measured and compared with the reference model values in Rapidform, a reverse engineering program. Obtained data were analyzed with IBM SPSS V23. The conformity to the normal distribution was examined using the Shapiro-Wilk test. Iterative analysis of variance was used to compare the normally distributed angle and distance values according to the scanners.

Results: According to the results obtained, a statistically significant difference was found between intraoral scanners in terms of measurement accuracy ($p < 0.05$). While the PS measurement group constituted the measurement group with the highest measurement clarity with 38 μm , 104 μm values were obtained with TR and 171 μm with CS 3600, respectively. The CS scanner created the measurement group with the highest deviation in terms of measurement clarity. Statistically significant difference was found between PS measurement group and TR and CS in angle measurements ($p < 0.05$). While the lowest angular deviation was obtained with the PS measure group with 0.185°, the value was 0.499° with TR and 1.250° with CS.

Conclusion: A statistically significant difference was found between the 3 digital measurement groups when the measurement sharpness was compared. Implant angulation affected the size of the digital impression groups. The clearest measurements in terms of both distance and angle deviation were obtained with the PS measurement group.

Keywords: Accuracy, angulated implant, dijital intraoral scanner, full-arch

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	: Santigrat
µm	: Mikromere
%	: Yüzde
3D	: Üç Boyut
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CBCT	: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
CS	: Carestream 3600 (Carestream, Rochester, NY, ABD) dijital ölçü grubu
PS	: Primescan (Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany) dijital ölçü grubu
TR	: Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) dijital ölçü grubu
Ncm	: Newton santimetre
PEEK	: Polieter eter keton
PVS	: Polivinil siloksan
STL	: Standart Triangle Language
Ti	: Titanyum

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Dijital tarama parçası bölümleri	36
Şekil 2.2. Carestream 3600 ağız içi tarayıcı	50
Şekil 2.3. Trios 4 İntraoral tarama cihazı.	52
Şekil 2.4. Trios Pod	52
Şekil 2.5. Trios 4 Move+	52
Şekil 2.6. Primescan ağız içi tarayıcı	54
Şekil 2.7. Atos Capsule.....	57
Şekil 3.1. Promedius tam dişsiz alt çene modeli.....	61
Şekil 3.2. İmplantların ana modele yerleştirilmesi	62
Şekil 3.3. Tarama parçaları yerleştirildikten sonraki çalışma modeli	62
Şekil 3.4. Ana modeldeki tarama parçalarının açılanmaları.....	63
Şekil 3.5. Referans model taraması için Atos Capsule ile yapılan tarama.....	64
Şekil 3.6. Özel referans nokta işaretleyicisi	65
Şekil 3.7. Referans modelin tablaya yerleştirilmesi	65
Şekil 3.8. Atos Capsule ile elde edilen dijital 3D referans model	66
Şekil 3.9. Primescan ile elde edilen dijital tarama görüntüsü.....	68
Şekil 3.10. Carestream 3600 ile elde edilen dijital tarama görüntüsü	69
Şekil 3.11. Trios 4 ile elde edilen dijital tarama görüntüsü.....	70
Şekil 3.12. Referans düzlemin belirlenmesi	71
Şekil 3.13. Yapılan ölçümlerin işlem adımları	73
Şekil 3.14. Açık ölçümlerinde kullanılan eksen doğruları	73
Şekil 3.15. Tarama parçaları koordinatları ve elde edilen 12 adet referans (merkez) nokta	74

Şekil 3.16. Ölçümleri alınan tarama parçalarının sıralaması.....	77
Şekil 3.17. Farklı tarama cihazından elde edilen tarama görüntülerine ait örnekler	79
Şekil 4.1. Mesafe parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (μm).....	84
Şekil 4.2. Açı parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar ($^{\circ}$)...	85
Şekil 4.3. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri (μm).....	86



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. PS-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları.....	79
Tablo 4.2. CS-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları.....	80
Tablo 4.3. TR-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları.....	80
Tablo 4.4. Ölçü gruplarındaki 1. tarama parçası ile diğer tarama parçaları arasındaki mesafe değerlerinin, referans model değerleri ile karşılaştırılması.....	82
Tablo 4.5. Ölçü gruplarındaki 1. tarama parçası ile diğer tarama parçaları arasındaki açı değerlerinin, referans model değerleri ile farkları.....	82
Tablo 4.6. Tarayıcılara göre mesafe sapma değerlerinin karşılaştırılması.....	83
Tablo 4.7. Tarayıcılara göre açı sapma değerlerinin karşılaştırılması.....	84
Tablo 4.8. Dijital ölçü taramalarında ağız içi tarayıcıların kendi ortalama değerlerinden sapma miktarları (mm).....	85

1. GİRİŞ

Protetik diş tedavisi, kaybedilen dişlerin veya çevre dokuların yerine konmasını amaçlayan bir bilim dalıdır. Günümüzde beslenme alışkanlıkları, kötü ağız hijyeni, artmış erken çocukluk çağı çürükleri, dental travma, sosyoekonomik durum, genetik faktörler ve genel sağlık problemleri gibi çeşitli nedenlerle diş kayıpları gerçekleşmekte ve bunun sonucunda tek diş eksikliğinden tüm diş eksikliğine varan klinik tablolarla karşılaşmaktadır. Bu diş eksiklikleri; diş kaybı sayısı, çenelerin birbiriyle olan ilişkileri, oklüzyon durumu, yaşı, genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve sosyoekonomik durumları göz önünde alınarak birtakım protetik yöntemlerle tedaviler yapılmaktadır. Bu yöntemler genel olarak; diş üstü sabit protezler, hareketli bölümlü protezler, hareketli tam protezler, implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezler olarak gruplandırılabilir. Hastalardaki diş ve doku kaybı miktarı arttıkça, protetik tedaviler de daha karmaşık hale gelmektedir.¹

Kişilerin tüm dişlerini kaybetmesi ve buna bağlı olarak periodontal doku desteğinin kaybı stomatognatik sistemde büyük değişikliklere yol açar. Sadece hareketli bir tam protez yapılması bu desteğin geri kazandırılması mümkün olamamaktadır. Yapılacak geleneksel hareketli bir tam protez, estetik sorunları kolaylıkla çözebilirken, fonksiyon ve fonasyon gibi ihtiyaçları gidermesi biraz zaman alabilmektedir.² Sadece hareketli tam protezlerle, diş kayıpları sonrası ortaya çıkan kemik rezorpsiyonları, çiğneme kaslarındaki güç kaybı, proprioepsiyon kaybı ile protezin tutuculuk miktarı, protezde kullanılan akrilik veya porselen dişlerin yüzey özellikleri ve aşınma karakterlerine bağlı olarak çiğneme fonksiyonunun sadece çok az bir kısmı geri kazandırılabilir.²

İmplantların uzun dönemli başarılı sağkalım sonuçlarını ortaya koyan klinik araştırmalar sonrasında; günümüzde kısmi ve tam dişsizlik durumlarında implant üstü

protezler ile rehabilitasyon, en sık kullanılan tedavi seçeneği haline gelmiştir. Osseointegre implantların uzun dönemde % 90-99 oranında sağkalım göstermesi sayesinde implant üstü protezler, geleneksel protezlere iyi bir alternatif tedavi olmuştur.³ İmplant üstü protezler, tam dişsizlik durumlarında hareketli protezlere kıyasla; çiğneme fonksiyonunu, protezin tutuculuğunu ve dolayısıyla hasta konforunu arttırması, seçilebilecek restoratif materyal çeşitliliğinin artmasına imkan vermesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır.⁴

Tam dişsiz alt çenede implant üstü protezler için farklı seçenekler bulunmaktadır. Hastaların isteği ve beklentisi, anatomik şartlar, sosyo-ekonomik durum, kaybedilen dokuların miktarı gibi pek çok etken protezin sabit, hareketli veya hibrit şeklinde mi olması gerektiği konusunda rol oynamaktadır. Bu konuyla ilgili olarak 2002 yılında “McGill Konsensus” una göre tam dişsiz hastalarda alt çene tam protezlerin retansiyon ve stabilitesinin arttırılması için iki adet kemik içi implant ile desteklenmesi ilk tedavi seçeneği olarak sunulmuştur.⁵ McGill konsensusu dişsiz alt çenede en az sayıdaki implant uygulamasına göre belirlenmiş bir tedavi seçeneğidir. İmplant sayısının arttırılmasıyla beraber tedavi seçenekleri de değişmektedir. Günümüzde tam dişsiz alt çeneye uygulanacak daha fazla sayıdaki implant ile beraber hastalar hareketli protezlerden hibrit veya sabit bir proteze geçiş yapabilmektedirler.

Osseointegrasyonu tamamlanmış implantlarda uzun dönem başarıyı etkileyen faktörlerden hastanın genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve çiğneme karakteri kadar; implant çevresinde artık siman varlığı, dişlerin birbiriyle olan oklüzal ilişkileri ve özellikle dayanak-protez ara yüzündeki pasif uyum miktarı gibi protetik faktörler önemli rol oynamaktadır. Sabit restorasyonlar dayanaklar üzerinde yerini aldıktan sonra; protetik sistemde veya çevredeki kemik dokuda statik bir kuvvet oluşturmuyorsa bu durum pasif uyum olarak adlandırılmaktadır. İmplant üstü sabit protezlerde pasif uyumu

sağlayabilmek için; alınacak ölçü ile ağızdaki implant, diş ve çevredeki yumuşak doku gibi yapıların çalışma modeline doğru şekilde aktarılması, doğru ve uygun protetik parçaların kullanılması ve protetik restorasyon üretim aşamasında boyutsal değişimin minimum seviyede olması gerekmektedir. Kullanılan implant ara parçaları, ölçü materyalleri ile alçılarda ortaya çıkan boyutsal değişiklikler, kullanılan ölçü tekniği, çalışma modellerinin tedavi süresi boyunca deforme olmadan korunabilmesi gibi birçok faktör; ölçünün netliğini ve dolayısıyla dayanak-protez ara yüzündeki pasif uyumu etkileyebilmektedir.⁶

Günümüzde hızlı gelişen dental teknoloji sayesinde, ölçü materyallerinin özellikleri ve ölçü alma tekniklerinin gelişmesini sağlamıştır. İmplant üstü protezlerin ölçüsünde daha çok geleneksel ölçüler kullanılsa da gelişen bu dental teknoloji sayesinde, son yıllarda CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) ve dijital ağız içi tarayıcılar sayesinde dijital implant üstü ölçülerin kullanımı artmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri sayesinde restorasyonların planlanması, dizaynı, üretimi bu program ve cihazlar sayesinde çok daha kısa bir zamanda yapılabilmektedir. Şimdiye kadar yapılmış olan birçok çalışmada implant üstü protezlerin konvansiyonel ölçülerini etkileyen farklı implant ölçü parçaları, ölçü materyalleri, alçı çeşitleri, ölçü teknikleri, farklı implant sayıları ve derinlikleri, implantlar arası farklı açı ve mesafeler gibi birçok etken değerlendirilmiş fakat dijital implant ölçülerine yönelik yapılmış olan çalışmalar sınırlı sayıda kalmıştır.⁷ Dijital ağız içi tarayıcılar ile ilk başlarda, üç üyeye kadar diş veya implant destekli kuron köprü protezleri yapılabilmekteydi.^{8, 9} Teknolojinin gelişimiyle beraber günümüzde tam çenelerde de kullanılmaktadır. Geleneksel ve dijital ölçü tekniklerin karşılaştırılmasıyla ilgili pek çok çalışma mevcuttur fakat implantların mevcut anatomik nedenlerden dolayı açılı bir şekilde yerleştirilmesi, gövde uzunluğunun fazla

olduğu tam dişsiz çene implant klinik tabloları, hangi ölçü tekniğinin daha hassas ve net ölçü verdiği konusunda henüz net bir görüş birliğine varılamamış olup hala tartışma konusu olmaktadır.¹⁰ Yine de diş hekimliğinde iş akışının yürütülmesi esnasında zaman kazandırmaları, konvansiyonel uygulamalarda olabilecek hataları elimine etmeleri, materyal tasarrufu sağlamaları, seans sayılarını azaltmaları ve daha öngörülebilir tedavi planlamalarına imkan tanınmaları sayesinde diğital iş akışlarının etkisi giderek artmaktadır.

Bu uzmanlık tezinin amacı; ideal klinik tabloyu yansıtmayan tam dişsiz bir vakada hem açılı hem de paralel olarak yerleştirilmiş olan implantların, güncel farklı ağız içi tarayıcılarla alınan diğital ölçülerin netliklerinin kendi aralarında ve referans tarayıcı ile karşılaştırılması, farklı açılarda yerleştirilmiş olan implantların ölçü doğruluğu üzerindeki etkisinin araştırılmasıdır.

Çalışmamızın 3 hipotezi vardır. Birinci hipotezimiz; 3 farklı diğital ağız içi tarayıcının ölçü netliklerinin farklı olmayacağı, ikinci hipotezimiz 3 diğital ağız içi tarayıcının tekrarlanabilirliğinin farklı olmayacağı, üçüncü hipotezimiz ise açılı yerleştirilen implantlarda diğital ağız içi tarayıcılarla alınan ölçülerde ölçü netliğinin değişmeyeceği öngörülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Diş kayıpları; insanlık tarihi boyunca gözlemlenmiştir. Yapılan birçok çalışmada diş kayıplarının görülme sıklığı tarih boyunca azalmakta olduğunu belirtilse de dünya genelinde yaşam süresinin uzamasına, genetik, mikrobiyal, iatrojenik, travmatik, terapötik faktörlere, şekerden zengin besin tüketiminin artmasına bağlı olarak diş eksikliğine sahip kişi sayısında azalma olmayacağı düşünülmektedir.¹¹

Kayıp dişlerin hangi şekilde restore edileceğine karar verirken tedavinin rutin bir tedavi prosedürü haline gelip gelmemesi, uzun dönem takip çalışmalarının varlığı, yapılacak olan tedavinin güvenilir olup olmaması ve tedavinin hastanın beklenti ve isteklerini karşılayıp karşılamaması, fonksiyon, fonasyon, estetik gibi parametrelerin, elde edilecek sonuçlara bağlı oluşabilecek olumlu ve olumsuz yönler önem kazanmaktadır.¹²

İmplant; Latince 'in= içerisinde ve 'planto= dikme, ekme, yerleştirme' anlamındaki kelimelerden meydana gelmiştir.¹³ İmplantın tıbbi anlamı ise, kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması için canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik nesnelere verilen bir isimdir.¹⁴ Protez terimleri sözlüğüne göre dental implantlar, sabit ya da hareketli protezlerde tutuculuk ve destek sağlamak amacıyla mukoza ya da periost tabakasının altına, kemiğin üzerine veya içerisine uygulanan biyolojik olarak uyumlu biyo-fonksiyonel materyaller olarak adlandırılmaktadır.¹⁵

İmplantoloji terimi ise; teşhis, tedaviye göre dental implantların uygulanması, implant destekli protezlerin üretimi ile tam veya kısmi dişsiz hastaların memnuniyetlerini, fonksiyon ve estetik beklentilerini karşılamak için kurulan bir bilim dalıdır.¹⁶

Modern dental implantoloji, Brånemark' ın İsveç Gothenburg Üniversitesi'nde ve Schroeder' in İsviçre Bern Üniversitesi' nde yaptığı çalışmalar ile başlamıştır.¹⁶ 1960'

larda Brånemark, kemik hücrelerinin Titanyum (Ti) çevresinde büyüdüğünü ve titanyumu reddetmeden direkt titanyuma yapıştığını gözlemlemiştir. Titanyumun yüksek biyouyumluluk göstermesine bağlı olarak dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini belirtmiş ve titanyum ile kemik arasında gerçekleşen bu yapışmaya da ‘osseointegrasyon’ adını vermiştir. 1977 yılında ise Brånemark, dental implantlar ile tedavi ettikleri hastaların 10 yıllık takip sonuçlarını yayınlamıştır.¹⁷ 1982 yılında Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry'de, Brånemark yaptığı sunumda kök formunda titanyum vidaların kullanımı ile dental implantolojide yeni bir çağın başladığını bildirmiştir.⁴ 1976 yılında Schroeder ve Straumann, dental implant osseointegrasyonu ile ilgili ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Bu bilgiler ışığında sonraki çalışmalarda temel kemik biyoloji bilimi, dental implant metal yüzey özellikleri ve metalurji bilimi ile yeni dental implantlar geliştirilmiştir.¹⁸

Osseointegrasyonun tanımlanması ve kök şeklinde titanyum implantların gelişmesi sayesinde yüksek sağkalım oranlarını da beraberinde getirmiştir. Dental implantların gelişimi teknolojik imkanların gelişimine paralel olarak devam etmektedir. Günümüzde dental implantlar diş eksikliklerinde başvurulacak en ideal tedavi seçeneği olarak düşünülmektedir.

2.2. Diş Kaybı ve İmplant Tedavileri

2.2.1. Diş Kaybının Anatomik Sonuçları

Doğal dişlerin varlığı alveol kemiğin gelişimi için çok önemlidir. Kemik hacminin ve yoğunluğunun korunabilmesi için dişlerden gelen uyarılara ihtiyaç duymaktadır. Dişin kaybı sonucu o bölgedeki kemikte ortaya çıkan fonksiyon ve dolayısıyla stimulus eksikliği nedeniyle trabekül ve kemik yoğunluğu azalır ve bu nedenle de kemik hacminde hem vertikal hem de horizontal yönde kayıp görülür. Dişin kaybı sonrasındaki birinci yılda; kemikte horizontal yönde % 25 oranında azalma görülürken, vertikal yönde oluşan

kayıp da 4 mm' yi bulabilmektedir.⁴ Tam dişsiz hastalarda gerçekleştirilmiş olan 25 yıllık bir takip çalışmasında, alt çenede oluşan kemik kaybının üst çeneye oranla 4 kat daha fazla meydana geldiği belirtilmiştir.¹⁹

Kemik hacminin ve yoğunluğunun korunmasında konvansiyonel yöntemlerle yapılmış olan hareketli protezler kemikte stimulus meydana getiremediğinden dolayı fayda sağlayamazlar. Çünkü çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetler kemiğin tamamına değil sadece yüzeyine iletiliyor ve sonuçta da kanlanması azalmış olan alveol kemiğinde rezorpsiyon oluşabilmektedir.

2.2.1.1. Tam Dişsizliğin Sert ve Yumuşak Doku Üzerine Etkileri²

1. Alveolar kemiğin vertikal ve horizontal kaybı
2. İlerleyen vakalarda bazal kemik kaybı
3. Keratinize yumuşak doku kaybı
4. Kas bağlantılarının kret tepesine yakın konumlanması
5. Artan ağırlı noktalarla belirginleşen linea mylohyoidea ve linea obliqua interna
8. Posteriorde destek olarak görev alan mylohyoid ve buksinatör kasların kasılması ile protezin kalkması
9. Mukozanın incilmesi nedeniyle hassasiyetinin artması.
10. Kratinize yapışık dişetlerinde kayıplar oluşması
11. Hareketli tam ve parsiyel protezlerde, yumuşak dokunun azalması sonucu vuruk oluşması
12. Nötral dengenin bozulması sonucu dilin boyutsal olarak büyümesi ve protez stabilitesini düşürmesi²⁰ gibi problemler ortaya çıkabilmektedir.

2.2.2. Diş Kaybı ve İmplant Tedavi Gereksinimleri

Son zamanlarda dünya genelindeki yaşlı nüfus sayısı giderek artmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılmış olan bir çalışmada, 45-54 yaş aralığındaki insanların alt çenelerinde % 31.3, üst çenelerinde ise % 13.6 oranında dişsiz sonlanmaya sahip oldukları belirtilmiştir.⁴ Tam dişsizliğe sahip kişiler tüm nüfusun % 10'unu oluşturmakta ve yaşam sürelerinin artışıyla beraber bu oranın daha fazla artması düşünülmektedir.²¹ Türkiye'de yapılan bir araştırmada ise 65-74 yaş aralığındaki insan popülasyonunda % 48 oranında dişsizlik durumu belirtilirken, fonksiyonel dentisyona sahip kişilerin popülasyonun sadece % 12.4'ünü oluşturduğu belirtilmiştir.²² Yapılan bu çalışmalardan yola çıkarak dişsizlik durumunun ciddi anlamda olduğu ve gün geçtikçe de implant tedavilerine olan ihtiyacın artabileceğini göstermektedir. İmplant tedavilerine olan ihtiyaç ve artış nedenleri de şu sebeplerle olabilmektedir:

1. Yaşın ilerlemesine bağlı olarak artan dişsizlik
2. İnsanların yaşam sürelerinin giderek artması
3. Hareketli tam protezlerin tutuculuğu ve performansının yetersiz olması
4. Hareketli bölümlü protezlerin estetik ve fonksiyonel olarak yetersiz olması
5. Sabit bölümlü protezlerin, destek dişlerin prognozunu zayıflatması
6. İmplant üstü protezlerin uzun dönem başarıları¹⁹
7. İmplant destekli protezlerin fonksiyon, estetik, tutuculuk ve prognoz olarak tatmin olması gibi nedenler sayılabilmektedir.

Özellikle alt çenede tüm dişlerin kaybına bağlı olarak hem sert doku hem de yumuşak dokuda ciddi oranda doku kaybı meydana gelmektedir. Bunun sonucunda da yapılacak olan hareketli bir tam protez, stabilite ve tutuculuğunun yetersiz olması nedeniyle hastaların protezi kullanmalarını zorlaştırmakta ve konforlarını azaltmaktadır.

Böyle bir durumda da hastalar hareketli tam protez yerine implant destekli protezlere yönelebilmektedir.

2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar cerrahi olarak yerleşim yerlerine göre transosteal (transmandibular), subperiostal ve endosteal (kemik içi) olmak üzere üç sınıfa ayrılır.

2.3.1. Transosteal (transmandibular) İmplantlar

1973 yılında geliştirilen bir implant çeşididir. Alveol kretinin kortikal tabakasını geçerek kemiğin bütün kalınlığı boyunca ilerler. Dişsiz atrofik mandibulanın anterior bölgesine yerleştirilen vidalarla yapılmaktadır. Özellikle alt çenede ileri derece defekti bulunan vakalarda endikasyonu vardır. Bu işlem genel anestezi altında yapılmaktadır. Ekstraoral yaklaşım gerektirmesi, cerrahi işlemin karmaşık olması, başarısızlık durumunda çıkarılmasının zor olması ve aşırı doku harabiyetine sebep olması gibi nedenlerden dolayı günümüzde pek tercih edilmemektedir.²³

2.3.2. Subperiostal implantlar

Mukoza ile alveol kreti yüzeyi arasına yerleştirilen ve kişiye özgü hazırlanan implantlardır. Endosteal implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı kretleri aşırı rezorbe olmuş hastalarda kullanılabilir. Ölçü alımının zor olması, enfeksiyon riskinin yüksekliği, cerrahi işlem sonrası görülen ağrı ve şişlik, kemik rezorbsiyon hızında artma ve mandibular sinirin hasarı gibi komplikasyonlar nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır.¹⁶

2.3.3. Endosteal (kemik içi) İmplantlar

Kemik içerisine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen implantlardır. Arada periodonsiyum gibi bir yapı mevcut değildir. Destek için alveol kemiğinin sadece bazal kısmı kullanılır. Dişsizlik durumlarında en çok tercih edilen implant tipidir.²⁴

2.4. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları¹⁶

2.4.1. Endikasyonları

1. Tam protezi taşıyan dokulardaki desteğin yetersiz olması
2. Tam protezler için yüksek hasta beklentileri
3. Aşırı bulantı-kusma refleksi
4. Hareketli protez kullanan kişilerin psikolojik olarak rahatsızlık duyması
5. Komşu dişlerin sağlıklı durumda olduğu tek diş eksiklikleri
6. Diş eksikliği
7. Ağızdaki mevcut diş sayısının sabit protetik restorasyon yapımına izin vermemesi
8. Mevcut destek diş sayısı ve dağılımının yetersiz olması

2.4.2. Kontrendikasyonları

Mutlak kontrendikasyonlar

1. Yüksek dozda radyasyon alan hastalar (>5000 rad)
2. Majör psikolojik bozuklukları olan kişiler
3. Riskli kalp patolojileri
4. Kontrol altında olmayan sistemik rahatsızlıklar
5. Alkol ve ilaç bağımlılığı
6. Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar)
7. Ağır kan hastalığı bulunan kişiler¹⁴

Göreceli kontrendikasyonlar

1. Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
2. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olması
3. Riskli hastalarda (radyoterapi görmüş hastalar, brüksist hastalar, kontrol

edilemeyen periodontitis hikayesi olan hastalar, sigara kullanıcıları vb.)²⁴ kontrendikedir.

2.5. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon; yük taşıyan implant yüzeyi ile kemik dokusu arasında fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulması olarak tanımlanmıştır.²⁵ Daha sonra bu kavram diğer araştırmacılar tarafından ‘canlı kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasında oluşan, fibröz doku içermeyen ve ışık mikroskobu altında görülebilen direkt temas’ olarak güncellenmiştir. Bu tanım günümüz implant diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplantın cerrahi operasyon ile kemik içine yerleştirilmesine bağlı olarak 2 tip doku cevabı oluşabilmektedir: fibrointegrasyon ve osseointegrasyon. Fibrointegrasyonda, implant ile kemik dokusu arasına bağ dokusunun büyümesi sonucu fibröz yumuşak bir doku oluşur ve yapılan implantasyon başarısızlıkla sonuçlanır. Kemik hücrelerinin implant yüzeyiyle direk temas oluşturacak şekilde proliferasyonu olması sonucunda ise osseointegrasyon meydana gelir ve başarılı bir implantasyon elde edilmiş olur.¹⁶

Osseointegrasyon başarısı; implantın geometrisi ve yüzey özellikleri, uygulanan cerrahi teknik, sterilizasyon, materyal ve hekim kaynaklı faktörlere bağlı olduğu gibi; hastanın genetik yapısı ve genel sağlık durumu, ilaç kullanımı, sigara ve alkol kullanımı gibi alışkanlıkları, ağız hijyeni ve operasyon bölgesini travmatize etmesi gibi tedavi edilen kişiden kaynaklı birçok faktörlerden de etkilenmektedir.^{26, 27} Fakat, implant tedavi planlaması yapılırken zaman içerisinde gerçekleşebilecek osseointegrasyon kaybı riski de göz önüne alınmalıdır.²⁸

Sonuç olarak osseointegrasyon diş kayıplarının implant ile tedavisindeki kilit noktasıdır. 1970'lerin sonları ile 1980'lerde birçok firma Brånemark'ın çalışmaları doğrultusunda dişsiz hastaların tedavisinde yeni bir yola girmiştir.²⁹

2.6. İmplant Tedavisinde Başarı

İmplant destekli protezlerin ağızda uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon görmelerindeki en önemli faktör, implantlar yüklendikten sonraki seyri ve başarısıdır. İmplant tedavilerindeki uzun dönem başarısı ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. İmplant başarısında hastaya bağlı faktörler olabileceği gibi, implantasyonların gerçekleştirildiği cerrahi işlemlerden daimi protezlerin hastaya teslim edildiği protetik aşamalara kadar hekim kaynaklı ortaya çıkan birçok etken bulunmaktadır.⁴

Günümüzde en çok kabul edilen implant başarı kriterleri 1998 yılında Zarb ve Albrektsson tarafından açıklanmıştır.³⁰ Bu kriterler:

1. Yerleştirilmiş olan implant klinik olarak test edildiğinde mobilite olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implantın çevresinde herhangi bir radyolusens alan olmamalıdır.
3. İmplantasyon işlemi nedeniyle hastada herhangi bir ağrı, enfeksiyon, parestezi ve nöropati gibi semptomlar oluşmamalıdır.
4. İmplantın ilk yıl kullanımı sonrasında, sonraki her sene için yıllık kemik kaybı miktarı 0.2 mm'yi geçmemelidir.
5. İmplantların sağ kalım oranları 5 yıllık % 85, 10 yıllık % 80'den az olmamalıdır.

Bir grup araştırmacı ise implant tedavisindeki başarı kriterleri arasında implantın çevresindeki sert doku miktarı, peri-implant yumuşak doku durumunu, protez başarısı ve hasta memnuniyet düzeyleri geldiğini ifade etmişlerdir.³¹ Sistemik olarak sağlıklı kişilerde, uygun şekilde yerleştirilmiş implantların 15 yıllık takip çalışmalarının sonucunda başarı oranının % 95 olarak gözlemlendiği belirtilmiştir.³²

İmplantın sağlığının değerlendirilmesi için birincil kriterler ağrı, hareketlilik ve kontrolsüz ilerleyen kemik kaybının olmasıdır. Bunlardan herhangi birinin ortaya çıkması

implantı büyük ölçüde tehlikeye atar ve genellikle implantın çıkarılmasını gerektirmektedir.³³

2.6.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Protokol

Dental implantasyonda kemiğin kalite ve kantitesi çok önemli faktörler arasındadır.²⁴ Dental implantların ilk çıkış tarihi esas alındığında sadece yeterli horizontal ve vertikal kemik miktarına sahip tam dişsiz hastaların tedavisinde endikasyonu olduğu düşünülse de, günümüzde geliştirilen cerrahi teknikler, kısa ve dar çaplı implantların ortaya çıkması sayesinde artık tüm dişsiz boşluk seçeneklerinde implant tedavisi uygulanmaktadır.³⁴

İmplantasyon için yetersiz kemik varlığında, kemik ogmentasyon teknikleri kullanılabilir. Benic ve ark³⁵. , yetersiz vertikal ve horizontal kemik miktarına sahip hastalarda yapılan kemik ogmentasyon yöntemlerinin, öngörülebilir sonuçlarla kemik rejenerasyonunu elde edebildiklerini belirtmişlerdir.

Uygulanabilen ileri cerrahi teknikler arasında;

- Kemik ogmentasyon teknikleri,
- Sinüs lifting işlemleri,
- Onlay kemik greft uygulamaları,
- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyon uygulamaları sayılabilmektedir.²⁴

Günümüzde cerrahi kemik rejenerasyon tekniklerine alternatif olarak kısa ve dar çaplı implantlar da uygulanabilmektedir.³⁴

Yapılan eski çalışmalarda implantasyondan sonra yeterli kemik iyileşmesinin sağlanması ve başarılı bir osseointegrasyon için minimum 6 ay beklenmesi önerilirken, günümüzde ise implant yüzey özelliklerinin gelişimine bağlı olarak bu süre daha da kısalmıştır.³⁶ Çeşitli fiziksel, kimyasal ve biyokimyasal yöntemler sayesinde yapılan bu yüzey işlemleri arasında tornalama, titanyum plazma sprey uygulaması, kumlama,

yüzeylerin biyoaktif peptid ve ajanlar, polimerler, bifosfonatlar ve hidrofilik ajanlar ile kaplanması, nanoyüzeylerin değiştirilmesi ve biyoseramik kullanımı gibi pek çok yöntem bulunmaktadır.³⁷

Son yıllarda konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler (CBCT) ve 3D printerlar sayesinde üretimi yapılan cerrahi rehber plaklar ile implantasyon aşamaları hem daha hassas hale getirilmiş hem de cerrahi uygulama süreleri daha kısa hale getirilerek post-operatif komplikasyonların minimal düzeyde olması sağlanmıştır.³⁶ Uzun dönem başarılı sonuçları ispatlanmış olan immediat implantasyon ve immediat yükleme protokolleri sayesinde tedavi süreleri ciddi oranda kısalmıştır.³⁸

2.6.2. İmplant Tedavisinde Protetik Protokol

İmplant üstü protetik planlama yapılırken; mevcut diş eksiklikleri, implantasyon için uygun kemik yerleri, protez retansiyonu ve yeterli sayıda implant desteği, biyomekanik prensipler, oklüzyon, interoklüzal mesafe, ağızdaki mevcut dişler ve yumuşak doku durumu, çiğneme fonksiyonu, hastanın konfor ve estetik beklentisi gibi faktörler göz önüne alınması ve bunlara ilaveten maliyetin de hesaba katılması gerekmektedir.⁴ Günümüzde uygun şartları taşıyan hemen herkese implant tedavisi uygulanabilmekte ve implant tedavisi öncesinde yapılacak olan protez planlamasındaki en önemli faktörler arasında biyomekanik prensipler gelmektedir.

2.6.3. İmplant Tedavisinde Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak amacıyla canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmak olarak tanımlanır.³⁹ İmplantolojide ise, implant gövdelerinin ve protez dayanağı olarak kullanılan üst parçalarının aşınma, kırılma ve yorulmalarını engellemek, daha uzun süreli bir başarı sağlamak için dikkat edilmesi gereken prensiplerdir.⁴⁰

Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların verdiği yanıt ile ilgilenmektedir. Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlayabilmek için uygulanan kuvvetlere ve diğer faktörlere karşılık olarak kendi kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi (kemik remodelasyonu) olarak ifade edilir. Mekanik streslerdeki azalma kemikte rezorpsiyon meydana getirirken, stresteki belirli artış da kemik apozisyonu arttırmaktadır.⁴¹

Yapılan birçok çalışmada, osseointegrasyonu tamamlanmış olan implantların peri-implantitis ve mekanik olarak aşırı yükleme sonrasında kaybedildiği bildirilmiştir. Hem peri-implantitis oluşmasını hem de implanta aşırı yük gelmesini önlemek için protetik planlamanın doğru bir şekilde yapılması; yumuşak dokuyla uyumlu bir biçimde protez uygulanması ve bu protezin uygulanmasının ardından zaman içinde implantın çevresindeki kemiğe etki edecek mekanik streslerin önceden hesaba katılması ve bunun minimuma indirilmesi gerekliliğinden bahsetmişlerdir.⁴²

Literatürde, gingivitis bulunmayan vakalarda implanta gelen aşırı yüklenmeye bağlı olarak implantın çevresinde kemik rezorpsiyonlarının meydana geldiğini ifade eden birçok çalışma mevcuttur.^{43, 44} Oklüzal kuvvetlerin miktarı ve yönü, kemik-implant-protez kompleksindeki her bir parçada meydana gelecek gerinim ve gerilme miktarını belirlemektedir.⁴⁵ Çiğneme, parafonksiyon ve yutkunma sonucu meydana gelen oklüzal kuvvetler zamanla marjinal kemik kaybına, vida gevşemelerine ve bu parçalarda deformasyona neden olabilirler.^{46, 47}

İmplantlara etki eden oklüzal kuvvetlerin normal fizyolojik sınırdan etki etmesi, kemik remodelasyonu sürecini tetikler ve bunun sayesinde de daha güvenilir bir osseointegrasyon sağlanmış olur. Fakat bu kuvvetlerin fizyolojik sınırları aşması durumunda implantın çevresindeki kemikte aşırı gerinim ve stres oluşur ve bunun

sonucunda da peri-implanter bölgede kemik rezorpsiyonu meydana gelerek osseointegrasyon bozulabilmektedir.⁴⁵

2.7. İmplant Üstü Protez Tipleri

İmplant üstü protezler farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekillerde sınıflandırılmış olup desteğin tipi, simante veya vidalı oluşu, tutucu sistemin tipi gibi faktörlere göre birçok sınıflandırma yapılmıştır. Daha sonraları Misch⁴⁸ implant üstü protezleri 5 gruba ayırmıştır:

1. SP 1: Sadece kayıp kuron boşluğunu restore eden, görünümün doğal dişe çok yakın olduğu implant üstü sabit protezler
2. SP 2: Doku kaybı miktarının fazla olması nedeniyle kuron ile birlikte kök boşluğunu da restore eden implant üstü sabit protezler
3. SP 3: Kaybedilen kuron ve kökle birlikte bir miktar yumuşak dokuyu da restore eden implant üstü sabit protezler
4. HP 4: Tamamen implantlar ile desteklenmiş implant üstü hareketli protezler
5. HP 5: Hem implant hem de yumuşak doku ile desteklenmiş implant üstü hareketli protezler.

İmplant üstü protetik restorasyonlar, ağızdaki mevcut sert ve yumuşak doku kaybı miktarına göre yapılmakta ve bu nedenle de yerine geri kazandırdığı doku miktarına ve implant desteğine göre bu şekilde sınıflandırılmaktadırlar.⁴

Tam dişsiz alt çenelerde etkin stabilite, çiğneme fonksiyonu ve kullanım konforunu sağlayabilmesi için implant üstü hareketli protezlerin yapımı için minimum 2 tane implant uygulanması gerekliliği 2002 yılında McGill Konsensus konferansında protez uzmanları tarafından uygun görülmüştür.⁴

Yapılan eski çalışmalarda, tam dişsiz durumlarında implant üstü sabit protez yapımı için her çeneye minimum 6 tane implant yapılması önerilirken, son zamanlarda geliştirilen All-on-4 tekniği sayesinde de implant üstü sabit protez yapılabilir. ⁴⁹

İmplant st sabit protezler, vida tutuculu ve siman tutuculu olmak üzere iki sınıfa ayrılırlar.

2.7.1. Vida Tutuculu İmplant st Sabit Protezler

Vida tutuculu protezler, herhangi bir siman kullanılmadan implant üstü protetik restorasyondan vida yuvası açılarak direk dayanak veya implant gövdesine bağlanabilen protez çeşididir. Bu protezler daha çok interoklüzal mesafenin yetersiz olması, dayanak boyunun 4 mm'den kısa olmasından dolayı tutuculuğu arttırmak ve herhangi bir sorunla karşılaşıldığında protezi kolayca çıkarabilmek için tercih edilirler. Vida tutuculu protezlerde dayanak, restorasyona ayrı (iki parçalı) veya tek parça olarak birleştirilebilmektedir. ³⁹

Siman boşluğu gibi uyumsuzluğu tolere edebilecek bir yapıya sahip olmaması ve implant/dayanak ile alt yapının direk temas halinde olması nedeniyle; pasif uyum, vida tutuculu protezler için çok önemli bir faktördür.

Vida tutuculu protezlerin avantajları:

1. İmplant yüzeyinden karşıt oklüzyona kadar mesafenin yetersiz olduğu durumlarda (<4 mm) retansiyon sağlar ve direnç oluşturur. ⁵⁰
2. Sulkusta artık siman kalmadığı için, implantın çevresindeki dokuların sağlığı korunmuş olur. ⁵¹
3. st yapının periyodik hijyen bakımları ve tamir amacıyla kolayca takılıp çıkarılabilmesi ve vidanın istenilen zamanda değiştirilebilir ve torklanabilir olması bakımından büyük kolaylık sağlamaktadır. ⁵⁰

4. Vida tutuculu protezler, immedat yükleme için tercih edilen restorasyon olarak kabul edilmektedir.³⁹

Vida tutuculu protezlerin dezavantajları:

1. Yapılan protezin pasif uyumunu sağlamak zordur
2. Maliyeti daha fazladır
3. Geçici protez hazırlamak daha zordur
4. Hem klinik hem de laboratuvar işlemleri daha zordur, hasta başında geçen süre daha fazladır
5. Vida gevşemesi ve vida kırılmaları görülebilmektedir
6. Vidanın giriş yolu restorasyonun estetiğini etkileyebilmektedir
7. Oklüzal tablanın küçük hazırlandığı ve vida erişim deliğinin de oklüzal yüzeye yakın hazırlandığı durumlarda porselen kırıkları meydana gelebilmektedir.¹⁹

2.7.2. Siman Tutuculu İmplant Üstü Sabit Protezler

Farklı materyal ve altyapılarla üretilebilen implant üstü restorasyonların, implantın gövdesine vidalanmış olan dayanak üzerine siman aracılığıyla yapıştırılan bir protez çeşididir. Teknik olarak diş üstü sabit protezlerle benzerlik göstermektedir. Siman tutuculu implant üstü restorasyonlarda hazırlanmış olan siman boşluğu sayesinde minimum seviyedeki dayanak-protez uyumsuzluklarının tolere edilebilmesini mümkün kılmaktadır.⁵²

Özellikle estetiğin önemli olduğu ön bölgelerde, ince mukozaya sahip bölgelerde, optimum vertikal mesafe ve implantın dişetinden 2-3 mm'den daha az bir derinlikte olması durumunda siman tutuculu protezler tercih edilir.³⁹

Siman tutuculu protezlerin avantajları:

1. Maliyeti düşüktür
2. Klinik ve laboratuvar prosedürleri kolaydır

3. Protezin pasif uyumu kolay sağlanır
4. Vida gevşemesi ve kırılması daha azdır
5. Açılı yerleştirilen implantlarda estetiği sağlamak daha kolaydır
6. Oklüzal uyumlama daha rahat ayarlanır.¹⁹
7. Dayanak-implant kompleksi üstüne gelen stresler daha azdır
8. Restorasyonun oklüzal yüzeyindeki kırıklar daha azdır.⁵³

Siman tutuculu protezlerin dezavantajları:

1. Simantasyon işlemi sonrasında dayanak çevresindeki sulkusta simanın temizlenmesi zordur ve artık siman varlığı nedeniyle periimplantitis oluşma riski vardır.
2. Simantasyon sırasında hidrostatik basınç nedeniyle restorasyon dayanağa tam oturmayabilir ve zamanla simantasyon tekrarı gerektirebilirler.⁵⁴
3. Simante edilen restorasyonun çıkarılması daha zordur.
4. Dayanak çapları doğal dişlere göre daha küçüktür bu nedenle retansiyon sağlamak bazı vakalarda güç olabilmektedir.¹⁹

Son olarak hiçbir restorasyon tipinin diğerine üstünlüğü kesin olarak kanıtlanmış değildir. Hekimlerin implant üstü sabit restorasyon yapmaya karar verirken, vidalı ve simante sistemlerin tüm avantaj ve dezavantajlarını değerlendirmesi oldukça önemlidir.⁵⁵

2.8. Dental İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar

2.8.1. İmplant Gövdesi ve İmplant Kapağı

Dental implant gövdesi, cerrahi uygulama ile çene kemiğine yerleştirilen ve implant denilen materyalin kendisini oluşturan yapıdır. Kemik içinde osseointegrasyonu istenen ve daha sonra üzerine protetik bir yapının bağlanacağı ana parça gövde olarak

adlandırılmaktadır. Brånemark'ın biyouyumluluğunu ortaya çıkardığı titanyum implant gövdelerinin yanında günümüzde zirkonyum gibi farklı materyallerden de üretilmekte, kemik retansiyonunu arttırmak amacıyla dış yüzeyine çeşitli işlemler uygulanmaktadır. İmplant kapağı ise özellikle iki aşamalı cerrahi tekniği uygulandığında, ilk operasyon sonrasında sert ve yumuşak dokunun implantın içine doğru büyümesini engellemek amacıyla implant gövdesinin üzerine yerleştirilen bir vidadır.⁵⁶

2.8.2. İyileşme Başlığı

Bu parça tek aşamalı cerrahi teknikte implant kapağının yerine veya 2 aşamalı cerrahi tekniğinin ikinci aşamasında implant kapağı çıkartıldıktan sonra implant gövdesinin üstüne vidalanmaktadır. Daimi restorasyon öncesi diş etinin şekillenmesinde katkıda bulunarak daha düzgün bir çıkış profili elde edilmesini sağlamaktadır. Yumuşak dokunun implant gövdesinin üstünü kapatmasını engellemek için dişeti seviyesinden daha uzun olacak şekilde seçilmesi gerekmektedir.

2.8.3. Dayanak ve Dayanak Vidası

Dayanak, implantın içine dayanak vidası ile bağlanan transmukozal bir yapıdır. Yapılacak olan protetik restorasyon bu parça esas alınarak yapılmaktadır. Farklı diş eti yükseklikleri ve farklı açıları olmasının yanında; üretilecek protezin tipine göre titanyum, zirkon, polietilen eter keton (PEEK), polioksi metilen (POM), altın gibi çeşitli materyallerden üretilmiş dayanak tipleri bulunmaktadır. Dayanak geçici ve daimi olmak üzere iki farklı şekilde kullanılabilir.

Geçici dayanak, osseointegrasyon süresi boyunca ya da sonrasında hastaya belli bir süre geçici restorasyon veya eski hareketli tam protezini kullanırmak amacıyla üretilmiş olan dayanak çeşididir.

Daimi dayanak, yapılacak daimi restorasyon amacıyla kullanılan dayanak çeşididir. Kullanım amacına bağlı olarak; simante tip protezlerde kullanılan standart stok dayanak, vida-tutuculu ve hibrit protez yapımında kullanılan multi-unit dayanaklar, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak amacıyla tasarlanmış ti-base dayanaklar, implant üstü hareketli protezlerde kullanılan ataşman tipi dayanaklar ve kişiye özgü tasarım yapılmasını sağlayan, dökülebilir veya CAD/CAM’de tasarlanıp üretilen birçok dayanak tipi bulunmaktadır.⁴

2.8.4. Anahtar ve Raşet

Anahtar; implant kapağı, iyileşme başlığı, dayanak vidası, top başlı ataşman gibi tutucular, tarama parçası, ölçü transfer parçaları gibi parçaların implant gövdesine veya analoğa sıkılarak yerleştirilmesi veya gevşetilerek çıkartılması amacıyla kullanılan metal bir parçadır. İmplant sistemine göre altıgen, sekizgen, yıldız gibi farklı uçlarda olabilmektedir. Raşet ise anahtarın el ile tutulan kısmına takılarak vida ile ilgili işlemlerin daha rahat, daha kontrollü ve daha az kuvvet harcayarak yapılmasını sağlayan metal bir parçadır. Torklu veya torksuz çeşitleri bulunmaktadır. Torklu olanlarda, uygulanan kuvvet miktarı Newton santimetre (Ncm) cinsinde raşet üzerinde yazmaktadır. İmplantın cerrahisi sırasında kemik içine yerleştirilmesi seansında ya da daimi restorasyonun yapımı tamamlandığında, dayanağın implant gövdesi üstüne, implant sisteminin belirlediği miktarda torklanabilmesi amacıyla kullanılmaktadır.⁶

2.8.5. Ölçü Transfer Parçaları (Ölçü Postları)

Ağız içindeki kemiğe yerleştirilmiş olan implantların pozisyonunu ve açısını çalışma modeline aktarılması amacıyla kullanılmaktadırlar. Farklı implant ölçü tekniklerinde kullanılmak üzere çeşitli hazır ölçü parçaları mevcuttur.

2.8.5.1. Direkt Transfer Parçası (Direkt Ölçü Postu)

Çene kemiğinin içinde bulunan implant gövdesine vidalanarak bağlanır ve açık kaşık ölçü tekniklerinde kullanılmaktadır. Aynı zamanda açık kaşık ölçü parçası olarak da isimlendirilirler. Ölçü kaşığında bu parçalara denk gelen kısımlar delinir ve parçanın uç kısmının kaşığın dışında kalması hedeflenir. Ağız içindeki ölçü maddesi sertleştikten sonra bu ölçü parçasının vidaları gevşetilir ve kaşık ile ölçü maddesi içinde kalan bu parça hareket ettirilmeden laboratuvar analogu ile bağlanıp çalışma modeli hazırlanır. Ölçü materyalinin içinde tutuculuğu arttırmak amacıyla üzerlerinde retantif bölgeler bulunur ve indirekt ölçü parçalarına kıyasla daha uzundurlar.

2.8.5.2. İndirekt Transfer Parçası (İndirekt Ölçü Postu)

Direkt ölçü parçalarında olduğu gibi ağız içindeki implantın pozisyonunu, açısını çalışma modeline aktarmak amacıyla kullanılmaktadır. İmplant gövdesine vidalanarak bağlanır. Fakat direkt ölçü parçalarından farklı olarak bu ölçü parçaları için kaşıktaki delik açılmaz. Ölçü materyali sertleştikten sonra kaşık ağızdan çıkartılır, indirekt ölçü parçalarının vidaları gevşetilerek implant gövdesinden ayrılır. Daha sonra bu ölçü parçaları analogla birleştirilip ölçü içinde bulunan yuvalara yerleştirilir. Kapalı kaşık ölçü parçaları olarak da isimlendirilmektedirler.

2.8.5.3. Tarama Parçası (Scan Body)

Sadece dijital ölçü yöntemlerinde kullanılan ve dijital ortamda implantın çene kemiği içerisindeki 3 boyutlu pozisyonunun tespit edilmesini sağlayan ölçü parçalarıdır. İmplant firmalarının kendi farklı sürüm ve çapta ürettiği implantlara özel oluşturmuş olduğu dijital kütüphaneye olan entegrasyonunu sağlarlar. Şekli ve dijital kütüphanesi sayesinde dijital tarayıcı cihazlar implantın pozisyonunu, markasını, çapını ve açısını tahmin edebilmektedirler. Ağız içi ve laboratuvar tipi dijital tarayıcılarla taramaya

yönelik üretilen tipleri olduğu gibi; ti-base dayanak üzerine oturtulan “abutment-level” ya da direk implant gövdesine bağlanan “implant-level” çeşitleri de bulunmaktadır.⁴

2.8.5.4. Snap Coping

Kapalı kaşık ölçü tekniğiyle alınan ölçünün netliğini arttırmak amacıyla tasarlanmış olan, tepesi farklı şekillerde olup andırkatlı yerleri sayesinde ölçü materyalinin içinde kalan kepleri bulunan bir indirekt ölçü parçası çeşididir.⁵⁷

2.8.6. Ti-Base Seti

Dijital iş akışlarında kullanılmak üzere ti-base dayanak, dayanak vidası ve dayanak üzerine yerleştirilebilen tarama parçası olmak üzere üç parçadan meydana gelir. Ti-base dayanak üzerine tarama parçası yerleştirilerek hem tarama yapılabilir hem de daimi restorasyonlarda dayanak olarak ve hibrit-dayanak üretilmesinde tek başına da kullanılabilir. Rezin siman gibi bir adezivle daimi restorasyonların bu yapının üzerine simante edilmesiyle CAD/CAM sistemlerinde vida-tutuculu protez üretimini mümkün kılmaktadır.

2.8.7. Analog

İmplantların gövde yapısının dış yüzeylerinden ziyade iç yiv yapısını taklit eden yapılardır. İmplant gövdesine vidalanan dayanağın bu parça üzerine de vidalanabilmesi gerekmektedir. İmplantüstü protezlerin yapım aşamaları sırasında kullanılmak amacıyla çalışma modeli içine yerleştirilirler.

2.9. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Ölçü işlemi; çeşitli materyaller ve uygulamalarla preparasyon alanının, ağız içinin ya da herhangi bir bölgenin tam negatifinin elde edilmesini ifade etmektedir.⁵⁸ Yapılacak olan restorasyonun diş destekli olması halinde ölçü “ağızdaki dişlerin, sert ve yumuşak

dokuların şekillerini ve ilişkilerini kaydetme ya da ağız dışında negatif kopyalarını elde etme işlemi” olarak tanımlanırken, dayanakların implant olduğu ve implant destekli bir restorasyonun yapılması durumunda, implantın veya implantların 3 boyutlu olarak pozisyonunu, sert ve yumuşak dokunun birbirleriyle olan ilişkilerini laboratuvara aktarma işlemi ölçü olarak tanımlanmaktadır.⁵⁹

İmplant üstü protez ölçü teknikleri, genel olarak geleneksel ve dijital ölçü teknikleri diye ikiye ayrılırlar. Özellikle tam çene implant destekli protezlerde ölçü işleminde genel yaklaşım, polivinil siloksan (PVS) ve polieter gibi ölçü materyalleri kullanılarak konvansiyonel ölçü alınmasını ve daha sonra elde edilen alçı modelin bir dijital laboratuvar tarayıcısı yardımıyla 3 boyutlu model elde edilmesi ve CAD/CAM sisteminde gerekli protetik üretim aşamalarının gerçekleştirilmesidir.^{60, 61} Son zamanlarda geliştirilen ti-base setleri, tarama parçası çeşitleri ve dijital ağız tarayıcılar sayesinde implantların dijital ölçüleri çok sık olarak kullanılsa da, tam çene implant olan vakalarda dijital ölçü netliğiyle ilgili hala yeterli seviyede veri elde edilememiştir.⁶²

2.9.1. Geleneksel (Analog, Konvansiyonel) Ölçü

Çeşitli materyal ve teknikler kullanılarak çalışma alanının tam negatifinin elde edilmesi işlemine geleneksel ölçü denilmektedir.⁶³ Diş destekli tam çenelerde altın standart, elastomerik ölçü materyali ve rijit kaşıkların kullanılması ile konvansiyonel ölçü alınmasıdır.^{64, 65} Bu tür vakalarda parça değişimi olmaması ve direk çalışma alanının negatifi alınması nedeniyle ölçünün daha az oranda boyutsal değişim göstermesi beklenmektedir.

İmplant ölçülerinde kullanılan geleneksel ölçülerde ise; ölçü parçalarının ölçü içerisine doğru ve uygun pozisyonda aktarılamaması ya da ölçü içerisinde mikro-hareketlere bağlı pozisyonunun değişmesi, analog-ölçü parçası arasındaki kilitlenmenin

yeterli seviyede olmaması, ölçü materyallerindeki boyutsal değişimler ve alçının polimerizasyon sırasındaki genleşmesi gibi birçok etken ölçü netliğini etkileyebilmektedir.^{57, 66, 67} Geleneksel ölçüyle ilgili birçok çalışma yapılmış fakat henüz ideal ve kusursuz bir teknik geliştirilememiştir.^{68, 69}

Final restorasyonlarının uyumunun başarılı olamadığı durumlarla karşılaşmaktadır. Bu uyumsuzluğa bağlı olarak çeşitli dayanak ve vida kırıkları/gevşemeleri, restorasyon kırıkları ve marjinal kemik kaybı gibi birçok mekanik ve biyolojik komplikasyon meydana gelmektedir.⁷⁰

İmplant üstü protezlerin ölçüsünde kullanılan geleneksel teknikler; ölçü transfer parçalarının alınan ölçüye aktarılma zamanı, kullanılan ölçü parçaları, ölçü parçalarının splintlenme durumu ve kullanılan ölçü materyalleri gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak sınıflandırılabilirler.⁴

2.9.1.1. Geleneksel (Analog, Konvansiyonel) İmplant Ölçü Teknikleri

2.9.1.1.1. Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Kapalı kaşık ölçü tekniğinde kullanılan ölçü parçalarına göre daha uzun ve daha retantif ölçü parçaları kullanılan ve ölçü kaşığında ölçü parçalarına denk gelen alanların delinmesiyle ağız içerisinden ölçü parçalarına ulaşılması sonucu alınan ölçü tekniğidir. Hazırlanan bireysel kaşıklarda ölçü parçalarına ulaşabilmek için özel delikler hazırlanmaktadır. Ölçü parçaları implantlara bağlandıktan sonra bireysel kaşıklar ağza tam oturmalıdır. Ölçü parçalarının koronal kısımları kaşıktan dışarı çıkacak şekilde vidaların sökülmesine izin verecek tarzda olmalıdır.

Bu ölçü tekniğinde; ölçü sırasında ölçü materyalinin sertleşmesi beklenir, daha sonra ölçü parçalarının vidaları gevşetilerek ağızdan çıkartılan kaşığın içinde ölçü parçalarının da kalmış olması sağlanır. Daha sonra analoglar kaşık içindeki ölçü

parçalarına uygun şekilde oturtulur ve vidaları sıkılıp sabitlenir. Fakat analoglar ölçü parçalarına sabitlenirken rotasyonel hareketlerin meydana gelmesi ölçü hassasiyetini etkileyebilir ve nihai restorasyonda uyumsuzluğa neden olabilmektedir.⁷¹

Açık kaşık ölçü teknikleri, ölçü parçalarının birbirlerine splintlenmesi (sabitlenmesi) ve splintlenmemesi diye iki farklı yöntem olarak kullanılabilir.

2.9.1.1.1. Splintli Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Splintlenmiş açık kaşık ölçü tekniği, metal-akrilik rezin bağlantılı tam çene implant destekli sabit protezlerin yapımı ile gündeme gelmiştir. Bu tekniğin altında yatan temel hedef, tüm ölçü parçalarının rijit bir materyal ile splintlenerek ölçü alındığı sırada ölçü malzemesi içindeki hareketini önlemektir. İmplant ölçü netliğini değerlendiren bir çalışmada ölçü parçalarının splintlenmesi önemli bir adım olarak belirtilmiştir.⁷²

Ölçü parçalarının splintlemesinde kullanılan materyaller arasında;

- Akrilik rezinler
- Ölçü alçıları⁷³
- Dual-cure akrilik rezinler⁷³
- Ortodontik teller
- Prefabrike akrilik rezin barlar⁷⁴
- Karbon çelik pinler⁷⁵
- Işıkla sertleşen kompozit rezinler⁷⁶ bulunmaktadır.

Bu materyaller arasında akrilik rezinler splintlemede sıklıkla tercih edilmektedirler. Splintleme tekniğinde en çok karşılaşılan problemler splint materyalinin distorsiyonu ve splint materyali ile ölçü parçası arasındaki bağlantının ayrılmasıdır.^{77, 78} Akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesinin minimum düzeyde olması için bazı yazarlar,

yapılan splintlerin ince separeler ile birbirinden ayrılmasını ve polimerizasyonun tamamlanmasının ardından ayrılan yerlerin az miktardaki akrilik rezinle yeniden birleştirilmesini önermektedirler.^{79, 80} Yapılan bir çalışmada, akrilik rezinlerin % 6.5 ile % 7.9 oranında polimerizasyon büzülmesine uğradığını ve bu büzülmenin % 80'nin ilk 17 dakikada meydana geldiği belirtilmiştir.⁸¹ Amin⁶², Papaspyridakos⁸², Riberio⁸³ gibi araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda bu polimerizasyon büzülmesini en az seviyede tutmak için 24 saat kadar beklemişlerdir.

Yapılan araştırmalarda ağızda yan yana en fazla üç implantın bulunduğu durumlarda alınan ölçüler arasında ölçü netlikleri arasında bir fark bulunamamıştır. Üçten fazla sayıda veya farklı açılarda yerleştirilmiş olan implatların varlığı durumunda alınan ölçüler karşılaştırıldığında, splintlenmiş açık ölçü tekniğiyle alınan ölçülerin daha net ölçü verdiği belirtilmiştir.^{84, 85}

2.9.1.1.1.2. Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Bazı klinik uygulamalarda, çeşitli nedenlerden dolayı implantlar paralel yerleştirememektedir ve bu tip durumlarda implantlar çeşitli açılarda çene kemiğine yerleştirilmektedir.⁸⁶ Anatomik durumlara, operatörün tecrübesine ve çevredeki dentisyona bağlı olarak implantların açılı yerleştirildiği durumlarda implantların ölçü işlemi de oldukça zor olabilmektedir. Yapılan birçok çalışmada splintli açık kaşık ölçü tekniğinin splintsiz açık kaşık ölçü tekniğine göre daha başarılı olduğunu belirtse de, fazla açılı yerleştirilmiş implantların bulunduğu klinik vakalarda splinlenmiş ölçü parçalarının vidalarının gevşetilip implant gövdelerinden ayrılması çok zor olabilmektedir.⁸⁷

İmplant sayısının arttığı ve implant açılanmalarının 20 derecenin üstünde olduğu tam çene vakalarında, splintsiz ölçü tekniğinin kullanılmasının daha doğru olduğu ifade edilmiştir.^{83, 88}

2.9.1.1.2. Kapalı Kaşık (İndirekt Transfer) Ölçü Tekniği

Bu ölçü tekniğinde açık kaşık ölçü tekniğine göre daha kısa ölçü parçaları kullanılır. Ölçü parçaları ağızdaki implant gövdelerine bağlanır ve uygun kaşık seçilerek ölçü alınır. İmplant ölçüsü ağızdan çıkartıldıktan sonra ölçü parçaları sökülür ve implant analogları ile ağız dışında birleştirilir. Ölçünün içinde oluşan ölçü parçasının yuvalarına ölçü parçaları yerleştirilmektedir.⁸⁹

Bu ölçü yönteminin en önemli dezavantajının ölçü parçalarının ölçü içine yerleştirilmesi sırasında meydana gelen hatalar olduğu belirtilmektedir. Özellikle çok sayıda implantın bulunduğu klinik vakalarda bu hatalar katlanarak artabilmektedir.⁵⁷ Ayrıca, implantların paralel olarak yerleştirilemediği durumlarda bu ölçü yöntemi kullanıldığında, kaşığın ağızdan çıkartılması esnasında ölçü parçalarının ölçü materyalinde distorsiyonlara neden olabileceği belirtilmiştir.⁹⁰

Kapalı kaşık ölçü tekniğinin; ağız açıklığının kısıtlı olduğu, bulantı refleksi olan kişilerde ölçünün ağızdan mümkün olan en kısa sürede çıkarılması gerektiğinde ve arka bölgedeki implanta ulaşımın zor olduğu vakalarda daha uygun olduğu belirtilmiştir.^{89, 91}

2.9.1.1.3. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniği

Bir grup implant firması snap-fit (press-fit) adlı plastik ölçü parçaları üretmişlerdir. Esasında kapalı ölçü tekniği olarak görünse de ölçü parçalarının uç kısmına yerleştirilen snap-fit adlı plastik ölçü parçalarının, ölçü ağızdan çıkartılırken ölçü materyalinin içinde kalması nedeniyle farklı bir ölçü tekniği olarak kabul edilmektedir.⁴ Ölçü parçaları implant gövdesinden çıkartıldıktan sonra analogla birleştirilip vidaları sıkılır ve ölçü içindeki snap-fit tam oturacak şekilde yerleştirilir.⁵⁷

Snap-fit (press-fit) ölçü tekniğinin avantajları;

- Plastik ölçü parçaları vidalanmadığı ve uygun pozisyona basınç yardımıyla

sabitlendiği için kullanımı kolaydır.

- Uygulama süresi kısadır.
- Hasta ve hekim tarafından kolay tolere edilebilmektedir.
- Press-fit ölçü parçalarının ölçü maddesinin içindeki stabilitesi artmakta ve bu sayede alınan ölçü hassasiyeti de artmaktadır.⁹² Sonuç olarak snap-fit ölçü tekniğinin güvenle kullanılabileceği ifade edilmiştir.⁹²

2.9.1.2. Geleneksel (Analog, Konvansiyonel) İmplant Ölçülerinde Kullanılan Materyaller

Konvansiyonel ölçü tekniklerinde kullanılan ölçü materyalleri de en az vakada kullanılan ölçü yöntemi kadar önemlidir. Doğru ölçü materyalinin seçilmesi ve doğru prosedürün uygulanması, final restorasyonun başarısını direkt olarak etkilemektedir.⁹³

İmplant üstü sabit protez ölçülerinde, çoğunlukla koyu kıvamlı ve akışkan kıvamlı elastomerik ölçü materyallerinin aynı anda karıştırılıp uygulanması prensibine dayanan tek aşamalı ölçü tekniği kullanılmaktadır. Elastomerik ölçü materyallerinin başarılarını etkileyen en önemli unsurlar; ıslanabilirlik, hidrofilitiklik, rijidite, boyutsal stabilite ve elastik hafıza şeklinde olmalarıdır. Islanabilirlik, ölçü materyalinin yüzey üzerine yayılma kapasitesini anlamına gelmekte ve elde edilecek ölçünün netliğini etkileyen çok önemli bir özelliktir.^{94, 95}

Islanabilirlik, model üretmek için ölçü üzerine dökülen alçının ölçü materyali yüzeyinde yayılma miktarı anlamına gelmekte ve alçı modelin ağız ortamını yansıtmaya kapasitesini doğrudan etkilemektedir. Hidrofilitik özellik sayesinde alçı ölçü materyali üzerinde rahatlıkla yayılabilmekte ve ölçü üzerindeki detaylar alçı modelde net bir şekilde

ortaya çıkarılabilmektedir.⁹⁶ Hidrofobik özelliğe sahip polivinil siloksanlara (PVS) “sürfaktan” ilave edilerek, polieter ölçü materyaline yakın seviyede hidrofilik özellikler gösterebildiği ifade edilmiştir.⁹⁷

Geleneksel ölçü netliğini etkileyen bir başka unsur ölçü materyalinin rijidite seviyesidir. Ölçü materyallerinin, özellikle implant ölçüleri alınırken ölçü parçalarının kaşık ağızdan çıkartıldığında ölçü materyallerinin içerisinde yer değiştirmesini engelleyebilecek seviyede bir rijiditeye sahip olmaları gerekmektedir. Polieter ölçü materyalleri yüksek rijiditeye sahip olduğundan dolayı implant ölçülerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar.⁶⁶

Ölçü netliğini etkileyen faktörlerden boyutsal stabilite ve elastik hafıza da çok önemlidir.⁹⁸ Boyutsal stabilitesi yüksek ölçü materyalleri, klinik ve laboratuvar ortamlarındaki farklı sıcaklık ve pH faktörlerinden; aynı zamanda ölçü sonrası geçen süreden minimum düzeyde etkilenecek ölçü netliğini koruma özelliklerine sahiptirler. Elastik hafıza ise ölçü parçaları ile ölçü materyali arasında meydana gelebilecek stresi azaltarak daimi deformasyon oluşma riskini azaltır.⁹⁹

İmplant üstü sabit protez ölçüleri açısından değerlendirildiğinde, polieter ve polivinilsiloksan çok iyi bir boyutsal stabilite ve yüksek derecede netlik ortaya koysalar da ıslanabilirlikleri, sıcaklık ve pH değişimleri ile alçı model elde edilene kadar geçen zaman içerisindeki uğradıkları hacimsel değişim göz önüne alındığında implant ölçülerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olabilecekleri belirtilmektedir.^{100, 101} Bu iki ölçü materyalleri arasında da polivinilsiloksan daha çok tercih edilmekte sebebi de polietere göre daha ekonomik olmasıdır.¹⁰²

Bu iki materyallerin dezavantajlarını elimine etmek için, son yıllarda ikisinin kombinasyonu sonucunda vinil siloksan eter ölçü materyali de geliştirilmiştir.⁸⁶

Hidrofilik olması ve yüksek boyutsal stabilitesi olduğu belirtilse de yapılmış olan çalışmalarda hassasiyeti yeterince iyi tespit edilemediğinden pek kullanım alanı bulamamıştır.¹⁰³

Polieter, polivinilsiloksana göre daha sert bir ölçü materyalidir. Fakat elastik hafızası daha yüksek bir ölçü materyali olan polivinilsiloksanın, açılı implantlarda kaşığın implantlardan uzaklaştırılması sırasında daha az deformasyona uğradığını ve bu yüzden daha az boyutsal değişiklik gösterdiğini ortaya koyan çalışmalar bulunmaktadır.^{66, 86}

Sonuç olarak kullanılacak ölçü materyallerinde seçimin doğru yapılabilmesi için ölçü materyalleri özelliklerinin, günlük klinik uygulamalarda kullanılan kayıt yöntemlerinin ve klinik senaryonun iyi bilinmesi çok önemli kriterlerdir.

2.9.2. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçüler

Günümüz teknolojisindeki dijital imkânlarla yürütülen protetik tedaviler, konvansiyonel teknikle alınan ölçülerde, ölçü maddelerine bağlı hassas çalışmalardan kaynaklanabilecek olası birçok hatayı önlemek amacındadırlar. Dijital diş hekimliği günümüzde popülaritesini giderek arttırmakta ve klinik uygulamalarda yaygın bir kullanım alanı bulmaktadır. Özellikle son yıllarda birçok farklı dental firmanın ağız içi tarayıcı üreterek bunları farklı markalar ile piyasaya sürmesiyle birlikte ciddi bir rekabet ortaya çıkmıştır. Netlikleri ve kullanım hızları geliştirilmiş olan çeşitli ağız içi tarayıcıların üretilmesiyle beraber implantoloji alanı ve uygulamaları da birçok değişikliğe uğramıştır.¹⁰⁴ Ayrıca dijital ölçüler, geleneksel ölçülere göre çok daha hızlı ilerleyen tedavilere ve daha az seans sayılarına imkan sunmaktadır.¹⁰⁵

İlk kullanıma girdiklerinde tek üye restorasyon üretimi için geliştirilmiş olan CAD/CAM teknolojisi, bugün geldiğimiz noktada tam çene implant üstü restorasyonların yapımını mümkün kılmaktadır. Bunun başlıca nedenlerinden biri de, özellikle 2000’li

yılların sonlarına doğru yüksek kalitede birçok ağız içi tarayıcının ortaya çıkmasıdır.¹⁰⁶

Bu ağız içi tarayıcılar ölçü aşamalarını basitleştirerek hasta başında geçirilen zamanı kısalttıkları gibi, hasta-hekim-laboratuvar arasındaki iletişimi de ciddi anlamda kolaylaştırmıştır.^{107, 108}

Hem CAD/CAM hem ağız içi tarayıcı teknolojilerinin ilerlemesiyle birlikte, implant tedavilerinde de dijital iş akışı dönemine geçilmiştir. İmplant tedavilerindeki dijital iş akışı şu 3 aşama dahilinde gerçekleştirilmektedir:

1. İmplantasyon: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri ve dijital ölçülerin karşılaştırılması (süper-impozisyonu) sayesinde uygun tedavi planlamasının yapılması ve 3 boyutlu printerlar sayesinde buna uygun cerrahi rehber plak üretimi⁴
2. İmplant ölçüsü: Ağız içi tarayıcılar ile osseointegre implantların dijital ölçülerinin alınması
3. Protez üretimi: CAD/CAM ile implant üstü protezlerin üretimi⁸²

Hastanın çene kemiği anatomisine ve planlanan protetik tedaviye uygun bir şekilde implantların yerleştirilmesinin ardından protetik aşamaların da dijital tekniklerle gerçekleştirilmesi birçok avantaj sağlamaktadır. Öncelikle, implant üstü protezlerin alt yapıları CAD/CAM sistemlerinde katı blok materyallerden üretilmektedir. Böylelikle materyal daha homojen bir yapıya sahip olmakta ve yüksek mekanik özellikler sergileyebilmektedir. CAD/CAM teknolojisi sayesinde alt yapı üretiminde kullanılan titanyum; özellikle konvansiyonel üretim tekniklerinde kullanılan değerli metal alaşımlarına göre daha ucuza elde edilebilirken, değersiz metal alaşımlarına göre de implantla aynı materyal olması nedeniyle ağız içerisinde daha az galvanik korozyona uğramakta ve daha iyi bir biyolojik uyum sergilemektedir.¹⁰⁹

Dijital implant ölçüleri, konvansiyonel ölçü tekniklerindeki kaşık seçimi, splint materyali, ölçü materyalinin büzülmesi, alçı genleşmesi gibi birçok aşamayı elimine etmesi nedeniyle implant üstü sabit protez yapımındaki hassasiyeti teorik olarak yükseltebilmektedir.¹¹⁰ Dijital ölçü sayesinde iş akışı kolaylaştırıldığı ve bu tip boyutsal değişim faktörleri elimine edildiği kaşık, ölçü materyali, alçı masrafı, ölçü kaynaklı enfeksiyon bulaşması, ölçü ve alçı modelinin saklanması gibi birçok dezavantaj da ortadan kaldırılabilir. ¹¹¹⁻¹¹³ Dijital ölçünün bir başka avantajı da hekimin ölçüyü teknisyene ulaştırmadan önce hatalarını tespit edip oldukça hızlı bir şekilde ölçüyü tekrarlayabilmesi ve ardından laboratuvara e-mail yoluyla ölçüleri ulaştırabilmesidir.¹¹³

Dijital implant ölçüsü, ilk olarak 2004 yılında Biomet 3i (Florida, ABD) firması tarafından BellaTek Encode ölçü sistemi ve Robocast teknolojisi olarak geliştirilmiştir.⁴ Bu sistemde iyileşme başlıkları 2 parçadır ve üstte bulunan parçanın kodlanmış vaziyetteki oklüzal yüzeyi sayesinde dijital ölçü alımı mümkün kılınmış ve bu oklüzal kod yardımıyla, sistemde dijital tasarım ortaya çıkarılmakta ve kişiye özgü dayanak üretimi gerçekleştirilebilmektedir.⁴ Fakat implant üstü restorasyonun üretimi için bu dayanağın ağza yerleştirilerek tarayıcı ile bir kez daha taratılması gerekmektedir.¹¹⁴

Günümüz dijital ölçü tekniği sayesinde ağız içerisindeki implantın 3 boyutlu pozisyonunun CAD/CAM ortamına aktarılabilmesi için ise dijital tarama parçaları kullanılmaktadır.¹⁰⁴ Bu tarama parçaları; implantın iç bağlantı pozisyonu, açısı ve derinliği hakkındaki gerekli bilgileri sağlamak üzere çentik, düzlem vb. çeşitli konfigürasyonlara sahiptirler. Metalden yapılmış olan tipleri olmasına rağmen ışığın yansımaları engellemenin amacıyla plastik ve PEEK materyalinden üretilmiş tipleri daha çok kullanım alanı bulmaktadır.¹¹⁴ Ağız içi tarayıcılar ile bu tarama parçalarının taraması sırasında, implant firmasının dijital kütüphanesi kullanılarak implantların pozisyonları

tespit edilebilmekte ve tasarımın ardından CAM teknolojisi ile protetik üretim aşaması gerçekleştirilebilmektedir.^{115, 116}

Ağız içi tarayıcı teknolojisinin bu kadar gelişmiş olmasına rağmen, günümüzde kemik seviyesindeki (bone level) implantlarda implant çevresindeki yumuşak dokunun dijital ölçüsünün alınması tam anlamıyla sağlanamamaktadır. Ayrıca dijital ölçüde tarayıcının elde ettiği görüntüleri birleştirip ölçü bütünlüğünü sağlayabilmesi için çeşitli sert doku referans noktalarına ihtiyaç duymaktadır ve tam çene implant vakalarında ölçü bölgesi hareket edebilen mukoza ile kaplı olması nedeniyle bu tip vakalarda dijital tekniğin çeşitli limitasyonlara sahip olduğu bildirilmektedir.¹¹⁷

Günümüzde tam çene doğal dişli vakalarda dijital ölçü tekniğiyle yüksek hassasiyette ölçü alınabildiği birçok çalışmada belirtilmiştir.^{113, 118, 119} Tam dişli çene ölçülerinde netlik karşılaştırması üzerine in vitro bir çalışmada, dijital ölçünün konvansiyonel ölçü tekniğine benzer sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir.¹¹⁹ Fakat dişli çenelerin dijital taraması ile tarama parçası yerleştirilerek taranan implant ölçüleri farklı protokollere ve parametrelere sahiptirler.¹²⁰

2.9.2.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Dijital implant ölçüsü, dijital iş akışlı implant tedavisindeki protetik aşamanın ilk basamağıdır. Konvansiyonel ölçü tekniğine göre çok daha farklı prensipler barındıran bu teknik; ölçü materyali ve alçıya bağlı ortaya çıkabilen boyutsal değişimleri elimine etmek üzere geliştirilmiştir. Fakat kullanılan çok çeşitli teknolojik alt yapıya, farklı implant sistemlerine ve insan faktörlerine bağlı olarak ağız içindeki implant pozisyonlarının dijital ortama aktarılmasında çeşitli boyutsal değişimlerle karşılaşabilmektedir. Dijital ölçü tekniği; kullanılan ağız içi tarayıcının hacmi, kullanım hızı, görüntü çözünürlüğü, yazılım programı ve görüntülerin bu yazılımda dizilme, birleşme, artefaktları ortadan kaldırma

kapasitesi gibi birçok özelliğinden etkilenmektedir. Teknolojik alt yapı kadar; kullanılan tarama parçası ve bu tarama parçalarının implant firmasının dijital laboratuvarıyla olan uyumu, tarama prensibi, implant pozisyonu, hastaya ve hekime bağlı birçok etken dijital ölçü netliğini değiştirebilmektedir.¹²¹

2.9.2.1.1. Tarama Parçası (Scan Body)

İmplant dayanaklarının ölçüsünün dijital olarak alındığı yöntemde, geleneksel ölçü yönteminde kullanılan ölçü transfer parçalarının yerini, firmalar tarafından kendi implantları ile uyumlu tarama parçaları almıştır. Bu tarama parçaları literatürde “implant scanning abutment, scan body” gibi isimlerle adlandırılmaktadır. Tarama parçaları, belirli bir geometri ve yüzey özellikleriyle beraber sanal modele dahil olurlar ve implantın 3 boyutlu pozisyonunun sanal modelde belirlenmesini sağlarlar.

Tarama parçaları, ağız içi tarayıcı veya konvansiyonel ölçünün son basamağı olarak bir laboratuvar tarayıcısı ile taranarak implantların 3 boyutlu pozisyonlarının dijital implant kütüphanesiyle eşleştirilerek dijital ortama aktarılmasını sağlayan ölçü parçalarıdır. Ağız içi taramada kullanılmak üzere tasarlanan ağız içi tarama parçası ve alçı modele yerleştirilerek laboratuvar tarayıcısıyla kullanılmak üzere tasarlanan laboratuvar tarama parçası tipleri mevcuttur. Bu tarama parçalarının kullanımıyla dijitalize edilmiş implant ölçüleri üzerinde tasarımlar yapılarak; bireysel tarama parçaları hazırlanabildiği gibi, implant üstü kuron, köprü, bar bağlantı gibi protetik parçalar da CAD/CAM sistemlerinde üretilebilirler.⁴

Tarama parçası ölçüsü ile üretici firma tarafından oluşturulan dijital kütüphane arasında yüksek hassasiyette yüzey eşleme algoritmasının gerçekleştirilebilmesi için, tarama parçası yüzeylerinin uygun şekilde görüntülenmiş olması gerekmektedir.¹²² CAD programında dijital ölçüdeki nokta bulutları ve bu algoritma kullanılarak, otomatik olarak

dijital implant analogunun pozisyonu 3 boyutlu düzlemde (iç bağlantı pozisyonu, açı, mesafe) uygun bir şekilde tanımlanmış olur. Çoğu implant firması dijital kütüphanesini ücretsiz kullanıma sunarken, bazı implant firmaları belirli laboratuvarlar ile anlaşma yoluna gitmektedirler.¹²³ Bundan dolayı, implant tedavisinde dijital iş akışı için dijital kütüphanenin elde edilmesi veya var olan bir laboratuvarla çalışılması gerekmektedir.

Tarama parçası 3 temel yapıdan oluşmaktadır: tarama bölümü olarak da ifade edilen tepe bölümü, body olarak bilinen orta bölüm ve base olarak bilinen apikal kısımlardır.¹²⁴ Tarama bölümü esas kayıt işleminin gerçekleştiği, implantın konumu ve açısı gibi bilgilerin aktarılmasını sağlayan kısımdır. CAD yazılımı tarafından tanınmasını sağlayan düz ancak asimetrik bir yüzeye sahiptir. Bu alanda bir veya daha fazla sayıda tarama alanı bulunmakta ve bu alanlar ölçünün hassasiyetini arttırmaktadırlar.¹²⁵ Bu kısım çoğunlukla orta bölüm (body) ile aynı materyalden üretilir fakat daha farklı geometriye sahiptir. Bu kısımlar PEEK (polietereterketon), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı veya çeşitli reçinelerden üretilebilirler.¹²⁴ Base kısmı ise body kısmı ve implant arasındaki bağlantıyı sağlar ve body kısmıyla aynı materyalden üretilebilir ya da farklı bir materyalden de üretilmiş olabilirler (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Dijital tarama parçası bölümleri

2004 yılında tanıtılan Robocast Teknolojisi'nin ardından 2008 yılında Straumann Group dijital implant ölçüsünde kullanılması amacıyla ilk tarama parçası üretimini gerçekleştirmiştir.¹²⁶ Daha sonra bu tarama parçaları tek bir ağız içi tarayıcı (iTero) ve tek bir tarama teknolojisi (paralel konfokal mikroskopi) ile kullanılmak üzere tasarlanmış ve sadece tek üye restorasyon üretiminde kullanılabilmektedir. Bugün gelinen noktada ise, büyük implant firmalarının tamamı farklı ağız içi tarayıcılarla kullanılabilen tarama parçasını üretmektedirler. Piyasada bulunan ve farklı firmalar tarafından üretilen tarama parçaları; üretildikleri materyal, boyut, şekil, yüzey konfigürasyonları, bağlantı şekli (implant level, abutment level vb.), tarayıcı-yazılım uyumu ve maliyet açısından çok çeşitli özelliklere sahiptirler.^{127, 128}

Tarama parçalarının şekil ve yüzey konfigürasyonlarının da ölçü netliğini etkileyebileceği düşünülmektedir; ancak literatürde bu tip bir karşılaştırmanın yapıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Chia ve ark.⁷⁰, 2017 yılında yapmış oldukları bir çalışmada tek parça tarama parçası kullanmışlar ve tek kullanım sonrasında tarama parçası yüzeyinde belirgin bir aşınmanın olduğunu bildirmişlerdir. Lin ve ark.⁸⁷ ise, 2 parçadan oluşan tarama parçası kullandıkları çalışmalarında bu tip tarama parçalarının implant pozisyonunun transferinde distorsiyona neden olabileceklerini bildirmişlerdir.

Birden çok implantın bulunduğu vakalarda, ağız içi tarayıcının birbirleriyle aynı görünüme sahip tarama parçalarını tararken, bu parçaları birbirinden ayırması ve ark içerisindeki doğru pozisyonunda görüntüsünü oluşturması oldukça zorlayıcı olabilmektedir. Özellikle fotoğrafları birleştirme prensibiyle çalışan ağız içi tarayıcılar, taramayı devam ettirecek referans noktaları kaybettikleri takdirde farklı tarama parçaları birbirlerinin üzerine yapıştırabilmektedirler.¹²⁹

Yapılan bir çalışmada, kısa ve küçük tarama parçası kullanıldığında ölçü hassasiyetinin azaldığı bildirilmiştir.¹²⁹ 5 mm ve 7 mm uzunluğundaki tarama parçaları kullanılarak yapılan netlik karşılaştırmasında tarama parçası uzunluğu arttıkça açılanmada ortaya çıkan boyutsal değişimin de arttığı bildirilmiştir.¹³⁰

2.9.2.1.2. Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılımı

Diş hekimliğinde dokunmalı (kontakt) ve dokunmasız (non-kontakt) modda kullanılabilen 2 tip tarayıcı vardır. Dokunmalı (kontakt) sistemler ile hazırlanan görsel yazılımlar tarayıcı ucun taranacak nesneye penetre olmadan sadece dokunmasıyla elde edilmektedir.¹³¹ Dokunmasız (non-kontakt) tarayıcılar genel olarak aktif ve pasif formlarda olabilmektedir. Pasif formda olanlar ortama yaydıkları ışımayı algılamaları prensibi ile çalışmaktadır. Bu nedenle günümüzde pasif forma sahip tarayıcıların dental sektörde kullanımları bulunmamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dokunmasız 3D tarayıcılar, aktif formdadır. Bu sistemler ışık, ultrason (US) ya da X ışını gibi çeşitli türlerde radyasyon yaymaktadırlar ve görüntülenecek objeden yansıyan ışığı yakalamaktadırlar.¹³²

Güncel ağız içi tarayıcıların hepsi, görüntülenecek objeye dokunmadan yani dokunmasız (non-kontakt) modda kullanılmaktadırlar. Fakat farklı firmalar tarafından üretilen farklı ağız içi tarayıcılar; konfokal mikroskopi, triangulasyon, interferometri, dalga örnekleme (wavefront sampling), yapısal aydınlatma (structured light), lazer ve video gibi farklı protokollerle çalışırlar.¹²³ Bu çalışma prensipleri dolayısıyla ortaya çıkardıkları görüntü netlikleri arasında ciddi farklılıklar bulunabilmektedir.

Dijital ölçü alındıktan sonra taranan obje yüzeyinde elde edilen nokta bulutu kullanılarak yüzey yapılandırması gerçekleştirilir.¹³³ Bu işlem ağız içi tarayıcıya özel üretilen yazılım içerisinde bulunan algoritmanın bu nokta bulutlarını uygun biçimde

sıralaması, düzenlemesi ve birleştirilerek tek bir görüntü haline getirmesiyle gerçekleştirilir ve böylece taranan objenin 3 boyutlu modeli elde edilmiş olur.^{134, 135}

Bölgedeki nokta bulutu yoğunluğunun fazla olması, yazılımın yüzey işleme algoritmasının yüksek hassasiyetle gerçekleştirilmesini sağlamaktadır.¹³⁶ Böylelikle gerçek obje yüzeyine benzer bir 3 boyutlu dijital model elde edilmiş olur. Ölçü sonrası bazı yüzeylerde yetersiz tarama nedeniyle yetersiz nokta bulutu yer alır ve yazılım tahmini olarak bu yüzeyi kendisi yapılandırır. Görüntülenememiş olan bu bölgelerde yazılımın gerçekleştirdiği yapılandırmalar çoğu zaman gerçek hacme kıyasla ciddi oranda değişkenlik gösterebilmekte; bu da ölçüde çeşitli boyutsal değişimlerin meydana gelmesine neden olmaktadır.¹²³

Dijital modeldeki yüzeyler STL (Standart Triangle Language) dosya olarak tanımlanmaktadır ve bu dosyanın boyutu hem ağız içi tarama sistemlerine göre hem de aynı sistemin kullanıldığı farklı taramalarda değişebilmektedir. Ağız içi kameranın operatör tarafından kullanımına bağlı olarak, obje yüzeyleri farklı yoğunlukta görüntülenebilmektedir. Bu nedenle aynı objenin farklı operatörler tarafından ya da farklı zamanlarda taranmasında elde edilecek değişik yoğunluklara göre, 3 boyutlu modellerde hatalı yüzeyler oluşabilmektedir.¹³⁷

Ağız içi tarayıcılar farklı büyüklüklerde tarama uçlarına sahiptirler. Büyük tarama uca sahip sistemlerin, kısıtlı ağız açma kapasitesine sahip hastalarda ve arka bölgelerde kullanılması yeterli görüntülemeyi sağlayabilmek için bazen mümkün olamamaktadır. Bu da ölçü üzerinde çeşitli boyutsal değişimlere ve istenen kalitedeki görüntü elde edilememesine neden olabilmektedir.¹³⁸

2.9.2.1.3. Opak Ajan Kullanılması

Ağız içi tarayıcılarda yansımayı önlemek ve ölçülebilir yüzeyler sağlamak amacıyla opak ajanlar ince bir katman halinde uygulanmaktadırlar.¹³² Kullanılan opak ajanlara pudra örnek olarak verilebilmektedir. Yüksek hassasiyette ölçü elde edebilmek için kullanılan pudra mümkün olabildiğince eşit kalınlıkta olmalıdır.¹³⁹ Pudralı sistemlerde homojen yüzey elde etmek amacıyla fazla pudra hava spreyi ile uzaklaştırılmalıdır. Bitim sınırları mikro fırçalar yardımıyla temizlenmelidir.¹⁴⁰

Opak ajan olarak spreyleyler de kullanılmaktadır. Spreyli sistemler daha ince tabakalamaya neden olmaktadır. Spreyli sistemlerin, pudralı sistemlere göre daha yüksek görüntü netliği ve üretilen restorasyonlarda daha üstün marjinal bütünlük sağladığı bildirilmiştir.^{141, 142}

Opak ajan veya pudra gereksinimi daha çok eski jenerasyon dijital ağız içi tarayıcılar için kullanılırken, günümüzde hala bulunan True Definition (3M ESPE) vb. birkaç ağız içi tarayıcı dışındaki güncel tarayıcılar objeleri görüntülemek amacıyla genellikle opak ajan gereksinimi duymamaktadırlar.¹⁴³⁻¹⁴⁵ Metalik objelerin, örneğin titanyum içerikli eski tip tarama parçalarının, taranması gibi bazı özel durumlarda da ışık yansımalarını engellemek için opak ajanlar kullanılabilir. ¹⁴⁶

Dijital tarayıcılardaki programlar her ne kadar yapılan pudralama işlemini göz önünde bulundursalar bile, pudra kalınlığının klinisyene bağlı olduğu ve tarama netliğini azalttığı literatürde belirtilmiştir.¹⁴⁶

2.9.2.1.4. Tarama Yapılan Arkın Uzunluğu

Taranan ark uzunluğunun artmasıyla beraber, nokta bulutları arasında yeterli düzeyde referans nokta elde edilmesi zorlaşır. Böylece ayrı ayrı elde edilmiş olan görüntülerin düzgün bir biçimde birleştirilebilmesi mümkün olmaz, bu nedenle de ya elde

edilen görüntüde optik gürültüler (optic noise) ve distorsiyonlar meydana gelmekte ya da yazılım yüzey eşleme algoritmasını kullanamayacağından dolayı taranan bazı bölgeleri kesip atabilmektedir.¹⁴⁷

Ağız içi tarayıcılarla yapılan tam ark ölçülerde hatalarının birikerek ilerleyeceği düşünülmektedir. Tek diş restorasyonların kaydı ile tek bölgenin kaydının karşılaştırıldığı bir çalışmada tek diş restorasyon kaydının daha başarılı sonuç verdiği bildirilmiştir.⁹ Bu durum kayıt esnasında oluşan hataların birikerek ilerlemesine bağlanmıştır. Tek diş restorasyonlar ağız içi tarayıcılar için teknik olarak en kolay vakalardır fakat çoklu restorasyonlar ve uzun dişsiz boşluklar sabit referans noktası eksikliğine bağlı olarak daha farklıdır. Bu gibi klinik durumlarda, ilk görüntü referans olarak kullanılmakta ve devam eden görüntüler önceki görüntülere ilave edilerek elde edilmektedir.¹⁴⁸

Özellikle tam dişsiz hastalarda yaşanan bu durumu engelleyebilmek, referans noktaları arttırmak adına tarama parçaları birbirleriyle splintlenebilir, bu sayede gövde aralarında da tarama sisteminin referans olarak kullanabileceği nokta bulutu kaynakları sağlanmış olur.^{149, 150}

2.9.2.1.5. Tarama Yapılan Bölge

İmplantların ark içindeki pozisyonlarının etkileri, ilk görüntüden uzaklık ya da yakınlığa göre "quadrant" (bölge, çeyrek ark) adı altında değerlendirilmektedir. Birinci bölge ilk taranan ark bölgesidir. İkinci bölge en son taranan ark bölgesidir ve ilk elde edilen görüntüden daha uzak mesafedeki görüntüyü tanımlamak için kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda ikinci bölgede yer alan restorasyonların dijital ölçü görüntülerinde daha fazla sapma olduğu bildirilmiştir.¹⁴⁷

Tarama yapılan bölge, çeyrek ark (quadrant) etkisinin dışında içerdiği geometrik veriye göre ölçü netliğine etki etmektedir. Yüzey alanı daha az olan ön bölgede yapılan

bir taramada, arkın daha arka bölgelerinde yapılacak olan taramaya göre daha az veri elde edilmekte ve bu da çeşitli boyutsal değişimlerin meydana gelmesine neden olabilmektedir.¹⁵¹

Ender ve ark.¹³⁷ 2015 yılında yapmış oldukları bir çalışmada, aldıkları dijital ölçülerde gingival ve interproksimal bölgelerde daha fazla distorsiyon meydana geldiğini bildirmişlerdir. Kameranin bulunduğu tarayıcı ucun bu bölgelere yeterince giremediğinden uygun açıda görüntüleme yapamadığını ve daha az miktarda veri elde edilebildiğini bildirmişlerdir.

2.9.2.1.6. Optik Gürültü (Optic Noise)

Ağız içi tarayıcıların, tarama sırasında yansıyan ışık görüntülerine maruz kalması sonucunda elde edilen görüntüler etkilenebilmekte ve optik gürültü meydana gelebilmektedir.¹³² Optik gürültüyü engelleyebilmek için, tarayıcının görüntüleme sırasında spesifik şekilleri aramasına izin veren önceden düzenlenmiş parametrelerin kullanılması gerekmektedir.¹⁵² Doğal dişlerin her biri farklı şekillere sahip olduğu için dişli vakalarda alınan dijital ölçülerde bu yöntemi kullanmak mümkün değildir. Fakat tarama parçalarının birebir aynı tasarıma sahip olmasından dolayı, taranacak olan tarama parçasının yazılımda seçilmesi ve boyutlarının öncesinden yazılıma tanıtılması sayesinde optik gürültüler engellenebilir.¹⁵³

Optik gürültünün asgari seviyede tutabilecek bir başka yöntem de yüksek çözünürlükte tarama yapılarak yüzey yapılandırma işlemlerinde meydana gelen boyutsal değişimleri engellemektir.¹⁵³ Ayrıca elde edilen 3 boyutlu görüntülerdeki nokta bulutlarının kontrol edilmesiyle optik gürültüler tespit edilebilir ve yapılan tarama tekrarlanabilir.¹³²

2.9.2.1.7. Tarama Protokolü

Ağız içi tarayıcıların görüntü elde etme yöntemleri değişkenlik gösterdiğinden dolayı; üretici firmalar kendi tarayıcıları için farklı tarama protokolleri tavsiye etmektedirler.^{151, 154-156} Bunula beraber tarama protokollerinin ölçü netliğine etkisi üzerine literatürde çok fazla çalışma olmadığından dolayı, bu konuda az sayıda bilgiye ulaşılabilmektedir.^{151, 156, 157}

Ağız içi taramalar, objelerin ilk görüntüden uzaklık veya yakınlık derecelerine göre ‘çeyrek ark’ (quadrant) olarak isimlendirilen bölgelere ayrılması ile gerçekleştirilir. Örneğin arka bölgeden başlanan bir taramada burası 1. Quadrant iken, ön bölge 2. quadrant olarak adlandırılır. Ağız içi tarayıcı elde edilen görüntüleri best-fit algoritması kullanarak en uygun şekilde birleştirmeye çalışır. Her bir birleştirmede doğal olarak belli düzeyde bir boyutsal değişim ortaya çıkmaktadır. Best-fit algoritmasının görüntüleri birleştirirken ilk görüntülen alanı yani 1. quadrant bölgeyi referans olarak kullanması dolayısıyla, 2. quadrant bölgeye gidildikçe ölçü netliği azalmaktadır. Bu nedenle taranan alanın uzaması daha fazla sayıdaki görüntünün birleştirilmesine ve bu da boyutsal değişim oluşma ihtimalinin artmasına neden olmaktadır.¹⁴⁸

Ağız açıklığının devamının sağlanması amacıyla tarama yönü arka bölgeden ön bölgeye doğru olduğunda ön bölgedeki distorsiyon miktarı daha fazla olmaktadır. Yine de arka bölgeler daha geniş yüzey alanına sahip olduğundan tarayıcıya ilk görüntüyü yakalaması için daha fazla referans noktası sağlamaktadır. Bu durumda arka bölgelerin ilk taranan alan olarak seçilmesini tavsiye etmişlerdir.⁶¹

2.9.2.1.8. Klinisyenin (Operatör) Tecrübesi

Bir dijital ölçünün netliğinde, operatörün kullanılacak ağız içi tarayıcıya dair geçmiş tecrübesinin ve o tarama sistemine olan bilgi birikiminin önemli olduğu

düşünülmektedir. Literatürde klinisyen tecrübesinin dijital ölçü netliğine olan etkisiyle ilgili az sayıda bilgi mevcuttur.¹¹²

2.9.2.1.9. Tarama Esnasında Kullanılan Görüntü Çözünürlüğü

Ağız içi tarama yapıldıktan sonra elde edilen görüntüler, tarama sistemlerindeki yazılımlarda bulunan meshing algoritmaları kullanılarak uygun şekilde düzenlenir. Ham verilerin düzenlenmesi sonucunda 3 boyutlu model için istenen görüntüler elde edilir. Fakat bazı durumlarda meshing algoritmaları, dijital görüntüler üzerinde orijinal objedeki görüntülerden farklı yüzeyler oluşturarak boyutsal değişimler meydana getirebilmekteler.¹¹²

Meshing algoritmalarının kullanım miktarını azaltmak amacıyla dijital ağız içi tarayıcıları kalibrasyon testlerine tabi tutmak ve yapılan taramaları yüksek çözünürlük modunda işleterek taranan objeyle ilgili daha yüksek kalitede görüntü elde edilebilir.¹¹² Yine de yüksek çözünürlüklü taramalar elde edilmesi için, tarama işlemi süresinin uzaması ve sistem içinde daha fazla hafıza alanı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır.¹²³

2.9.2.1.10. Artefaktlar

Ağız içi taramalarda görüntülenmek istenen yapıların; komşu yapılar sebebiyle gölgelenmesi, ağız içersinin yetersiz alana sahip olduğundan tükürük nedeniyle ıslak olması; dijital verilerin kalitesini düşürmekte ve 3 boyutlu modellerde yetersiz veri veya hatalar meydana getirmektedir.¹⁵⁸ Ayrıca optik yansımalar nedeniyle de hataların oluşabileceği düşünülmektedir.¹¹³

Artefaktların ileri derecede deviasyon meydana getirdiği düşünüldüğünden dolayı veri kümesinin görsel taranması sırasında, sonuç görüntüdeki sapma miktarı da artış göstermektedir.¹¹³ Ender ve ark.¹³⁷, CEREC Bluecam Software 4,0 ile yaptıkları bir

çalışmada hataların 3D model üzerinde diş eti kenarında düzensiz alanlar oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu alanların üçgenlere bölünme (triangulasyon) sürecinde dağınık konumlanmış olan yüzey noktalarından kaynaklanan hatalar olduğunu belirtmişlerdir.

2.9.2.1.11. İmplant Açısı

Dijital implant ölçülerinin, implant açılanmalarından herhangi bir materyal deformasyonu ya da ölçü parçasının ölçü içinde hareket etmesi gibi bir durum söz konusu olmadığından dolayı prensip olarak etkilenmemelidir. Fakat bu konuyla ilgili birçok çalışma yapılmış; bazı çalışmalarda açılanmanın ölçüyü etkilemediğini, bazılarındaysa 15° - 30°' den daha yüksek açılanmaların ölçüyü etkileyebildiği ifade edilmiştir.^{112, 148}

İmplantın daha derin yerleştirilmiş olduğu durumlarda ise, ağız içi tarayıcı tarafından görüntülenebilecek olan tarama parçası boyu da azalacağından dolayı ölçü netliğinin etkilenebileceği düşünülmüştür. Fakat bu konuda yapılmış 4 ayrı çalışmada farklı derinlikte (2 mm- 4 mm vb.) implantlar yerleştirilmiş ve dijital ölçü netlikleri araştırılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde implant derinliğinin netlik üzerinde ciddi anlamda bir etkisinin bulunmadığı ifade edilmiştir.^{112, 147, 148, 159}

2.9.2.1.12. Diğer Faktörler

Teknolojiye bağlı hatalara ek olarak, elle (manuel) yapılan taramalarda hekimin hareketi, ölçümlerde değişikliklere neden olmakta ve yakalanan görüntülerde sapma oluşturabilmektedir.¹⁶⁰ Aynı zamanda hastaların veri toplama aşamasındaki hareketi de ölçü netliği üzerinde belirgin bir etki meydana getirmektedir.¹³¹

Tarama yapılan bölgelerin ağız içi tarayıcıları etkileyen en baskın etken olduğu belirtilse de kullanılan teknoloji, kullanılan materyallerin durumu, cihaz ve oda sıcaklığı, tarama yapılan alanın ışıklandırması, tarayıcının tipi, kullanılan yazılımlar, tarama parçalarının görünürlüğü, kullanılan alanın veya odanın ışıklandırılması, ağız açma

miktarı ve tükürük varlığı gibi hastaya ait faktörlerin de tarama netliğinde etkili olduğu bildirilmiştir.^{112, 113, 118, 148, 161}

Ayna görüntüsü oluşturabilecek veya yansıma yapabilecek restorasyonların ağızda bulunması da netliği etkileyen faktörlerden oldukları belirtilmiştir.¹¹³

İn vitro çalışmalar ağız açma miktarını, tükürük, kan veya diğer klinik durumların etkilerinin tam anlamda araştırılmasında engel oluşturmaktadır.^{113, 118}

Pudrasız dijital ölçü cihazlarının kullanıldığı bir çalışmada kameranın lensinin daha az kirlendiği ve bu sayede de daha net ölçü elde edildiği bildirilmiştir.¹⁶²

2.10. Dijital Ağız İçi Tarayıcılar

CAD/CAM teknolojisinin 1980'lerden itibaren hızla diş hekimliğinde gelişim göstermesi nedeniyle bilgisayar destekli ölçü (Computer Aided Impression / CAI) tekniklerini de beraberinde getirmiştir.¹⁶³ Dijital ölçü yöntemi, dijital olarak tasarlanmış bir protetik restorasyonun birinci basamağıdır.^{164, 165}

İş akışı; dijital görüntü alınması, bu görüntü üzerinde protetik tasarımın yapılması ve kazıyıcının bu tasarıma ait verilere uygun şekilde bloklardan protetik üretimi gerçekleştirmesi olmak üzere 3 basamaklı bir işleyişe sahiptir. Dijital görüntülerin oluşturulması ilk olarak dijital laboratuvar tarayıcıları tarafından yapılsa da 2003 yılından beri ağız içi tarayıcılar vasıtasıyla 3 boyutlu bilgiler elde edilebilmektedir.¹⁶⁶

Mevcut ağız içi tarayıcı teknolojisi, tüm arka 3 boyutlu modelini tek bir görüntüleme ile elde edebilecek donanıma sahip değildir. Bu nedenle birçok farklı görüntünün elde edilmesi ve bu görüntülerin üst üste konarak birleştirilmesiyle ağız içi yapıların dijitalize edilmesi sağlanmaktadır.¹⁶⁷ Ağız içi tarayıcılar da bu görüntülerin elde edilmesinde kullandıkları tekniğe bağlı olarak; dijital fotoğraflar alıp bunları birleştirerek

ve bir fotoğraf serisi oluşturarak ya da bu görüntüleri dijital video yöntemiyle ortaya çıkaran tarayıcılar olmak üzere temelde iki gruba ayrılmaktadırlar.¹⁶⁸

Ağız içi tarayıcılar, görüntülenmesi istenen objenin yüzeyine lazer veya yapılandırılmış ışık karakterinde ışınlar gönderirler. Ardından sahip oldukları iki veya daha fazla sayıdaki kamerayla ışınların o yüzeyde maruz kaldığı deformasyonu tespit ederek, güçlü işlemci ve yazılımları sayesinde 3 boyutlu koordinat hesaplamaları yaparlar. Yazılım, ürettiği nokta bulutları ve örgüler sayesinde taranan yüzeyin 3 boyutlu yapılandırmasını gerçekleştirir. Bu yazılımın saniyede binlerce nokta tespit ederek bunları işlemesi ve elde etmiş olduğu görüntüleri uygun biçimde birleştirmesiyle birlikte 3 boyutlu bir model elde edilir.¹⁶⁹⁻¹⁷² Fakat dijital ölçüde karşılaşılan en büyük boyutsal değişim nedenlerinden biri görüntülerin birbirleriyle birleştirildiği esnada meydana gelmektedir.¹⁵⁸

Taranan objeye özgü özellikleri, transparanlık, materyallerin yansıması, hekim veya hastanın taramayı etkileyebilecek düzeydeki hareketleri ve yapılabilecek öngörülen hataları elemine etmek için bazı tarayıcılar birkaç prensibi kombine edecek şekilde üretilmişlerdir. Bu yüzden çoğunlukla ışık kaynakları ve kullanılan optik bileşenler çok çeşitlilik göstermektedir.¹⁷³

Fotoğraf alma ve video kaydının da ötesinde; aktif triangulasyon, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografisi ve aktif wavefront örnekleme gibi bu veri elde etme prensiplerine göre de ağız içi tarayıcı sınıflandırması yapılmaktadır.¹⁶⁷

Sistemlerin hassasiyeti, doğruluğu veya güvenilirliğinin dışında tarama hızı ve boyut (taşınabilirlik) da yine etkili faktörler arasındadır.

2.10.1. Dijital Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri

2.10.1.1. Aktif Triangulasyon

Aktif triangulasyonun temel prensibi, ışık kaynağının (ağız içi tarayıcının) farklı dalga boylarına sahip olan ışığı yayması ve objeden yansıyan ışığın kameralar tarafından belirlenip yazılımda işlenmesidir.¹⁶⁹ Taranan bölgedeki mesafeyle ilgili verilerin elde edilmesi de üçgensel düzlemde açısal ölçümler ile gerçekleştirilmektedir.¹¹³ Cerec Omnicam ve Carestream 3600, bu tip taramaya örnek olarak verilebilir.¹⁶⁹

2.10.1.2. Konfokal Mikroskop

Konfokal mikroskop prensibi, ağız içi tarayıcı tarafından paralel lazer demetlerinin yayılması ve bu demetlerin aynı optik yol üzerinden geri dönmesi sonrası algılanarak istenen derinlikte görüntülerin elde edilmesi esasına dayanmaktadır.¹⁶⁹ Bu teknikte odaklanılan alan dışındaki ışık yansıtan nesneler etkisiz hale getirilebilmekte ve tüm nesnelerin 3 boyutlu görüntüsü nokta birleştirme (point and stitch) yöntemi ile elde edilmektedir.¹⁷⁰ 3Shape Trios ve iTero gibi ağız içi tarayıcılar bu prensibe dayalı görüntüleme yapmaktadır.¹⁶⁹

2.10.1.3. Aktif Wavefront Örnekleme

Mavi ışık projeksiyonunun dönen açıklık prensibi ile çalışan 3D görüntüleme yöntemidir.¹⁷⁰ Yüksek çözünürlükteki kameralar ile farklı açılardan görüntünün alınması, uzaysal mesafelerin hesaplanması ve 3 boyutlu konumlanmanın gerçekleştirilmesini sağlayan bu yöntem 3M ESPE firmasının ürettiği Lava COS ve True Definition ağız içi tarayıcılarda kullanılmaktadır.¹⁶⁹ Fakat ışık yansımaların fazla olabildiği bu sistemde pudra gereksinimi bulunmaktadır.¹¹³

Ağız içi tarayıcıları birbirinden ayıran kullanım hızları, opak ajan gereksinimleri, başlık büyüklükleri, satın alma ve güncelleme maliyetleri gibi birçok özellikleri vardır. Bu faktörlerin dışında, alınan dijital ölçülerinde en önemli faktör ölçünün netliğidir.¹¹⁸ ¹⁵⁵ Son yıllarda ağız içi tarayıcıların kamera ve yazılımları geliştirilerek ölçü netlikleri arttırılmış, belli şartlar altında tam çene gibi geniş bölgelerin ölçülerini kliniksel olarak kabul edilebilir seviyeye getirilmişlerdir.^{113, 118, 119}

2.11. Çalışmada Kullanılan Ağız İçi Tarayıcılar

2.11.1. Carestream 3600 (Carestream, Rochester, NY, ABD)

Carestream dental tarafından 2014 yılında piyasaya sürmüş olduğu CS 3500; aktif triangulasyon prensibiyle çalışıp pudrasız görüntüleme yapabilen ve aldığı görüntüleri birleştirerek taramış olduğu alanın 3 boyutlu görüntüsünü elde edebilen bir ağız içi tarayıcıdır.¹⁵⁴ Firma daha sonra 2016 yılında CS 3600 ağız içi tarayıcıyı tanıtmıştır (Şekil 2.2). CS 3600 devamlı görüntüleme ile pudrasız üç boyutlu görüntü elde etmekte, aktif hızlı 3D video (Active speed 3D video) ilkesine göre çalışmakta ve güçlü yapılandırılmış LED ışık tarayıcısını kullanmaktadır.¹⁵⁴ Değişik renkli yanıp sönen LED ışıklarla klinisyene görüntünün tam alınıp alınmadığı konusunda bilgi verir.¹⁶⁹



Şekil 2.2. Carestream 3600 ağız içi tarayıcı

CS 3600 tarama cihazı, saniyede 64 kare görüntü yakalayarak ultra hızlı dijital ölçü alınmasını sağlamaktadır.¹⁷⁴ Ağız içinde özel bir kurutmaya ihtiyaç duymadığı, olabilecek metal restorasyonlarını da pudra kullanımına gerek duymadan rahatça okuyabildiği ve ölçü hassasiyetinin 10 mikronun altında olduğu üretici firma tarafından belirtilmiştir.¹⁷⁵

HD renkli tarama özelliği sayesinde preparasyon bölgesi yüksek detay ile görüntü alabilmektedir.¹²⁴ Tarama yazılımında bulunan ışık gölge kontrolü özelliği sayesinde preparasyon sınırlarının rahatlıkla görüneceği biçimde yazılım içinde hazırlık yapıldığı ve dokuların en gerçekçi görüntüsünün yazılım tarafından kullanıcıya sunulduğu belirtilmiştir.¹⁷⁵

Görüntü kaydı sırasında buhar oluşmaması için başlık içinde ısıtıcı mevcuttur. Tarama sırasında elde edilen eşzamanlı model gerçek renkleri yansıtmaktadır. Kullanım esnasında hekimi doğru yönlendirmek ve taramanın sınırlarını yansıtmak amacıyla renkli bir ışık takip mekanizması bulunmaktadır.

Pürüzsüz ve hafif tasarımı (325 gr) sayesinde ölçü alımı sırasında manipülasyonu kolaylaştırmaktadır.¹²⁴ Ölçü alımı sırasında ağız içi dokularla, tükürükle, kanla temas eden kameranın uç kısmı çıkarılabilmekte ve otoklava atılıp steril edilebilmekte ve bu özelliği sayesinde çapraz enfeksiyonun önlenmesi hedeflenmektedir.¹²⁴ Ayrıca her hastanın aynı ağız açma mesafesine sahip olmayacağı ve tek bir başlığın bütün hastalara uymayacağı düşüncesiyle kameranın çıkarılabilir uçları 2 farklı boyutta tasarlanmıştır.¹⁷⁴ Birinci uç yetişkinlerde kullanılan standart boyutlardayken, ikinci uç ağız açma kısıtlılığı bulunan hastalarda veya çocuklarda kullanılmak üzere daha küçük ve açılı olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca kapanış kaydının alınması sırasında bukkal yüzeylerin daha kolay taranmasını sağlayan dikey tarama ucu bulunmaktadır.¹⁷⁴

CS 3600, Carestream firmasına ait tasarım ve üretim üniteleri ile birlikte entegre çalışabildiği gibi, açık bir sistemin parçası olduğu için, alınan ölçü STL formatına çevrilebilir ve farklı bir tasarım programında açılabilir.¹⁷⁴ Ayrıca tasarlanan bir restorasyon Carestream firması dışında başka bir firmanın üretim cihazında da üretilmektedir. Bu sayede CS 3600'ün laboratuvarla daha rahat iletişim kurulmasını ve esnek bir yelpazede çalışılabilir olmasını sağlamaktadır.¹²⁴

CS 3600 cihazı, protetik tedavilerin ölçü aşamalarında kullanılmakla birlikte implant planlaması ve cerrahi rehber hazırlığı, ortodontik apareylerin hazırlığı amacıyla da kullanılabilir.¹⁷⁵ Tarama sisteminin yıllık lisanslaması yoktur, STL dosya formatında dışarı aktarım tamamen ücretsizdir ve hiçbir ara yazılım gerektirmemektedir.¹⁷⁴

2.11.2. Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka)

Günümüze kadar 3Shape firması tarafından piyasaya sunulan Trios ağız içi tarama cihazları çeşitlilik göstermektedir. Firma tarafından üretilen ağız içi tarama cihazlarından ilk olanı, Trios standart olarak 2011 yılında, 2013 yılında Trios Colour, 2015 yılında da 3. Jenerasyon olan Trios 3 ağız içi tarayıcıyı piyasaya sürmüştür.⁴ Günümüz itibariyle de firma en son olarak 4. Jenerasyon olan Trios 4 cihazının tanıtımını yapmıştır (Şekil 2.3). Trios 4 cihazı sadece kalem formunda olup hem kablolu hem kablosuz çeşidi bulunmakta ve sistem kurulumu Pod ve Move+ olmak üzere 2 seçenek sunmaktadır (Şekil 2.4, Şekil 2.5).¹⁷⁴



Şekil 2.3. Trios 4 Ağız içi tarayıcı



Şekil 2.4. Trios 4 Pod



Şekil 2.5. Trios 4 Move+

Konfokal mikroskopi ve ultra hızlı optik görüntüleme prensibiyle çalışmakta ve gerçek renklerde tarama ve diş rengi ölçümü (Real colours and shade measurement) özelliği bulunmaktadır.¹⁷⁶ Diğer tarama cihazlarından farklı olarak en geliştirilmiş özelliği, olası yüzey ve interproksimal çürüklerin dijital olarak tespiti için ek bir tarama cihazına gerek olmadan teşhis yardımını sağlamasıdır.¹⁷⁴ Ayrıca bu cihazda, anında ısınma teknolojisine sahip akıllı tarama başı mevcuttur ve saniyeler içinde taramaya hazır olunmakta ve bu özelliği cihaza % 30 daha fazla pil ömrü sağlamaktadır.¹⁷⁴

Trios sistemi, 3 boyutlu veriyi STL formatında veya özel formatta aktarabilen açık bir sistemdir ve STL dosyası farklı CAD/CAM sistemleri ile birlikte çalışabilmektedir.¹⁷⁴ Özel formattaki tarama verileri ise sadece 3Shape'in spesifik CAD yazılım programı ve 3Shape Dental System ile dizayn edilebilmektedir.

2.11.3. Primescan (Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany)

2019 yılında CEREC firması tarafından tanıtılan en yeni olan CEREC sistemi Primescan cihazıdır.¹⁷⁴ Primescan ağız içi tarayıcı, tarama hızı ve hassasiyeti en yüksek olan CEREC sistemi olarak piyasaya sürülmüştür.¹⁷⁴

Optik yüksek frekans kontrast analizi ve yüksek çözünürlüklü sensörler sayesinde dinamik derin tarama (20 mm'ye kadar) yapabilmektedir.¹⁷⁷ Ağırlığı metal başlıklı kılıf ile birlikte 524,5 gr ve sadece kablolu özelliği bulunmaktadır.¹⁷⁷ Saniyede 50.000'den fazla görüntüyü birleştirme ve renkli tarama yapabilmekte ayrıca saniyede 1.000.000'dan fazla noktayı ardışık tarama prensibi sayesinde 3 boyutlu olarak hassasiyeti ve ölçü netliği yüksek veriler elde eder.¹⁷⁷ Primescan cihazı daha kolay kullanım sağlaması için basitleştirilmiş kullanıcı ara yüzüne sahip yeni yazılımı ile piyasaya sunulmuş ve sistemdeki yeni yazılım güncellemesine, anatomik artefaktların otomatik olarak silinebilmesi gibi yeni özellikleri bulunmaktadır.¹⁷⁴ Bu sayede tarama sırasında taramaya istenmeden dahil olan yanak, dudak ve benzeri yumuşak doku görüntüleri sistem tarafından otomatik olarak silinmektedir.¹⁷⁴

Safir camlı veya otoklavlanabilir bir seçenek olarak paslanmaz çelik manşonlar ve tek kullanımlık kılıflar da mevcut ve tam çene taramayı (üst, alt, kapanış kaydı, model hesaplama) yaklaşık 2-3 dakikada yapabilmektedir.¹⁷⁷ Kapalı bir sistem olmakla birlikte alınan görüntüler STL dosya formatına da dönüştürülebilmektedir (Şekil 2.6.).



Şekil 2.6 Primescan ağız içi tarayıcı

2.12. İmplant Ölçü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri

2.12.1. Ölçü Netliği

‘Ölçü netliği’ tanım olarak; doğruluk (Trueness) ve tekrarlanabilirlik (Precision) terimleri üzerinden ifade edilmektedir. Doğruluk, ölçüsü alınan bölgenin gerçek uzaysal geometrisi ile alınan ölçü sonrasında elde edilen 3 boyutlu modelin uzaysal geometrisi arasındaki boyutsal sapmaları tanımlar.^{118, 155} Ağız içi tarayıcıların, ağız içerisindeki veya ağız içini taklit edebilen bir çene modelindeki dokuları dijitalize ederken koordinatları gerçeğine yakın yansıtabilmesi oldukça önemlidir.¹⁵⁴ Tekrarlanabilirlik terimi ise; aynı ağız içi tarayıcı kullanılıp gerçekleştirilen taramalar arasındaki boyutsal sapma farklılıklarını tanımlar.⁴ Ağız içi tarayıcıların; doğruluğu yüksek görüntüleme yaptıkları kadar, farklı zamanlarda yapılan benzer taramalarda da birbirleriyle tutarlı sonuçlar verebilmeleri bizim için çok önemlidir.¹⁷⁸

Ölçü doğruluğunun tespit edilebilmesi için, en başta taranan objenin gerçek uzaysal geometrisinin belirlenmesi gerekir (ISO 5725-1).^{179, 180} Geçmişte 3 boyutlu

fotogrametri, bilgisayarlı tomografi ve mikroskop gibi farklı yöntem ve cihazlar kullanılmış fakat bu yöntemlerle istenilen seviyede doğru veri elde edilemediği ifade edilmiştir. Bu nedenle artık günümüzde, doğruluk ve netlikleri yüksek olan referans tarayıcılarla tarama yapıp ağız içi tarayıcılarla da elde edilen ölçüler karşılaştırılabilmektedir.⁵⁷

2.12.2. Referans Tarayıcılar

İmplant ölçülerinin gerçek implant pozisyonları ile karşılaştırılabilmesi için modelin yüksek netlikte tarama yapabilen endüstriyel optik tarayıcılarda taranması veya koordinat ölçüm cihazlarında (Coordinate Measuring Machine) implant koordinatlarının tespit edilmesi gerekmektedir.

Optik tarayıcıların orijinal modeli taraması sonucu çok düşük miktarda boyutsal sapmalar meydana gelmektedir.⁸² Ancak oluşan bu sapmalar klinik açıdan oldukça düşük seviyede olduğundan dolayı, ölçü karşılaştırmaları bakımından bu yöntem altın standart olarak kabul görmektedir.^{154, 181, 182}

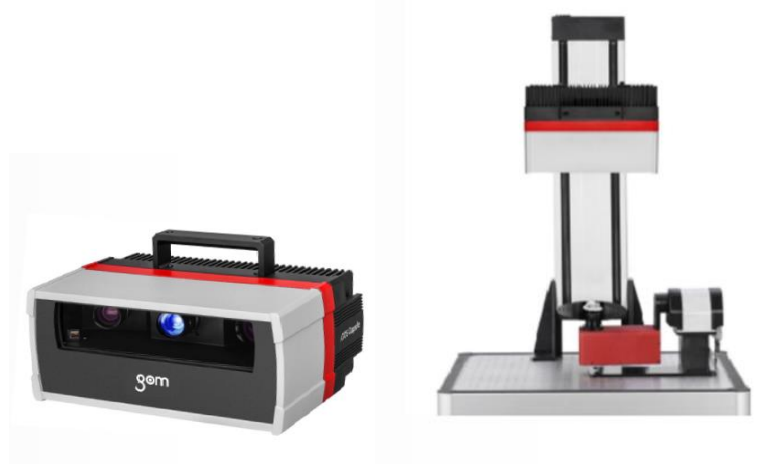
Bu referans tarayıcılarla, kullanım yöntemleri ve boyutları nedeniyle ağız içerisinde kullanılamadığı için ancak in vitro çalışmalarda ölçü netliği karşılaştırması yapılabilir in vivo çalışmalarda ise tekrarlanabilirlik ya da ölçü sonrasında elde edilen protetik parçaların uyumu gibi karşılaştırmalar yapılabilmektedir.^{178, 180}

2.12.2.1. Atos Capsule (GOM, Braunschweig, Germany)

Atos capsule referans tarayıcısı, endüstriyel bir tarayıcı olup diş hekimliği alanında da profesyonel kullanımlara sahip 3 boyutlu optik hassasiyetli bir ölçüm cihazıdır (Şekil 2.7). ATOS serisinin ızgara projeksiyon sistemi, küçük ve orta ölçekli parçaların üretim kalite güvencesinde kullanılır ve ince detaylar için yüksek hassasiyetiyle üstünlük sağlar.¹⁸³

Standart hale getirilmiş ölçüm cihazı ATOS ScanBox'ta ATOS Kapsül, konturlu parçaların tamamen otomatik olarak ölçülmesi ve incelenmesi için kullanılır.¹⁸³ 4 serisi ATOS ScanBox'ta kullanılan ATOS Capsule, küçük parçalar için mobil olarak kullanılır ve bu nedenle esnek bir ölçüm sistemi olarak hizmet eder.¹⁸³ Seri 5 ve 6'nın ATOS ScanBox modellerinde, ATOS Capsule bir Plus Box fotogrametri eklentisi ile genişletilebilir.¹⁸³ Böylece, daha büyük parçalar veya birkaç parça aynı anda ölçülebilir. Bu 3 boyutlu referans tarayıcı MV40, MV70, MV120, MV200, MV320 gibi değişken ölçüm hacimlerine ve 40×30 mm, 70×50 mm, 120×80 mm, 200×140 mm, 320×240 mm alanlarına sahiptir.¹⁸⁴

Ölçüm sırasında, nesnenin yüzeyine hassas saçak desenleri yansıtılır ve stereo kamera prensibine dayalı olarak iki kamera tarafından kaydedilir ve bu sayede yansıtıcı yüzeylerin veya karmaşık girintili nesnelerin ölçülmesinde avantajlar sunar.¹⁸⁴ ATOS Kapsül sisteminin projeksiyon ünitesi mavi ışık (Blue Light) teknolojisine dayanmaktadır. Sensör, dar bantlı mavi ışıkla çalıştığı için, görüntü alma sırasında karışan ortam ışığı filtrelenebilir.¹⁸⁴ Güçlü ışık kaynağı sayesinde kısa ölçüm süreleri elde edilebilir. Sensör, çalışma sırasında değişen ortam koşullarını tanır ve bu değişiklikleri telafi edebilir. Bunu yapmak için sensörün yazılımı, ölçüm verilerinin kalitesini sağlamak için kalibrasyon durumunu, dönüşüm doğruluğunu, çevresel değişiklikleri ve parça hareketlerini sürekli olarak izler.¹⁸⁴



Şekil 2.7. Atos Capsule

Ağırlığı 7 kg, sensör boyutları 310 x 220 x 150 mm'dir.¹⁸⁴ Manuel / yarı otomasyon/ robot sistem ile tam otomasyon gibi 3 farklı şekilde kullanımı bulunmaktadır.¹⁸⁴ Çalışma sıcaklığı 5-35 °C ve 12MP (tarama başına 12 milyon noktadan veri alma imkanı)'dir.¹⁸⁴ 1-2 saniye içinde 12 milyona kadar bağımsız ölçüm noktası yakalar. Atos capsule 3 µm doğruluk (Trueness) ve 2 µm tekrarlanabilirliğe (Precision) sahiptir.^{185, 186} Çene modelinin boyutu nedeniyle MV120 tarama hacmi ve 120×80 mm tarama alanına sahip versiyonu kullanılmıştır. Çalışma mesafesi olarak da 290 mm seçilmiştir.

Tarama işlemi tamamen titreşimsiz ortamda yapılmaktadır. Elde edilen taramalar daha sonra STL formatında alınabilmektedir.

2.13. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk

Pasif uyum, protetik alt yapının implant, dayanak ve implantın çevresindeki kemik üzerinde kuvvet ve gerilime neden olmayan; protez ve implant arasında oluşan bir uyuma denir.¹⁸⁷ Bir implant protezinin dayanak ile olan uyumu, direkt olarak alınan implant ölçüsünün netliğine ve protetik üretim hassasiyetine bağlıdır. Bu nedenle de günümüzde pasif uyuma sahip bir protezin üretilmesi için en önemli ve birincil aşama netliği

yüksek bir ölçü elde etmektir. İmplant tedavisinde uzun süreli bir başarı için, protetik alt yapı ile dayanak/implant arasında pasif uyumun sağlanması en önemli faktörlerden biridir. Protetik alt yapının bütün yüzeyinin dayanağa uygun şekilde temas edilmesi sağlanarak, dayanak-implant-kemik kompleksine fazladan yükleme yapılması engellenebilmektedir.¹⁸⁸

İmplantlar dişlerden farklı olarak periodontal dokuya sahip olmadığından dolayı, implantlara kuvvet gelmesi halinde kemik içerisindeki gömülme miktarları dişlere oranla 10 kat daha az olmaktadır.⁴ Bu nedenle de protetik alt yapının uyumsuzluğunu kompanse etme kabiliyeti çok azdır.¹¹⁷ Protez-dayanak ara yüzünde ortaya çıkan uyumsuzluklar sonrasında marjinal kemik kaybı, ağrı, gingival enflamasyon gibi biyolojik; implant/protez kırığı, dayanak vidası gevşemesi veya kırılması gibi çeşitli mekanik komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Yatay (horizontal) düzlemde meydana gelen uyumsuzluklar, implant üstü protez ile dayanak vidası arasında çekme ve bükme gerilimlere neden olurken; dikey (vertikal) düzlemdeki uyumsuzluklar da birbiriyle karşılıklı temas eden yüzeylerin daha da yakın hale gelmesine bağlı olarak ilave yüke sebep olması ve dayanak vidasının daha hassas hale gelip gevşemesi ve kırılmasına neden olabilmektedir.⁷⁰

Klinik açıdan kabul edilebilir uyumsuzluk miktarı konusunda birçok farklı çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Tek üye implant üstü sabit protezler üzerinde yapılan bir çalışmada implant-seviyesi protezler için 91 µm ile 111 µm, dayanak-seviyesi protezler için 59 µm ve 72 µm seviyesindeki uyumsuzluğun en yüksek kabul edilebilir sınır olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁹ Carr ve ark.¹⁹⁰, marjinal kemik seviyelerindeki etkilerine bakmış oldukları çalışma sonucunda 38-345 µm aralığında değişen uyumsuzluğa sahip protezlerin hastalarda kemik rezorpsiyonu oluşturmadıklarını bulmuşlardır. Heckmann¹⁹¹ ve Jemt¹⁸⁷ de 150 µm seviyesindeki uyumsuzluk miktarının klinik açıdan kabul edilebilir

değer olduğunu ifade etmişlerdir. Yine Flugge ve ark.¹⁹², 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada 30-150 µm aralığında değişen internal ve marjinal uyumsuzluğun mekanik ve biyolojik komplikasyonları önlemek için yeterli bir aralık olduğunu belirtmişlerdir. Fakat bu çalışmaların çoğu teorik ve deneye dayalı olarak elde edilmiş sonuçlar ortaya çıkarmıştır; bu nedenle implant üstü protezlerin komplikasyona neden olmayacak, klinik açıdan kabul edilir uyum değerleri konusunda henüz tam olarak görüş birliği yoktur.



3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması Atatürk üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiş olup çalışma için etik kurul onayı alınmıştır (EK-2).

Bu tez çalışmasında, tam dişsiz alt çene modeline hem açılı hem paralel yerleştirilen 6 adet implantın yeni kuşak dijital ağız içi tarayıcıların ölçü güvenilirliğini ölçmek, açılı ve farklı mesafelerde yerleştirilen implantların, ağız içi tarayıcıların ölçü doğruluklarını araştırmak ve ağız içi tarayıcıların ölçü hassasiyetlerinin kendi aralarında karşılaştırması amaçlanmıştır. 5 aşamadan oluşan bu çalışma aynı operatör tarafından gerçekleştirilmiştir:

1. İmplantların dişsiz alt çeneye yerleştirilmesi
2. 3D referans modelin elde edilmesi
3. Dijital ağız içi tarayıcılarla implant ölçülerinin alınması
4. İmplantlar arası karşılaştırmalı mesafe ve açı ölçümlerinin yapılması
5. İstatistiksel olarak bulguların değerlendirilmesi

3.1. İmplantların Dişsiz Alt Çeneye Yerleştirilmesi

Bu tez çalışmasında Promedius (Polonya) firması tarafından implantasyon amacıyla üretilmiş ve katalog numarası 10-1040 olan tam dişsiz alt çene modeli kullanılmıştır. Poliüretan içerikli bu alt çene modeli, doğal kemik dokusuna benzerliği sayesinde hem cerrahi set ile implantasyon aşamasının kolay bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamakta hem de implantlar için iyi bir stabilite sağlamaktadır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Promedius tam dişsiz alt çene modeli

Tam dişsiz alt çene modeline ideal klinik tabloyu yansıtmayan farklı açılarda 6 adet implantın kemik seviyesinde yerleştirilmesi planlanmıştır. Bu planlamaya göre;

- 36 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel)
- 34 no'lu diş bölgesine 5° açılı
- 32 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel)
- 42 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel)
- 44 no'lu diş bölgesine 15° açılı
- 46 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel) olacak şekilde dişsiz alt çene

modelinin kret bölgesine implantların geleceği noktalar, lingual bölgeye de pergel ve cetvel yardımıyla implantların doğrultusunu belli edecek şekilde rehber çizgiler çizilmiştir. Daha sonra bu çizgilerin rehberliğinde belirlenen yerlere (36, 34, 32, 42, 44, 46) 6 adet 3.5 mm x 13 mm boyutlarında Medentika Microcone (Medentika GmbH, Germany) implant, cerrahi frezler kullanılarak standart kemik seviyesinde (bone-level) yerleştirilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. İmplantların ana modele yerleştirilmesi

Bütün implantlar yerleştirildikten sonra direkt implant içine oturacak şekilde tasarlanmış, tamamen PEEK materyalinden üretilmiş ve katalog numarası 2-09-10 olan 6 adet Medentika tarama parçası (Medentika GmbH, Germany), implantlara el kuvvetiyle vidalanmış ve dijital taramalar için uygun hale getirilmiştir (Şekil 3.3, Şekil 3.4).



Şekil 3.3. Tarama parçaları yerleştirildikten sonraki çalışma modeli



Şekil 3.4. Ana modeldeki tarama parçası açılanmaları

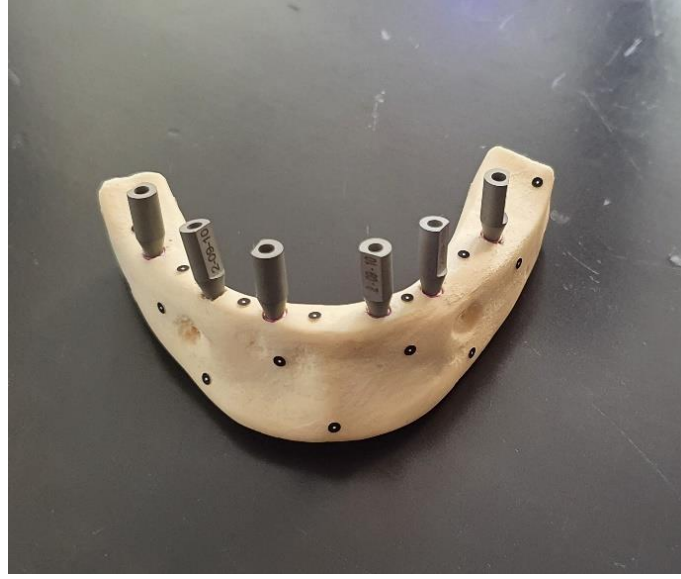
3.2. 3D Referans Modelin Elde Edilmesi

Dişsiz alt çene modeline tarama parçaları yerleştirildikten sonra dijital ağız içi tarayıcıların ölçü modellerinin karşılaştırmalı ölçümlerinin yapılabilmesi amacıyla 3 boyutlu referans model elde edilmesi aşamasına geçilmiştir. Bu çalışmada, ölçü netliği 2-3 µm olan Atos Capsule (GOM, Braunschweig, Germany) referans tarayıcı cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.5).

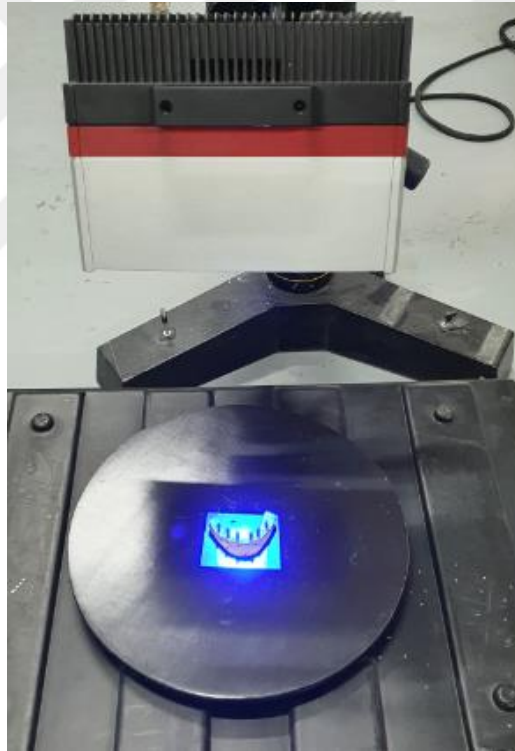


Şekil 3.5. Referans model taraması için Atos Capsule ile yapılan tarama

Taramanın hassas bir şekilde yapılabilmesi için model üzerinde belli referans noktalarının oluşturulması gerekmektedir. Bu amaçla cihaz ve ilgili program tarafından tanınan özel referans nokta işaretleri model üzerine yapıştırılmıştır (Şekil 3.6). Bu referans nokta işaretleri (Reference Point Markers, GOM GmbH, Braun-schweig, Germany) özel yapışkan kâğıt üzerinde kontrast oluşturacak şekilde çizilmiş 0,8 mm çapındaki dairesel işaretlerden oluşmaktadır. Bu referans oluşturacak noktalar model üzerine rastgele fakat eşit dağılım gösterecek şekilde modelin lingual, vestibül, bukkal ve oklüzal yüzeylerine yapıştırılmıştır. Bu işlemden sonra referans model, tarama cihazına bağlı dönen tablaya yerleştirilmiştir (Şekil 3.7).



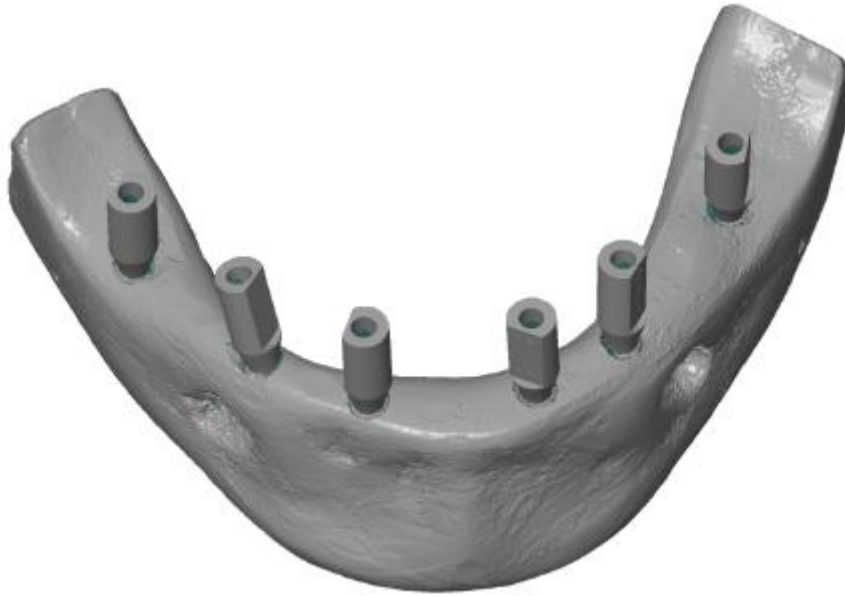
Şekil 3.6. Özel referans nokta işaretleyicisi



Şekil 3.7. Referans modelin tablaya yerleştirilmesi

Tarama işlemleri süresince, cihazın üzerinde bulunduğu alanda ve cihazda olası minimal hareketleri önlemek için yerde titreşim oluşmaması hedeflenmiş ve bu nedenle işlem süresince cihazı yakın mesafede kullanan uygulayıcı hareketsiz kalmaya çok dikkat

etmiştir. Ayrıca sesin oluşturabileceği titreşimler nedeniyle uygulama boyunca sessiz çalışılmış ve yüksek ses oluşturabilecek her türlü etkenlerden kaçınılmıştır. Daha hassas bir ölçüm olması için tarama sırasında referans modelin üzerinde bulunduğu tabla belirli açılarda döndürülmüştür. Dijital taraması gerçekleştirilip elde edilen 3 boyutlu görüntü STL (Standard Tessellation Language) dosyası formatına dönüştürülerek karşılaştırmalı ölçümlerde kullanılacak olan 3 boyutlu referans model elde edilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Atos Capsule ile elde edilen dijital 3D referans model

3.3. Dijital Ağız İçi Tarayıcılarla İmplant Ölçülerinin Alınması

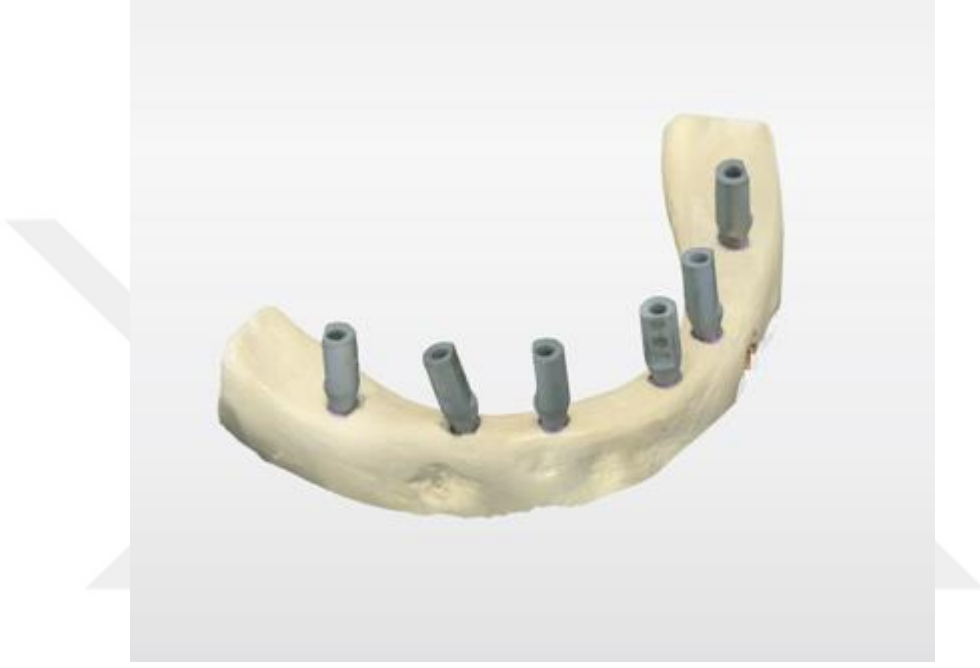
Referans taramadan sonra modeller Primescan, Carestream 3600 ve 3Shape Trios 4 olmak üzere 3 farklı ağız içi tarayıcısı kullanılarak ölçüler alınmıştır. İlk dijital tarama Primescan ile ikinci tarama Carestream 3600 ile ve son olarak da Trios 4 ile dijital taramalar gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasındaki tüm dijital taramalar daha önceden dijital ağız içi tarayıcılar konusunda tecrübesi olmayan tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Amin ve ark.⁶² tarafından 2015 yılında yapılmış olan çalışmada izledikleri yöntem uygulanmış ve

her ağız içi tarayıcı ile ilk başta 10 deneme taraması gerçekleştirilmiştir. Bu sayede araştırmacının farklı ağız içi tarayıcıların çalışma yöntemlerine olan aşinalığı ve hâkimiyeti sağlanmaya çalışılmıştır. Her tarama sonrası tarayıcının soğuması ve araştırmacının dinlenmesi için 5 dakika ara verilmiştir.¹⁵⁵ Bu tez çalışmasında Carestream 3600, Primescan ve Trios 4 ağız içi tarayıcılarının her biriyle 10 adet deneme taraması yapıldıktan sonra, 10 adet final taraması gerçekleştirilmiştir. Tarama sırasında tarayıcıların tamamı üretici firmanın tarama tavsiyesi protokolüne göre yapılmıştır.

İlk Dijital ölçü Dentsplay Sirona Primescan (Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany) ile gerçekleştirilmiştir. Cihaz açıldıktan sonra ‘Connect SW’ program açılmıştır. Bu alanda bulunan ‘Yeni Hasta’ sekmesine tıklanıp gerekli bilgiler kaydedilip ‘Vaka Ekle’ kısmına geçilmiştir. Bu işlemten sonra yapılacak işlemle ilgili önümüze çıkan seçeneklerden biri olan ‘Ölçü’ işaretlenmiş ve tarayıcı tarama için hazır hale getirilmiştir. Daha sonra referans modelimiz alt çene olduğu için alt çene seçeneği işaretlenip taramaya geçilmiştir. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda taramaya ilk önce en distalde bulunan 46 no’lu bölgedeki tarama parçasının oklüzal yüzeyinden başlanmıştır. Burdaki tarama parçasının oklüzal yüzeyi tarandıktan hemen sonra tarama 60°C açıyla lingual yüzeyden devam edilmiştir. Bu şekilde tarama devam edilip karşıt arka bulunan 36 no’lu bölgedeki tarama parçasının bulunduğu yere kadar devam edilmiştir. Daha sonra tarayıcı uç tersine çevrilerek taramaya 36 no’lu tarama parçasının oklüzal yüzeyinden devam edilip 46 no’lu tarama parçası bölgesine kadar tüm oklüzal yüzey taranmıştır. Oklüzal yüzey bittikten sonra tarayıcı uç 46 no’lu tarama parçasının vestibül yüzeyine 60°C açıyla döndürülüp karşıt arka bulunan 36 no’lu tarama parçası bölgesine kadar tüm tarama parçalarının vestibül yüzeyinin taraması tamamlanmıştır. 10 deneme taraması sonrasında 10 adet final taraması gerçekleştirilmiştir. Her bir tarama sonunda taranan yüzeyler incelenmiş, artifakt tespit edilen bölgeler ‘Kes’ seçeneğiyle

temizlenmiştir. Eksik kalan bölgelerin taraması tekrar gerçekleştirilmiş dijital ölçü tamamlanmıştır. Son olarak da elde edilen görüntüler kaydedilmiş ve ‘Dışa Aktar’ seçeneği sayesinde STL dosyası olarak bilgisayarın masaüstüne kaydedilmiştir (Şekil 3.9). İmplantlı alt çene modelinden elde edilen bu STL görüntüler USB aracılığıyla bilgisayardan alınmıştır.



Şekil 3.9. Primescan ile elde edilen dijital tarama görüntüsü

İkinci dijital ölçü aşaması Carestream 3600 ağız içi tarayıcısı ile yapılmıştır (Carestream, Rochester, NY, ABD). İlk önce Carestream İmaging Software uygulaması açılıp ‘Yeni Hasta’ sekmesi tıklanarak implant üstü restorasyon seçeneği seçilmiş ve tarama işlemine başlanmıştır. Üretici firmanın tarama protokolü doğrultusunda taramaya en distalden başlanarak sırasıyla 46, 44, 42, 32, 34 ve 36 no’lu tarama parçalarının önce oklüzal yüzeyleri taranmıştır. Sonrasında tarayıcı uç tersine çevrilip 45°C açıyla vestibül yüzeye döndürülerek 36, 34, 32, 42, 44 ve 46 no’lu tarama parçalarının vestibül yüzeyi taranmıştır. Ardından tekrar tarayıcı uç tersine çevrilip 45°C açıyla lingual yüzeye döndürülerek karşıt arkın en sonundaki tarama parçasına kadar tüm lingual yüzeyler

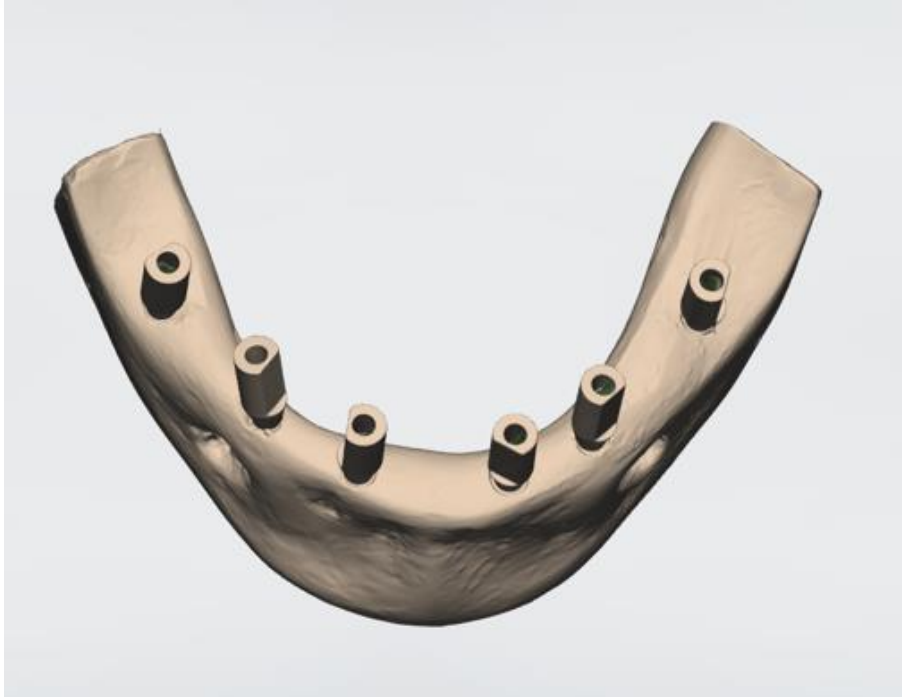
taranmıştır. Her bir tarama sonunda ölçüler incelenip fazlalık olanlar ‘Kes’ seçeneğiyle temizlenmiş ve eksik kalan ilgili kısımların taraması tekrardan yapılmıştır. 10 deneme taraması sonrasında 10 adet final taraması gerçekleştirilmiştir. Daha sonra yapılan her tarama ‘Dışa Aktar’ seçeneğiyle STL dosya formatı olarak bilgisayarın masaüstüne kaydedilmiştir (Şekil 3.10). İmplantlı alt çene modelinden elde edilen bu STL görüntüler USB aracılığıyla bilgisayardan alınmıştır.



Şekil 3.10. Carestream 3600 ile elde edilen dijital tarama görüntüsü

Dijital taramanın 3. Aşaması ise Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcısı ile elde edilmiştir. ‘Yeni Hasta’ sekmesine tıklanarak hasta kaydı için gerekli olan alanlar doldurulup ardından restorasyon tipi için implant üstü protez seçeneği işaretlenmiştir. Tarama ölçüsü için yine üretici firmanın tavsiye ettiği tarama protokolüne göre tarama yapılmıştır. Trios 4 ile Carestream 3600 tarama protokolüyle aynı olduğundan dolayı aynı şekilde tarama yapılmıştır. Taramaya en distalden başlanarak sırasıyla 46, 44, 42, 32, 34 ve 36 no’lu tarama parçalarının önce oklüzal yüzeyleri taranmıştır. Sonrasında tarayıcı uç tersine çevrilip 45°C açıyla vestibül yüzeye

döndürülerek 36, 34, 32, 42, 44 ve 46 no'lu tarama parçalarının vestibül yüzeyi taranmıştır. Ardından tekrar tarayıcı uç tersine çevrilip 45°C lingual yüzeye döndürülerek karşıt arkın en sonundaki tarama parçasına kadar tüm lingual yüzeyler taranmıştır. Yine her bir tarama sonunda ölçüler incelenip fazlalık olanlar 'Kes' seçeneğiyle temizlenmiş ve eksik kalan ilgili kısımların taraması tekrardan yapılmıştır. 10 deneme taraması sonrasında 10 adet final taraması gerçekleştirilmiştir. Daha sonra yapılan her tarama 'Dışa Aktar' seçeneğiyle STL dosya formatı olarak bilgisayarın masaüstüne kaydedilmiştir (Şekil 3.11). İmplantlı alt çene modelinden elde edilen bu STL görüntüler USB aracılığıyla bilgisayardan alınmıştır.



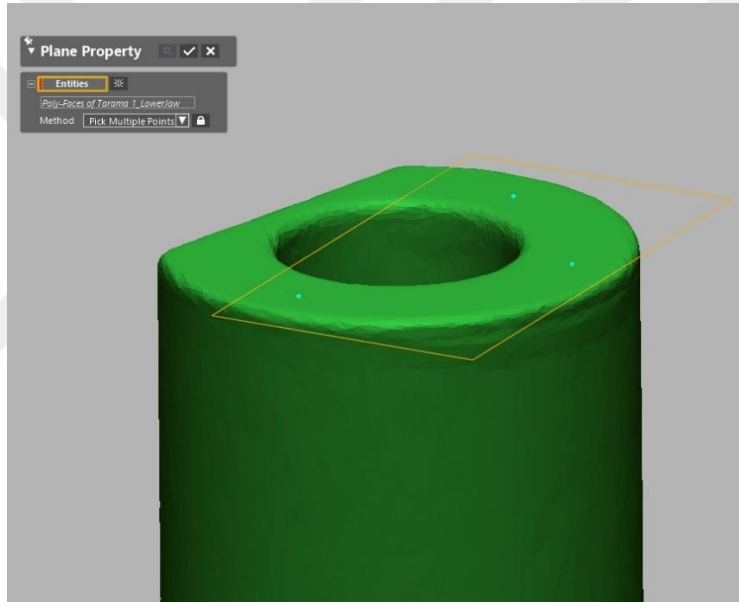
Şekil 3.11. Trios 4 ile elde edilen dijital tarama görüntüsü

Sonuç olarak, 3 boyutlu modeller üzerinde tarama parçaları arasındaki mesafe ve açı ölçümlerini gerçekleştirerek referans model verileri ile karşılaştırmalarının yapılabilmesi amacıyla; Primescan ağız içi tarayıcısı ile 10 STL dosyası, Carestream 3600 ağız içi tarayıcısı ile 10 STL dosyası, 3Shape Trios 4 ağız içi tarayıcısı ile 10 STL dosyası

olmak üzere toplamda 30 farklı STL dosyası elde edilmiştir. Elde edilen 30 adet 3 boyutlu dijital görüntülerin ardından mesafe ve açı ölçümleri aşamasına geçilmiştir.

3.4. İmplantlar Arası Karşılaştırmalı Mesafe ve Açı Ölçümlerinin Yapılması

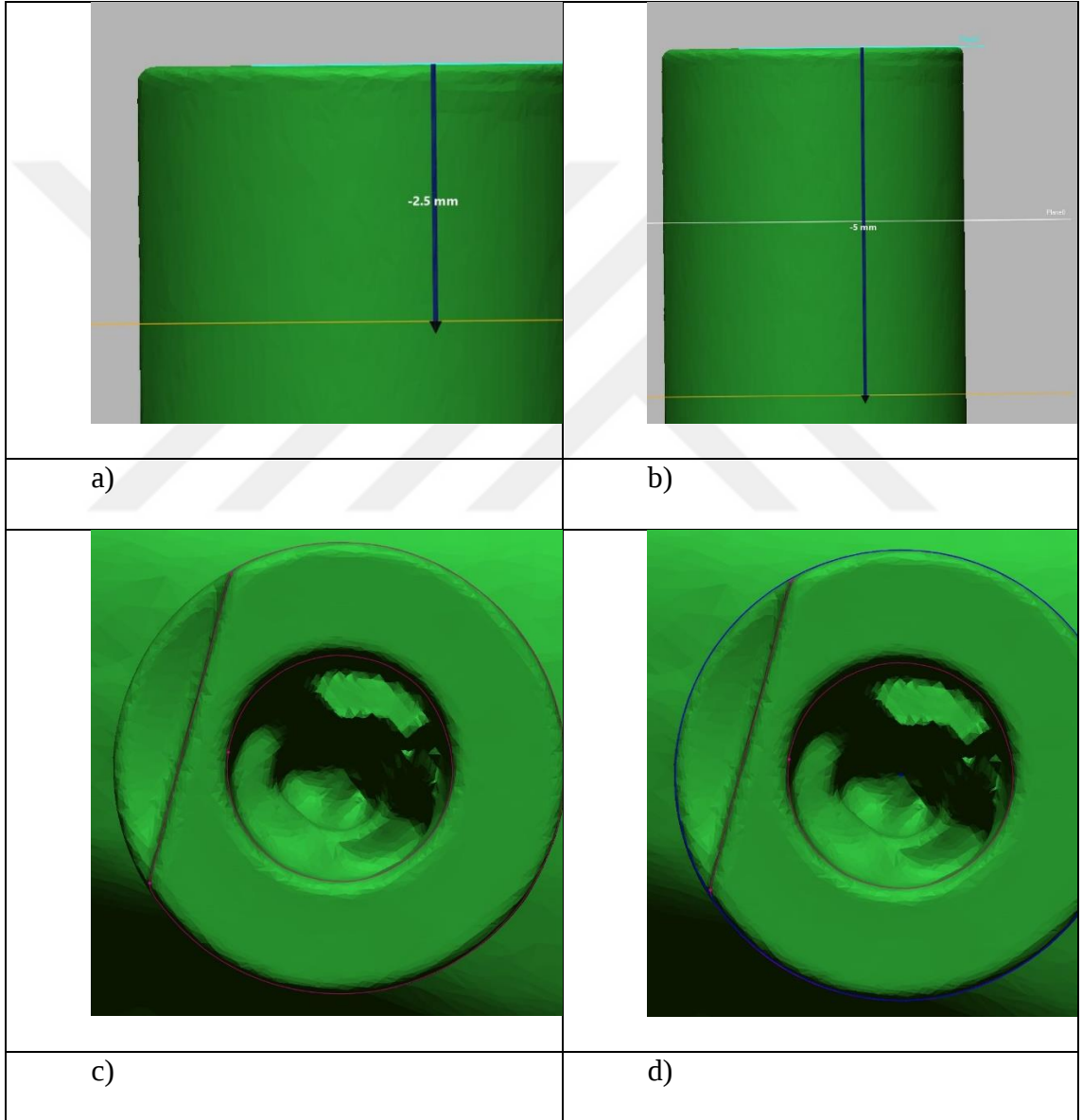
3 boyutlu görüntüler üzerinde ölçümlerin alınabilmesi için tarayıcılardan alınan tüm STL formatındaki dosyalar, bir tersine mühendislik yazılımı olan Geomagic Design X (3D System Inc., Rock Hill, SC, USA) programına aktarılmıştır. Geomagic programında ölçümlerin gerçekleştirilmesi için ilk olarak tarama parçası üzerindeki referans noktaların belirlenmesi aşamasına geçilmiştir (Şekil 3.12).

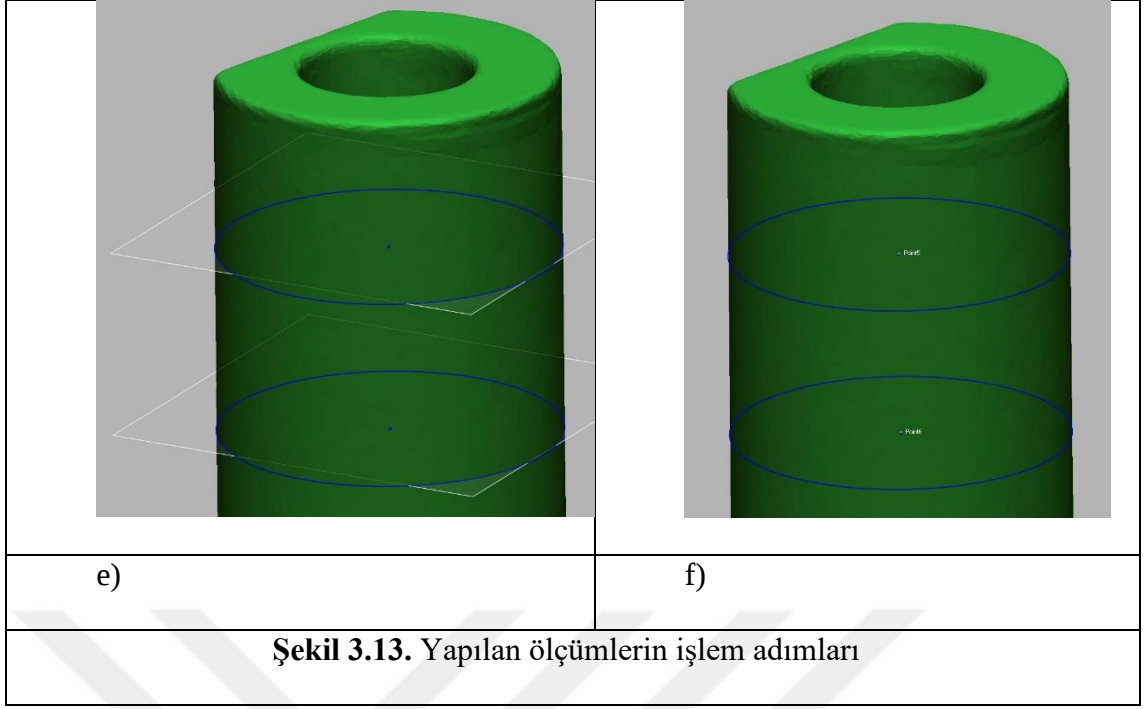


Şekil 3.12. Referans düzlemin belirlenmesi

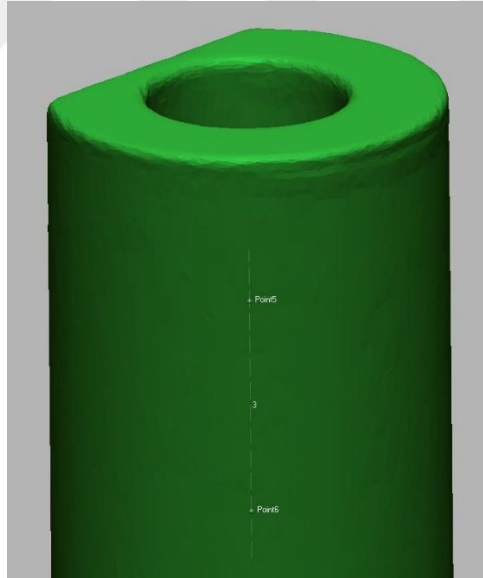
Şekil 1’de görüldüğü üzere tarama parçalarının üst yüzeyinde düzlemi oluşturacak 3 nokta belirlenip referans düzlem oluşturulmuştur. Bu düzlem kullanılarak 2,5 mm ve 5 mm kadar uzaklıkta ve tarama parçalarında bulunan silindirlerin referans eksenlerini belirlemek için gerekli olan dairelerin çizileceği 2 ayrı referans düzlemi oluşturulmuştur (Şekil 3.13.a ve b).

Ardından tanımlanan düzlemlerdeki mesh sketch eğrileri (Şekil 3.13.c) üzerine yeni daireler çizilerek (Şekil 3.13.d) kesitin merkez noktası elde edilmiştir. Daireler çizilirken mesh sketch'te oluşan pembe renkli dairelerin tam olarak kapatılması işlemin doğruluğu açısından önemlidir. Bir sonraki adımda “*point*” komutu kullanılarak mesafe ölçümlerinde kullanılacak daire merkezlerinin koordinatlarını veren noktalar tanımlanmıştır (Şekil 3.13.f).





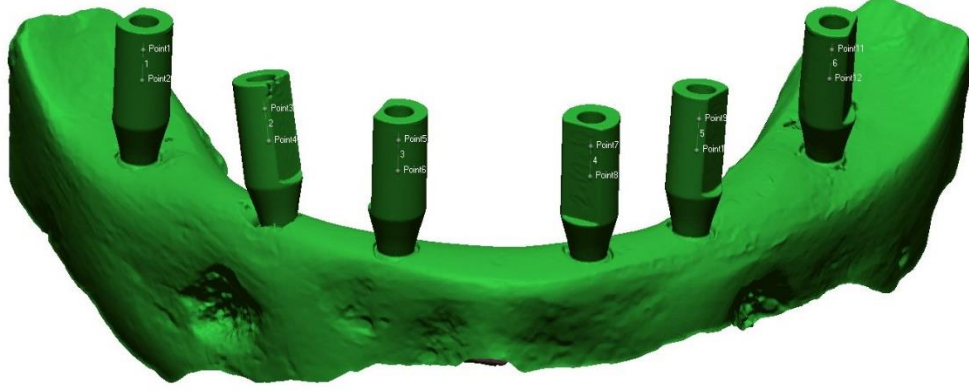
Açı ölçümlerinde kullanılan merkez noktalardan geçen tarama parçası merkez doğruları ise tanımlanan noktaların birleştirilmesi ile elde edilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Açı ölçümlerinde kullanılan eksen doğruları

Bir tarama görüntüsündeki 6 tarama parçasının tümü için belirlenen noktalara ait kartezyen (x,y,z) koordinatlar (Tablo 3.1, 3.2, 3.3), yazılımdan (.txt) uzantılı olarak *export* edilmiştir. Her bir implant için alt ve üst daire merkezini gösteren noktaların farkı

alınarak, her tarama parçasının tam merkezini gösteren noktanın koordinatları belirlenmiştir (Şekil 3.15).

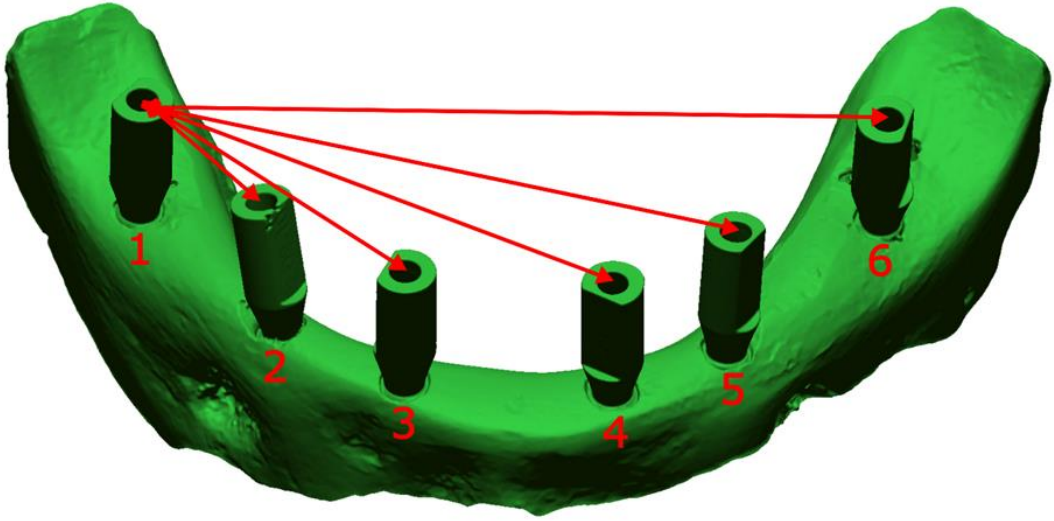


Şekil 3.15. Tarama parçası koordinatları ve elde edilen 12 adet referans (merkez) nokta

Bir sonraki aşamada her bir implantın referans noktaları arasındaki uzaklığı belirlemek için aşağıdaki formülasyon kullanılmıştır⁴:

$$P_1(x_1, y_1, z_1) \text{ ve } P_2(x_2, y_2, z_2) \text{ noktaları arasındaki } |P_1P_2| \text{ uzaklığı;}$$
$$|P_1P_2| = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Bu sayede tüm merkez koordinatları bilinen implantlar arası mesafe ölçümleri; ilk olarak sağ posterior bölgede bulunan 1 no'lu tarama parçası referans alınarak sırasıyla 1-2, 1-3, 1-4, 1-5 ve 1-6 no.lu tarama parçaları arasında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.15).



Şekil 3.16. Ölçümleri alınan tarama parçalarının sıralaması

Benzer şekilde implantlar arasındaki açıyı hesaplamak için ise⁴;

$$l_1 = \frac{x-x_1}{a_1} = \frac{y-y_1}{b_1} = \frac{z-z_1}{c_1} ; l_2 = \frac{x-x_2}{a_2} = \frac{y-y_2}{b_2} = \frac{z-z_2}{c_2}$$

$$\cos \varphi = \frac{\vec{s}_1 \cdot \vec{s}_2}{|\vec{s}_1| \cdot |\vec{s}_2|} = \frac{a_1 \cdot a_2 + b_1 \cdot b_2 + c_1 \cdot c_2}{\sqrt{a_1^2 + b_1^2 + c_1^2} \cdot \sqrt{a_2^2 + b_2^2 + c_2^2}}$$

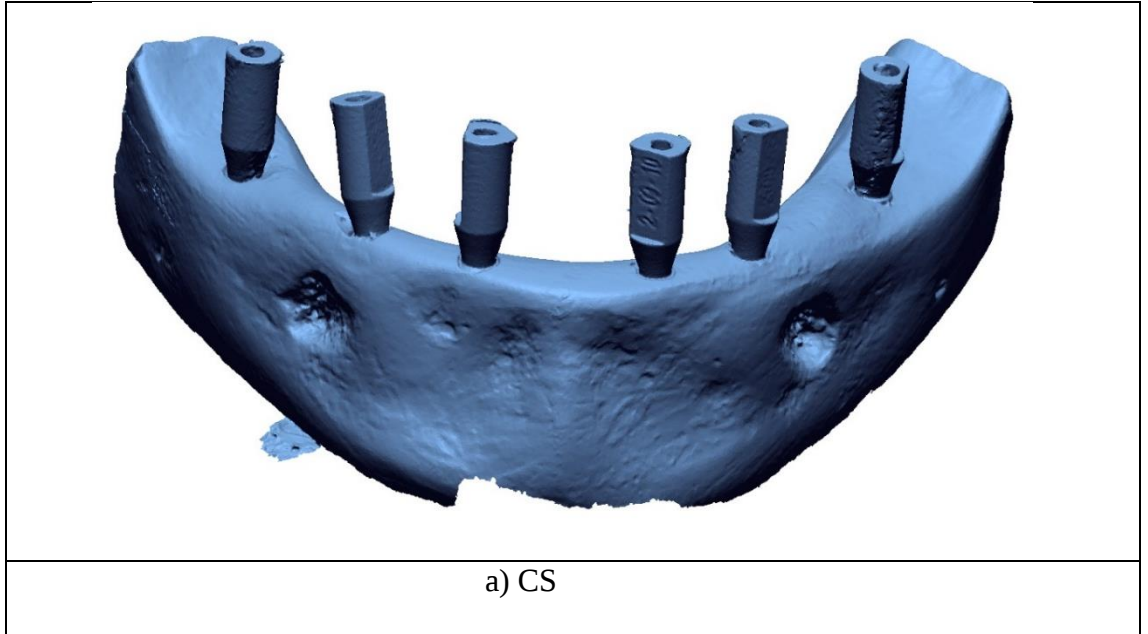
formülasyon kullanılmıştır. Buradaki işlem tarama parçaları için belirlenen iki dairenin merkez noktalarından geçen doğruya göre yapılmıştır (Şekil 3.14). Yukarıdaki formülasyonda ilk olarak belirlenen noktalara göre doğrular bulunmuş (l_1 ve l_2), sonrasında ise bu doğrular arasındaki açı hesaplanmıştır.

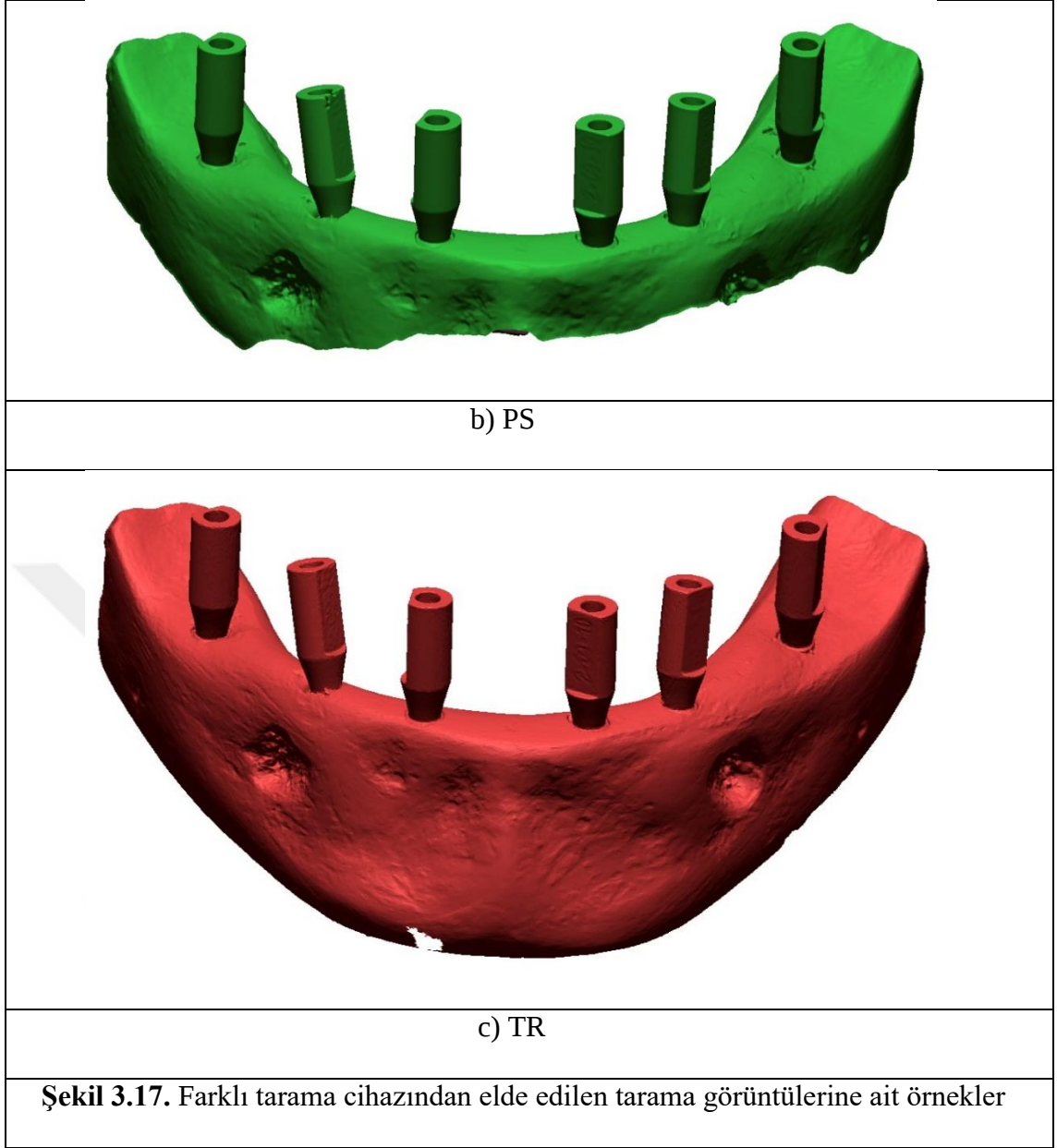
Sağ posterior bölgede bulunan 1 no'lu tarama parçasının referans olarak kullanıldığı ilk ölçümler sayesinde, tam çene implantlı bir vakada tek parça restorasyon üretiminde ölçü aşamasında elde edilecek boyutsal farklılıklar ortaya çıkarılmıştır.

Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik (Precision) düzeylerini saptamak için ise; her bir ağız içi tarayıcının 10'ar adet taramasına ait mesafe verilerinin ortalaması

(n:30) ile bu 10'ar verinin ortalaması hesaplanarak ağız içi tarayıcıların bütünsel ortalama değerleri (n:3) saptanmıştır. Ardından ağız içi tarayıcıların bütünsel ortalama değerleri ile 10'ar adet tarama verilerinin farkı hesaplanmış ve her bir taramada o tarayıcının ortalama değerinden ne kadar sapma gerçekleştirdiği tespit edilmiştir. Elde edilen bu sapma değerlerinin de mutlak değer istatistikleri yapılarak; tarayıcıların farklı zamanlarda gerçekleştirilen taramalar içerisinde ne düzeyde tutarlı görüntüleme yapabildikleri; yani tekrarlanabilirlik düzeyleri saptanmaya çalışılmıştır.

Tüm mesafe ve açı hesaplanma işlemleri bir süreklilik arz ettiğinden, yani 30 farklı tarama için 5'er mesafe ve 5'er açı ölçümü yapılması gerektiğinden; Geomagic programından (.txt) uzantılı dosyalar alındıktan sonra hesaplamaların yapılabilmesi için, işlemler Matlab'te (MathWorks, Natick, Amerika Birleşik Devletleri) kod yazılarak gerçekleştirilmiştir. Her üç tarayıcıya ait örnek tarama görüntüleri aşağıda (Şekil 3.16) verilmiştir.





3.5. İstatistiksel Olarak Bulguların Değerlendirilmesi

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Tarayıcılar içi tekrarlanabilirliğin incelenmesinde sınıf içi korelasyon (ICC) katsayısı kullanıldı. Doğruluğun incelenmesinde referans tarayıcı (Atos Capsule) değerleri esas alınarak bağımlı örneklem t testi kullanıldı. Tarayıcılara göre normal dağılan açı ve mesafe değerlerinin karşılaştırılmasında Tekrarlı Varyans analizi

kullanıldı. Normal dağılan açı ve mesafe değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı. Önem düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında Promedius poliüretan içerikli dişsiz alt çene modeline 2 tane açılı ve 4 tane paralel Medentika (Medentika GmbH, Germany) implant yerleştirilmiştir. Çalışma modeli elde edildikten sonra; Atos Capsule (GOM, Braunschweig, Germany) ile 3 boyutlu referans model elde edilmiştir.

Dijital ölçüler karşılaştırılmak üzere; 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılması sonucunda 3 farklı gruba ait toplamda 30 adet 3 boyutlu görüntü elde edilmiştir:

PS: Primescan (Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany) dijital ölçü grubu

TR: Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Denmark) dijital ölçü grubu

CS: Carestream 3600 (Carestream, Rochester, NY, ABD) dijital ölçü grubu

Bu 3 farklı gruba ait 3D görüntüler ile referans 3D model arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Sağ posterior bölgede bulunan 1. tarama parçasının referans alınması ile gerçekleştirilen yöntemde, implantlar arası mesafe ve açı karşılaştırmaları gerçekleştirilmiş ve aynı zamanda ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri saptanmıştır.

4.1. Dijital Ölçü Grupları Arasında Mesafe ve Açısal Parametrelerde Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar

3 tarayıcıya ait tarama görüntüsündeki 6 tarama parçasının tümü için belirlenen noktalara ait kartezyen (x,y,z) koordinatlar (Tablo 4.1, 4.2, 4.3), yazılımdan (.txt) uzantılı olarak *export* edilmiştir.

Tablo 4.1. PS-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları

Nokta Adı	X Koordinatları	Y Koordinatları	Z Koordinatları
1. Nokta	4,755417	-8,245038	5,38799
2. Nokta	4,659975	-8,256756	2,889839

3. Nokta	15,360156	-17,404204	5,291449
4. Nokta	15,715638	-17,833687	2,854405
5. Nokta	26,518297	-23,069163	5,857917
6. Nokta	26,454152	-23,108504	3,359046
7. Nokta	41,453786	-21,647623	5,422095
8. Nokta	41,382652	-21,629568	2,92317
9. Nokta	49,198486	-15,056641	4,996367
10. Nokta	49,031223	-15,299462	2,513812
11. Nokta	58,133832	-1,98244	5,05101
12. Nokta	57,909853	-1,812245	2,56681

Tablo 4.2. CS-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları

Nokta Adı	X Koordinatları	Y Koordinatları	Z Koordinatları
1. Nokta	-25,773609	9,112454	-2,334447
2. Nokta	-25,922116	8,730742	-5,053884
3. Nokta	-16,71544	-1,166567	-0,417852
4. Nokta	-16,431816	-2,081738	-2,995551
5. Nokta	-6,595209	-8,288337	0,965318
6. Nokta	-6,691186	-8,759006	-1,742467
7. Nokta	8,285031	-9,228012	0,510961
8. Nokta	8,192604	-9,591192	-2,213464
9. Nokta	17,005485	-4,138219	-0,834692
10. Nokta	16,744918	-4,767223	-3,499079
11. Nokta	28,110399	6,892604	-2,617136

12. Nokta	27,863201	6,687797	-5,348499
-----------	-----------	----------	-----------

Tablo 4.3. TR-1 taraması için elde edilen nokta koordinatları

Nokta Adı	X Koordinatları	Y Koordinatları	Z Koordinatları
1. Nokta	22,662393	33,194008	18,043731
2. Nokta	23,279673	31,960082	16,266307
3. Nokta	13,3637	40,184371	10,717664
4. Nokta	13,593983	39,287966	8,666775
5. Nokta	2,867409	44,596908	5,180229
6. Nokta	3,473222	43,393978	3,377423
7. Nokta	-11,597007	42,273756	1,877431
8. Nokta	-10,993568	41,03053	0,101782
9. Nokta	-19,570569	36,024904	3,127646
10. Nokta	-18,854813	35,003372	1,25494
11. Nokta	-29,403553	24,508238	7,987936
12. Nokta	-28,683213	23,189241	6,31344

İmplantlar arası mesafe ve açı parametrelerinde; sağ posterior bölgede bulunan 1. tarama parçası referans alınarak 3 grupta ilk ölçümler gerçekleştirilmiştir. Bu 3 gruptan elde edilen verilerin referans modelden elde edilen verilerle karşılaştırılması sonrasında mesafe ve açı farkları şu şekilde tespit edilmiştir: (Tablo 4.4, Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7)

Tablo 4.4. Ölçü gruplarındaki 1. Tarama parçası ile diğer tarama parçaları arasındaki mesafe değerlerinin, referans model değerleri ile karşılaştırması

Mesafe farkı	Tarayıcı	Ortalama	S. sapma	S. hata	%95 Güven aralığı		Minimum	Maximum	Test istatistiği	p
					Alt sınır	Üst sınır				
1-2	PS	0,0695b	0,0246	0,0078	0,0519	0,0871	0,0017	0,0906	F=14,621	<0,001
	TR	0,1043b	0,0696	0,0220	0,0546	0,1541	0,0513	0,2807		
	CS	0,2378a	0,0947	0,0300	0,1700	0,3055	0,1345	0,4392		
	Total	0,1372	0,0996	0,0182	0,1000	0,1744	0,0017	0,4392		
1-3	PS	0,0140a	0,0136	0,0043	0,0043	0,0238	0,0005	0,0383	F=49,951	<0,001
	TR	0,1098b	0,0394	0,0125	0,0816	0,1379	0,0599	0,1730		
	CS	0,1841c	0,0689	0,0218	0,1349	0,2334	0,0864	0,3281		
	Total	0,1026	0,0838	0,0153	0,0713	0,1339	0,0005	0,3281		
1-4	PS	0,0274a	0,0211	0,0067	0,0124	0,0425	0,0002	0,0590	F=32,077	<0,001
	TR	0,1084b	0,0520	0,0164	0,0712	0,1456	0,0270	0,1705		
	CS	0,1926c	0,0688	0,0217	0,1434	0,2418	0,0822	0,2678		
	Total	0,1095	0,0845	0,0154	0,0779	0,1411	0,0002	0,2678		
1-5	PS	0,0297a	0,0219	0,0069	0,0140	0,0454	0,0001	0,0667	F=19,276	<0,001
	TR	0,1159b	0,0631	0,0199	0,0708	0,1611	0,0119	0,1821		
	CS	0,1506b	0,0695	0,0220	0,1009	0,2003	0,0584	0,2567		
	Total	0,0988	0,0745	0,0136	0,0709	0,1266	0,0001	0,2567		
1-6	PS	0,0493	0,0497	0,0157	0,0138	0,0849	0,0001	0,1482	F=1,452	0,252
	TR	0,0791	0,0536	0,0170	0,0407	0,1174	0,0102	0,1896		
	CS	0,0892	0,0595	0,0188	0,0467	0,1318	0,0206	0,1853		
	Total	0,0726	0,0553	0,0101	0,0519	0,0932	0,0001	0,1896		

F: Varyans analizi test istatistiği, a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında bir fark yoktur

Tablo 4.5. Ölçü gruplarındaki 1. tarama parçası ile diğer tarama parçaları arasındaki açı değerlerinin, referans model değerleri ile farkları

Açı farkı	Tarayıcı	Ortalama	S. sapma	S. hata	%95 Güven aralığı		Minimum	Maximum	Test istatistiği	p
					Alt sınır	Üst sınır				
1-2	PS	0,0872a	0,0595	0,0188	0,0447	0,1297	0,0070	0,1621	F=38,741	<0,001
	TR	0,6151b	0,3071	0,0971	0,3954	0,8348	0,2302	1,2682		
	CS	1,3073c	0,5179	0,1638	0,9369	1,6778	0,4226	2,1207		
	Total	0,6699	0,6098	0,1113	0,4422	0,8976	0,0070	2,1207		
1-3	PS	0,2975b	0,1548	0,0490	0,1867	0,4082	0,0153	0,5045	F=28,928	<0,001
	TR	0,4358b	0,3454	0,1092	0,1887	0,6829	0,0069	1,1169		
	CS	1,4883a	0,5446	0,1722	1,0987	1,8778	0,8398	2,7941		
	Total	0,7405	0,6550	0,1196	0,4959	0,9851	0,0069	2,7941		

1-4	PS	0,1485a	0,1034	0,0327	0,0745	0,2225	0,0233	0,3288	F=15,725	<0,001
	TR	0,4331b	0,2794	0,0884	0,2332	0,6330	0,0176	0,8344		
	CS	0,7419b	0,3492	0,1104	0,4921	0,9916	0,2721	1,2998		
	Total	0,4412	0,3551	0,0648	0,3086	0,5738	0,0176	1,2998		
1-5	PS	0,0756a	0,0617	0,0195	0,0315	0,1198	0,0115	0,2095	F=18,364	<0,001
	TR	0,4780b	0,2654	0,0839	0,2882	0,6679	0,0724	0,8939		
	CS	0,8555b	0,5820	0,1840	0,4392	1,2718	0,1012	1,8913		
	Total	0,4697	0,4827	0,0881	0,2895	0,6500	0,0115	1,8913		
1-6	PS	0,3170b	0,1534	0,0485	0,2073	0,4267	0,1405	0,6582	F=61,618	<0,001
	TR	0,5351b	0,2444	0,0773	0,3603	0,7099	0,1810	0,9980		
	CS	1,8566a	0,5047	0,1596	1,4956	2,2176	0,7474	2,5183		
	Total	0,9029	0,7639	0,1395	0,6177	1,1882	0,1405	2,5183		

F: Varyans analizi test istatistiği, a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında bir fark yoktur

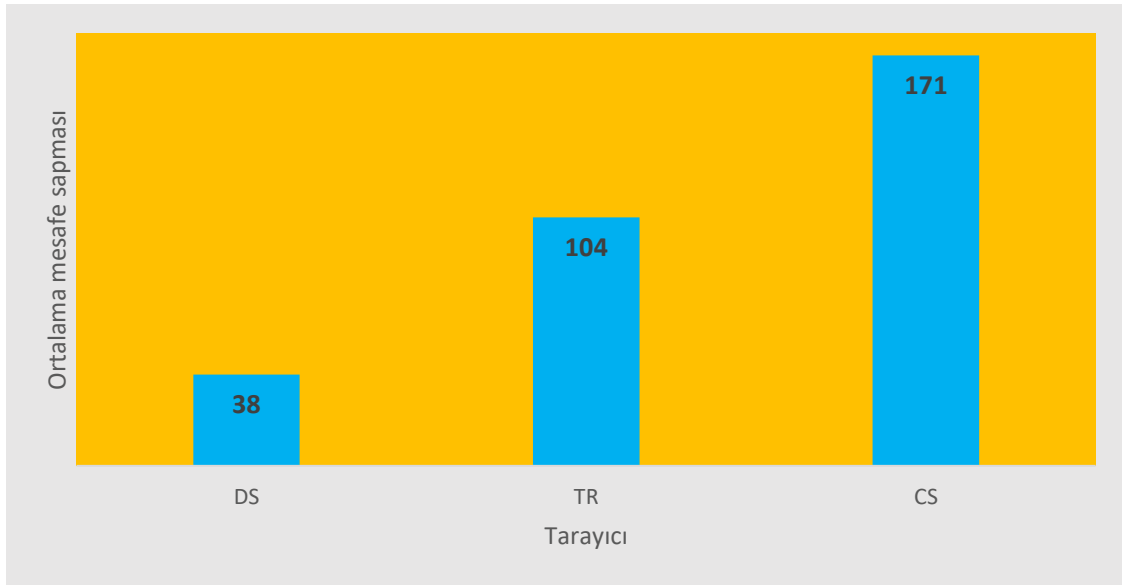
Tablo 4.6. Tarayıcılara göre mesafe sapma değerlerinin karşılaştırılması (mm)

	Sapma mesafe
	Ort. $\pm$ s. sapma
PS	0,038 $\pm$ 0,022 ^a
TR	0,104 $\pm$ 0,014 ^b
CS	0,171 $\pm$ 0,055 ^c
Test istatistiği	F=19,393
p	0,001

a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında fark yoktur

3 ölçü grubunun mesafe ve açı değerlerinin ortalamalarının referans model değerleri ile karşılaştırmasına göre;

Mesafe parametresinde boyutsal farklılık açısından ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0,001$). PS tarayıcısının ortalama sapma değeri 38 μm , TR tarayıcısının ortalama sapma değeri 104 μm ve CS tarayıcısının ortalama sapma değeri 171 μm olarak elde edilmiştir. En yüksek sapma CS tarayıcısından elde edilmişken en düşük sapma değeri ortalaması ise PS tarayıcısından elde edilmiştir.



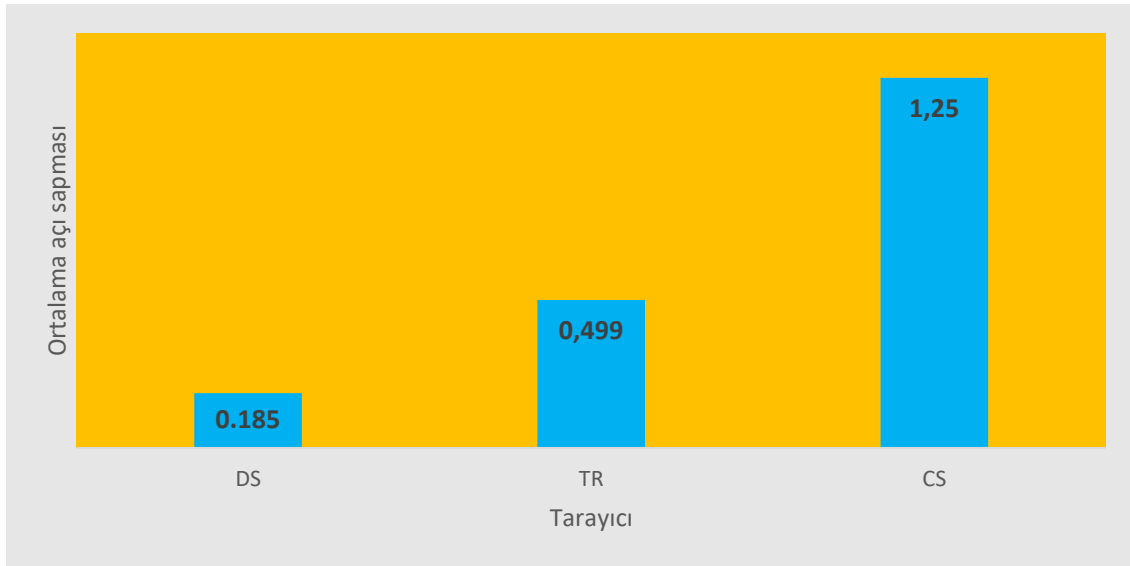
Şekil 4.1. Mesafe parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (μm)

Tablo 4.7. Tarayıcılara göre açı sapma değerlerinin karşılaştırılması ($^{\circ}$)

	Sapma açısı
	Ort. $\pm$ s. sapma
PS	0,185 $\pm$ 0,115 ^a
TR	0,499 $\pm$ 0,077 ^b
CS	1,250 $\pm$ 0,459 ^b
Test istatistiği	F=17,783
p	<0,001

a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında fark yoktur

Açı parametresindeki boyutsal farklılıklar açısından; Tarayıcıları göre ortalama sapma açı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). PS dijital ölçü grubu 0,185° ortalama sapma ile ölçü netliği en yüksek ölçü grubunu oluştururken, CS dijital ölçü grubu ise 1,250° ile netliği en düşük ölçü grubu olup TR dijital ölçü grubuyla arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). TR dijital ölçü grubunun ortalama açı sapması 0,499° olarak elde edilmiştir.



Şekil 4.2. Açı parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (°)

4.2. Dijital Ağız İçi Tarayıcıların Tekrarlanabilirliği

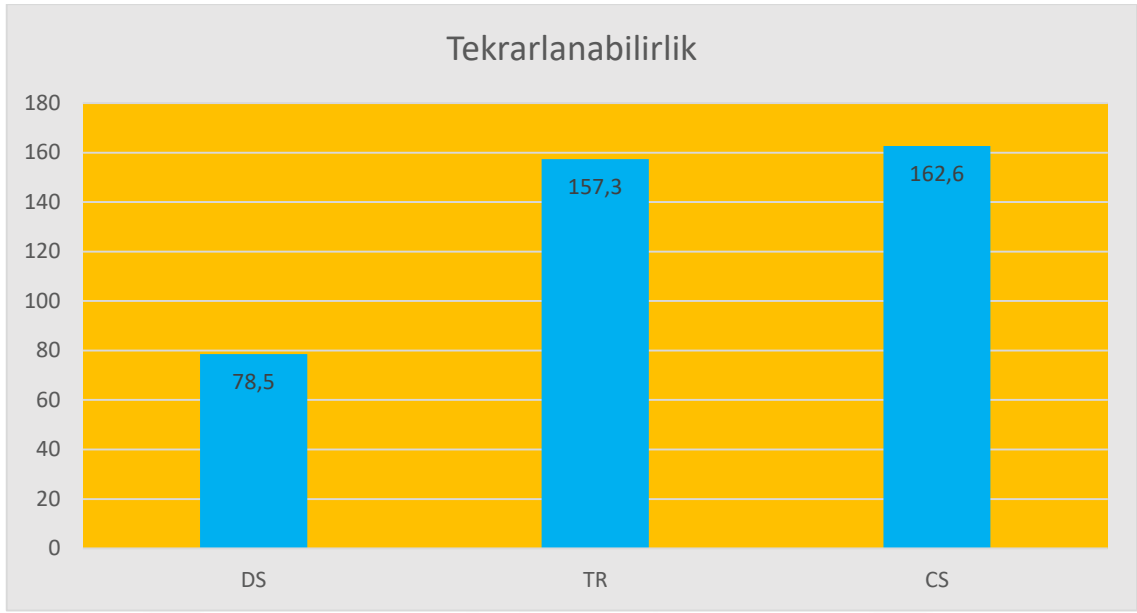
Her bir ağız içi tarayıcının bütünsel ortalama mesafe değeri ile o tarayıcının 10'ar taramasındaki değerlerin karşılaştırılmasına göre;

Tablo 4.5. Dijital ölçü taramalarında ağız içi tarayıcıların kendi ortalama değerlerinden sapma miktarları (mm)

	Ortalama	S. sapma	S. hata	%95 Güven aralığı		Test istatistiği	p
				Alt sınır	Üst sınır		
PS	0,0785	0,0542	0,0171	0,0397	0,1173	F=3,909	0,051
TR	0,1573	0,0886	0,0280	0,0939	0,2206		
CS	0,1626	0,1198	0,0379	0,0769	0,2483		
Total	0,1328	0,0966	0,0176	0,0967	0,1689		

F: Varyans analizi test istatistiği

Ağız içi tarayıcıların her bir taramada kendi ortalama değerlerinden sapma miktarlarının mutlak istatistiksel sonucu doğrultusunda; tekrarlanabilirlik (*precision*) düzeyleri PS ölçü grubu ile 78.5 µm, TR ölçü grubu ile 157.3 µm ve CS grubu ile de 162.6 µm olarak elde edilmiştir. Tekrarlanabilirlik değerleri açısından ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).



Şekil 4.3. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri (µm)

5. TARTIŞMA

Başarılı bir implant üstü restorasyon elde etmenin en önemli aşamalarından biri ağız içerisindeki implantların pozisyonlarını ve açılanmalarını çalışma modeline net ve doğru bir şekilde aktarabilmektir.^{68, 69} Pozisyonu ve açısı çalışma modeline net bir şekilde transfer edilmemiş olan implantlarda; pasif uyumlu bir implant üstü restorasyon üretmek mümkün değildir. Protez-dayanak ve implant çevresindeki kemik ara yüzeylerinde stresin artıp birikmesine bağlı olarak vida gevşemesi ve kırılması, porselen kırığı ve implant çevresinde kemik kaybı gibi birçok biyomekanik komplikasyon riski gelişebilmektedir.^{193, 194}

Ölçü alınması esnasında, ölçü transfer parçaları ile birlikte doğru tekniğin uygulanmaya çalışılması zaman almakta, özellikle kusma refleksi olan, ağız açma aralığı sınırlı olan bireylerde ölçü alma aşaması sorun haline gelmektedir. Dijital teknolojinin gelişmesiyle beraber, diş hekimliğinde teşhis ve tedavi uygulamaları aşamalarında dijital sistemlere hızlı bir geçiş olmuştur. Teknolojideki gelişmeler ve dijital çağın diş hekimliği uygulamaları üstündeki etkilerini göstermesi ile beraber ağız içi dijital tarayıcılar geliştirilmiş ve çeşitli tedavilerde uygulanmıştır.^{195, 196} Ağız içi tarayıcıların kullanımıyla birlikte; alçı model hazırlamak yerine 3 boyutlu görüntüler çok daha kısa sürelerde elde edilebilmektedir. Yüzbaşıoğlu ve ark.¹⁹⁷ 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada, tam ark dişli vakalarda konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerini ölçü süreleri bakımından karşılaştırmışlar; dijital ölçülerin 248.48 saniye, konvansiyonel ölçülerin de 605.38 saniye sürdüğünü ifade etmişlerdir. Dijital çalışma modellerinin çok kısa sürede elde edilmesi sayesinde, klinisyenler için almış oldukları ölçüleri anında değerlendirebilme fırsatı bulunmuştur. Bununla birlikte hem modelleri saklayabilme ve laboratuvara ulaştırabilme kolaylığı sağlanmış hem de ölçü kaşığı, ölçü materyali vb. maliyetler aradan çıkarılmıştır.¹⁹⁸⁻²⁰⁰

CAD/CAM sistemleri kullanılarak çalışma yöntemleri basitleştirilmiş, daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur. Tarayıcıların özelliklerinin zamanla gelişmesi ile birlikte ağız içi tarayıcılar artık tek ve çok üyeli, implant ve diş destekli restorasyonların da üretiminde kullanılmaya başlanmış ve günlük pratiğe katılmıştır. Protetik işlemlerde CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine ve fonksiyonlarına göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, tek seansta restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır. Bunlara ek olarak dijital ölçü tekniklerinin kullanılması sayesinde malzemedeki tasarruf edilmesi, hasta konforunu artırması, işlem sürelerini kısaltması, laboratuvar ortamı ile hızlı iletişim gibi birçok avantajları da bulunmaktadır.¹⁹⁵

Literatürde implant destekli restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel ölçü yöntemleri ve CAD/CAM yoluyla üretilen restorasyonlar çeşitli parametrelerde değerlendirilmiştir. Günümüze kadar yapılan çalışmalarda implant destekli restorasyonların yapımında ölçü hassasiyetini etkileyen kriterler temel olarak; dişsizlik durumu ve implant sayısı, ölçü maddesi, ölçü tekniği, implant açısı, implantın dişeti derinliği, implant - dayanak bağlantı tipi gibi örnekler sayılabilir.²⁰¹

Dijital ölçünün diş hekimliği pratiğinde kullanımı ile ilgili çalışmalar, gelişmeler hızla ilerlemektedir. Ortaya çıkan sorunların çözümüne yönelik ilave yenilikler ile birlikte gelişme aşamasındadır. Ölçü aşamasında kullanılmak üzere geliştirilen tarayıcılar farklı çalışma prensiplerine sahiptir ve bu sebeple kendilerine özel sınırlamalara sahiptirler.

Literatürde ağız içi tarayıcılarla in vivo olarak yapılan birçok çalışmada, kısıtlı hareket alanı ve ağız boşluğu içerisindeki zorlu ortam koşulları nedeniyle tarama doğruluğunun azaldığı belirtilmektedir.^{106, 202, 203} Bu yüzden, yapılan bu çalışma dahil, in

vitro olarak yapılan bütün çalışmalarda^{154, 199, 204}, ağız içi tarama için gerçek klinik koşullardan daha optimal bir alan oluşturulmaktadır. Bir başka deyişle, çalışmada kullanılmak üzere seçilen ağız içi tarayıcılar zor koşullara sahip ağız içi yerine ağız dışında kullanılmıştır. Bu durum dikkate alındığında, klinik ortamında hasta ağzında yapılacak olan ağız içi taramaların bu çalışmadan daha düşük ölçü hassasiyet göstereceği öngörülebilmektedir.^{158, 205, 206}

Dijital ölçülerde kullanılan ağız içi tarayıcılar; her ne kadar in vivo ve in vitro çalışmalarda çok başarılı sonuç vermiş olsalar da; tam dişsiz hastalarda, özellikle gövde mesafelerinin fazla olduğu implant vakalarındaki başarılarıyla ilgili veri eksikliklerine birçok çalışmada vurgu yapılmıştır.^{82, 198, 207-209}

Ağız içi tarayıcılarla yapılan çalışmalardaki önemli hususlardan biri taranacak bölgenin uzunluğudur. Tam ark ve kısa dişsizlik vakalarındaki kısa ark taramaları arasında hassasiyet ve doğruluk sapmaları olduğu çoğu çalışmada bulgu olarak bildirilmiştir.^{113, 137, 210, 211} Tam ark vakalarında ağız içi tarayıcı kullanımı sıklıkla araştırılan bir konu olarak sürekli gündeme gelmektedir. Çeşitli temassız görüntüleme tekniklerini kullanarak dijital ölçü elde eden ağız içi tarayıcılar tarama sırasında çeşitli referans noktaları belirlemekte ve bu noktalar üzerinden taramanın devamlılığını sağlayıp 3 boyutlu dijital görüntüler oluşturabilmektedir.²¹² Bu işlem esnasında tarayıcılar tarafından alınan ayrı ayrı görüntüler bahsedilen referans noktaları vasıtasıyla bir araya getirilebilmektedir. Referans noktalar ne kadar spesifik ve çok olursa, tarama verilerindeki sapmalar azalabilmekte ve başarı artabilmektedir. Bu referans noktaları taranan bölgelerde bulunan dişler, sert damak oluşumları gibi çeşitli dokulardan oluşabilmektedir. Dişsiz bölgeleri olan kısa bir arkın tarandığı vakayla tam dişsiz bir arkın taranması arasındaki ölçü hassasiyeti farkının temel sebebi de tam ark vakasında bu referans noktalarının daha az sayıda olmasıyla ilgilidir.^{172, 213} Ayrıca tam ark vakalarında

tarama düzlemi tek bir doğrudan çıkıp karşıt arka dönen bir parabol haline gelmektedir. Karşıt arka dönen bu at nalı şeklinde doğrusal olmayan yapı dönmenin olduğu köşe noktalarında da referans kaybı meydana getirmektedir²¹⁴, bu yüzden ağız içi tarayıcıların tam ark vakalarında, kısa dişsizlik vakalarına kıyasla daha çok sapma meydana getirmesi beklenebilmektedir.

Çalışmamızda, referans dijital model oluşturmak amacıyla literatürdeki çalışmalarda da kullanılan Atos Capsule (GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) endüstriyel tarayıcı kullanılmıştır.^{215, 216}

Literatürde konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma bulunurken, tam ark vakalarında yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır. Ender ve ark.²¹⁷, tam dişli bir vakada 5 farklı ölçü materyali kullanarak almış oldukları konvansiyonel ölçüler ile 7 farklı ağız içi tarayıcı kullanarak aldıkları dijital ölçüleri doğruluk ve tekrarlanabilirlik parametreleri yönünden karşılaştırmışlar. Aljinat ölçü maddesiyle almış oldukları ölçü grubu hariç konvansiyonel ölçü gruplarında ölçü netliği dijital ölçü gruplarından daha yüksek bulmuşlardır.

Albayrak ve ark.¹⁰ yaptıkları bir çalışmada 3 farklı dijital ağız içi tarayıcıyla (Carestream 3500, Trios 3 ve Cerec Omnicam) aldıkları ölçüler ile konvansiyonel yöntemle aldıkları ölçülerin ölçü netliklerini karşılaştırmışlar ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır ($p < 0.0001$). Dijital ölçü gruplarıyla aldıkları ölçülerin konvansiyonel yöntemle aldıkları ölçüye kıyasla daha başarılı bulmuşlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre ölçü netlikleri sırasıyla CS 3500 ile $123.06 \pm 89.83 \mu\text{m}$, Cerec Omnicam ile $229.72 \pm 121.34 \mu\text{m}$, Trios 3 ile $209.75 \pm 47.07 \mu\text{m}$ ve konvansiyonel yöntemle de $345.32 \pm 75.12 \mu\text{m}$ değer elde etmişlerdir.

2018 yılında Nedelcu ve ark.¹⁰⁶ tarafından yapılan bir çalışmada, tam ark dişli çeneden polieter ile alınmış ölçü ile Cerec Omnicam, Trios 3 ve True Definition olmak

üzere 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanarak dijital ölçü gruplarını kıyaslamışlardır. Çalışmanın sonunda iki ölçü yönteminin benzer seviyede boyutsal farklılık meydana getirdiği ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ifade edilmiştir. Fakat bu çalışmaların aksine, tam ark implant vakalarında ölçü parçalarının ağızdan kaşığa yerleştirilmesi sırasında yaşanabilecek olan pozisyonel, rotasyonel ve açısal yer değişimlerinin konvansiyonel implant ölçüleri açısından önemli bir sorun olabileceği düşünülmektedir.⁴

Mpikos ve ark.²¹⁸; 0°, 15° ve 25° derece açılanmalara sahip 8 adet implanttan elde etmiş oldukları açık ve kapalı kaşık konvansiyonel ölçülerde, özellikle 25° açılı implantlarda meydana gelen boyutsal farklılığın anlamlı düzeyde yüksek çıktığını ifade etmişlerdir. İmplantlar arası açılanmaya bağlı olarak ölçü materyalinde meydana gelen deformasyonun ve ölçülerde ortaya çıkardığı boyutsal farklılığın, dijital ölçü tekniği sayesinde elimine edilip daha netliği daha yüksek ölçüler alınabileceği görüşü klinisyenler arasında kabul görmeye başlamıştır.⁴ Bu doğrultuda Alikhasi ve ark.²¹⁹ 2018 yılında yapmış oldukları çalışmada, 2 adet paralel ve 2 adet 45° distal açıya sahip olmak üzere toplamda 4 adet implantı dişsiz üst çene modeline yerleştirip; PVS ölçü maddesini kullanarak splintsiz açık ve kapalı kaşık konvansiyonel ölçü teknikleriyle Trios ağız içi tarayıcısını kullanarak almış oldukları dijital ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, 188 µm ile dijital ölçü tekniğini netliği en yüksek ölçü grubu olarak bulduklarını belirtmişlerdir.

Amin ve ark.⁶²; üçü paralel, biri 10° ve diğeri de 15° açılanmaya sahip olmak üzere toplamda 5 implanta sahip bir alt çene modelinde yaptıkları çalışmada, splintli açık kaşık ölçü tekniği ile Cerec Omnicam ve True Definition ağız içi tarayıcılarının kullanıldığı dijital ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Grupların ölçü netlikleri

değerlendirildiğinde dijital ölçü tekniğinin geleneksel ölçü tekniğine göre daha yüksek netlikte ölçü elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Dijital ağız içi tarayıcıların kullanım hızları, pudralama işlemi, tarayıcı uçlarının boyutları, satın alma ve güncelleme maliyetleri gibi niteliklerinin yanında, ortaya koydukları “ölçü netliği“ aslında en önemli özelliklerini oluşturmaktadır.^{118, 155} Ölçü netliği demek, bir ölçünün doğruluğu ve bir ölçü yönteminden oluşturulan verilerin tekrarlanabilirliği üzerinden değerlendirilen bir kavramdır.¹⁷⁸

Bu tez çalışmasında kullanılmış olan dijital ağız içi tarayıcılar farklı çalışma ve görüntüleme prensiplerine sahiptirler. Carestream 3600 tarayıcısı ‘aktif triangulasyon’, Trios 4 tarayıcısı ‘konfokal mikroskopi’ ve Primascan tarayıcısı ise ‘dinamik derin tarama’ prensibiyle çalışmaktadır.²²⁰ Ayrıca Primescan ve Trios 4 video görüntüleme (devamlı görüntüleme) ile tarama tekniğini kullanırken Carestream 3600 ise fotoğraf görüntüleme tekniğiyle 3 boyutlu görüntüyü oluşturmaktadır.²²⁰ Farklı tarama ve görüntüleme prensipleriyle çalışan ağız içi tarayıcılardan elde edilen verilerin netlik düzeylerinde farklılık olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmada kullanılmış olan ağız içi tarayıcılar kendi içlerinde değerlendirildiğinde; doğruluk parametresinde hem mesafe, hem açısal ölçümlerdeki en iyi sonuçlar Primescan tarayıcısı ile elde edilmiştir. Trios 4 ve Carestream 3600 tarayıcıları kullanılarak elde edilen ölçülerdeki boyutsal farklılık anlamlı düzeyde daha fazla sapma göstermiştir. Tarayıcıların ölçü netlikleri sırasıyla Primescan ile 38 µm, Trios 4 ile 104 µm ve Carestream 3600 ile de 171 µm değerler elde edilmiştir.

Çalışmada kullanılmış olan dijital ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik değerleri incelendiğinde ise; 3 tarayıcı arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Tekrarlanabilirlik açısından bakıldığında tarayıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmayacağını öngören hipotezimiz kabul edilmiştir. Primescan ile

78.5 µm, Trios 4 ile 157.3 µm ve Carestream 3600 ile de 162.6 µm değeri elde edilmiştir. Tarayıcılar tekrarlanabilirlik olarak karşılaştırıldığında Primescan ile daha düşük değeri elde edilmiştir.

Verilen bu bilgiler doğrultusunda, 3 farklı dijital ağız içi tarayıcılarının ölçü netliklerinin benzer olacağını öngören hipotezimiz reddedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre 3 tarayıcının da ölçü netlikleri birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiş ve en başarılı ölçü netliği ise Primescan tarayıcı ile elde edilmiştir. Sonuçlara bakıldığında 3 tarayıcının da tarama protokolü, çalışma prensipleri ve görüntüleme esnasında referans nokta yakalayabilme özelliklerinin etkilediği düşünülmektedir. Ayrıca Primescan tarayıcısının daha iyi performans göstermesinin nedeni olarak saniyede 1.000.000 fazla ardışık noktayı tarayabilme ve referans noktalarını kaybetmemesine ayrıca 20 mm derinliğe kadar hassas tarama (dinamik derin tarama) özelliği sayesinde olduğu düşünülmektedir.

Andriessen ve ark.¹⁰⁴ dişsiz bir çenede dijital ölçü alınırken kullanılan tarama parçalarının aynı şekil ve forma sahip olması nedeniyle ağız içi tarayıcıların referans noktayı bulmakta zorlandığını ve taraması gerçekleştirilen alanın önceki görüntülerle doğru bir şekilde eşleştirilmesinin de mümkün olmadığını bildirmişlerdir. Mizumoto ve ark.¹²³ 2018 yılında yayınladıkları bir derleme çalışmasında, tarama parçalarının birbirleriyle splintlenerek taramanın yapılması neticesinde referans noktaların daha rahat algılanabileceğini ve ölçü netliğinin bu sayede artırılabilirliğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da özellikle Carestream 3600 ağız içi tarayıcı ile tarama yapılırken referans noktayı sık sık kaybettiği, taramada zorlandığı ve referans noktayı yakalayabilmesi için önceki referans görüntüye geri dönmüştür. Bunun da tarayıcının yazılımından kaynaklandığı düşünülmüştür. Tarama parçaları arasındaki mesafelerin tarayıcıların daha önceden elde ettiği görüntüler ile yeni taranmaya çalışılan bölgeye ait görüntüleri

birleştirmede problem yaşadığı tespit edilmiş ve bunun da taramaya etki ettiği, ayrıca bütün tarama parçalarının şekil ve görüntüsünün aynı olmasının da tarama yapılırken referans noktanın kaybolmasını ve referans noktaların birleştirmesini zorlaştırdığı düşünülmüştür. Referans noktayı bulmakta zorlanan tarayıcının daha çok Carestream 3600 tarayıcısında olmasının nedenlerinden birinin de diğer tarayıcılardan farklı olarak fotoğraf görüntüleme prensibiyle çalışmasının etki ettiğini düşünmekteyiz.

Seelbach ve ark.²²¹ yaptıkları çalışmanın sonucunda, farklı ağız içi dijital ölçü alan sistemler arasındaki farklı sonuçları öncelikle tarama sistemlerinin fiziki çözünürlük özelliklerine, verilerin birbirine eklenmesinde geçen süreçlerdeki yazılımlara ve triangulasyon sırasında cihazların görüntü kaydetme açısına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir. Ender ve ark.¹³⁷ yaptıkları çalışmada da bu sonuçlara benzer bulgular elde etmişlerdir. Yazarlar farklı ağız içi dijital ölçü sistemlerini kullanmış olup bu sistemlerin ölçü netlikleri arasında farklılıklar olduğunu belirtmişler ve oluşan bu farklılıkları da cihazların yazılımlarının farklı olmasından kaynaklandığını bildirmişler.¹³⁷

Amornvit ve ark.²²² tamamen diş destekli bir üst çenede 10 farklı dijital ağız içi tarayıcı (Trios 3, Trios 4, iTero Element, iTero 2, iTero 5D Element, Dental Wings, Panda, Medit i500, Planmeca Emerald™, Aoralscan) kullanarak bu dijital ağız içi tarayıcıların ölçü netliklerini karşılaştırmışlardır. Trios serisini diğer tarayıcılara göre karşılaştırıldığında daha başarılı sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

Malik ve ark.²²³ kısmi dişsizlik bulunan bir üst çene modeline 5 adet implant yerleştirerek ağız içi tarayıcılarla dijital ölçüler alıp ölçü netliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonunda Cerec Omnicam ile 80.3 µm ve Trios 3 ile de 81.7 µm değerler elde etmişlerdir ve iki ölçü grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmadığını bildirmişlerdir.

Yapılan daha önceki çalışmalarda tarama doğruluğunu artırmak için farklı dijital tarayıcılar, tarama teknikleri ve yollar denenmiştir.^{147, 148, 154, 224-226} Tam ark taramasında dijital tarayıcılar arasında doğruluk açısından istatistiksel olarak farklılıklar bildirilmiştir, ancak bunun için gereken doğruluk düzeyi tarayıcıların tam ark taramasında klinik uygulamaları halen tam çözüme kavuşmamıştır.^{118, 147, 227} Bir çok ağız içi ve laboratuvar tarayıcı markaları olmasına rağmen, tam dişsiz ark taramaları ve bunların taramaları için doğruluk açısından hangisinin daha üstün olduğu konusunda net bir bilgi bulunmamakta ve farklı klinik durumlarda doğrulukları henüz kanıtlanmamıştır.^{228, 229}

Tam ark implant destekli protezler için True Definition, Trios 3, Omnicam, 3D progress, CS3500, CS3600, Planmeca Emerald ve Dental Wings tarayıcılarının doğruluğunun 3 boyutlu olarak karşılaştırıldığı bir çalışmada en iyi performansa sahip dijital tarayıcının Trios 3 olduğu bildirilmiştir.²³⁰ Bilmenoğlu ve ark.²³¹ yaptıkları bir çalışmada bir modele 6 implant yerleştirmiş ve bu modelden 10 farklı ağız içi tarayıcı kullanarak dijital ölçüleri karşılaştırmışlar ve bu çalışmanın sonucunda Trios 3 (30.9 µm) ve Omnicam (32.1 µm) cihazları ile aldıkları ölçüler diğer tarayıcılara göre daha az boyutsal sapma göstermiş ve tam ark implant ölçü alımında kullanılmak için uygun olduklarını belirtmişlerdir. Vandeweghe ve ark.²³² 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada 6 implant yerleştirttikleri bir modeli ağız içi tarayıcılarla (Lava C.O.S, True Definition, Omnicam, Trios 3) tarayarak tarama cihazlarının doğruluğunu değerlendirmişlerdir. En yüksek doğruluk derecesine sahip olan tarayıcıların True Definition ve Trios 3 sistemlerini bulduklarını ifade etmişlerdir.

5 farklı ağız içi tarayıcının (Omnicam, CS3600, i500, iTero Element ve Trios 3) doğruluğunun değerlendirildiği bir çalışmada²³³ çift taraflı 6 adet implant yerleştirilmiş kısmi dişsiz alt çenenin taramasıyla elde edilen veriler karşılaştırılmış ve tarayıcılar

arasında anlamlı fark bulmuşlardır ($p<0.05$). Trios 3 ve i500 tarayıcıları, diğer tarayıcılardan daha iyi performans gösterdiği belirtilmiştir.

Imburgia ve ark.¹⁵⁴ kısmi dişsiz (3 implant yerleştirilmiş) ve tam dişsiz (altı implant yerleştirilmiş) 2 ayrı modellerden dört farklı ağız içi tarayıcıyla (CS3600, Trios 3, Omnicam, True Definition) dijital ölçüler almış ve bu ölçülerin ölçü netliklerini karşılaştırmışlardır. Her iki modelde de doğruluk parametresinde en iyi sonuçları Carestream 3600 verirken, Cerec Omnicam ve Trios birbirlerine benzer sonuçlar vermiş; True Definition ise en yüksek boyutsal farklılık gösteren ağız içi tarayıcı olarak belirtilmiştir. İki farklı modele ait veriler karşılaştırıldığında; her ölçü grubunun kısmi dişsiz modele ait ölçü netliğinin total dişsiz modelden yüksek olduğu belirlenmiştir. Araştırmacılar, implant sayısındaki ve gövde mesafelerindeki artışın dijital ölçülerdeki boyutsal farklılığı arttırdığını belirtmişlerdir. Ağız içi tarayıcıları karşılaştıran çalışmalar incelendiğinde herhangi bir tarayıcının daha üstün olduğu konusunda fikir birliği bulunmadığı görülmektedir. Farklı çalışma tasarımları ve kullanılan ağız içi tarayıcıların çeşitliliği bu duruma sebep olarak gösterilebilir.

Vandeweghe ve ark.²³² 6 implantlı dişsiz bir alt çene modeli üzerinde 4 farklı ağız içi tarayıcının ölçü netliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda 28 μm ile Trios ve 35 μm ile True Definition en iyi sonucu verirken; Cerec Omnicam 61 μm ve Lava COS 112 μm ile anlamlı düzeyde daha düşük doğrulukta değerler elde etmişlerdir. Tekrarlanabilirlik düzeylerinde ise, True Definition (30 μm) ve Trios (33 μm); Cerec Omnicam (59 μm) ve Lava COS (66 μm) tarayıcılarından anlamlı düzeyde daha güvenilir ölçüler elde etmişlerdir. En düşük ölçü netliğini en distalde bulunan 36 ve 46 numaralı bölgelerdeki implantlarda görüldüğünü bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu bölgelerin tarama yapılan arkın son noktaları olması ve quadrant etkisi nedeniyle, daha fazla distorsiyon meydana getirdiğini belirtmişlerdir. Gimenez ve ark.¹¹² da yaptıkları bir

çalışmada taramaya başlanan noktadan ne kadar uzakta bir görüntü elde edilecekse gerçek görüntüye göre oluşacak distorsiyon miktarının o kadar fazla olacağını belirtmişlerdir.

Tamamen dış destekli bir üst çene modelinde Primescan ile Cerec Omnicam dijital ağız içi tarayıcılarının ölçü netliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Primescan ile elde edilen dijital ölçü grubu daha başarılı sonuçlar elde etmişlerdir.²³⁴ Kısmi dişsiz (2 implant yerleştirilmiş) ve tam dişsiz (4 implant yerleştirilmiş) iki ayrı modelden 3 farklı dijital ağız içi tarayıcılar (Primescan, CS 3600 ve Trios 3) kullanılıp ölçü netlikleri karşılaştırılmış ve Primescan ($13,02 \pm 2,47 \mu\text{m}$) en başarılı ağız içi tarayıcı grubu olarak bulunmuştur.²³⁵ Bir tez çalışmasında tam dişsiz bir üst çene modeline 4 adet implant yerleştirilmiş olup 14 farklı ağız içi tarayıcı (Primescan, CS 3600, CS 3700, Trios 3, Trios 4, iTero 5D, iTero 2, Dental Wings, Emerald S, Emerald, Medit i500, BENQ, Heron, GC Aadva) kullanılarak ölçü netlikleri karşılaştırılmış ve tarayıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$). Çalışma sonucunda en iyi dijital ölçü grubu Primescan tarayıcı ile elde edilmiştir.²³⁶ Her 3 çalışmanın sonuçları çalışmamıza paralel şekilde Primescan tarayıcı ile elde edilmiştir. Bu çalışmaların sonuçları mevcut tez çalışmasını desteklemektedir.

Gimenez ve ark.¹⁴⁸ implant açılanmasının iTero dijital ağız içi tarayıcısıyla alınan ölçü üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada; dişsiz bir üst çene modeline 4 implant paralel, bir implant 30° distal açılı bir implant da 30° mezial açılı olmak üzere toplamda 6 adet implant yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda implant açılanmasının dijital ölçü doğruluğunu etkilemediğini bildirmişlerdir.

Papaspyridakos ve ark.⁸² dişsiz alt çene modeline 3 implant paralel 2 implant açılı (10° ve 15°) olmak üzere toplamda 5 adet implant yerleştirip implant açılanmasının dijital ağız içi tarayıcı ölçü netliği üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmanın

sonucunda 15°'ye kadar olan implant açılanmasının dijital ölçü doğruluğunun etkilenmediğini ifade etmişlerdir.

Moura ve ark.²³⁷ dişsiz bir çene modeline 17, 15, 12, 23, 25 ve 27 no'lu bölgelere, 17 ve 23 no'lu implantlar 15° lik mesial açılanmaya sahip ve diğer implantlar paralel olacak şekilde toplamda 6 adet implant yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda implant açılanmasının dijital ölçü doğruluğu üzerinde olumsuz herhangi etkisi bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Lin ve ark.⁸⁷ 2015 yılında yapmış oldukları çalışmada; dört farklı çalışma modelinde bulunan birbirlerine paralel, 15°, 30° ve 45° açılı olan 2'şer adet implanttan iTero ağız içi tarayıcı ile alınan dijital ölçüler ile geleneksel yöntemle aldıkları ölçüleri mesafe ve açısal parametreler açısından değerlendirmişler. Çalışmanın sonucunda implantlar arasındaki açılanmadan dijital tarayıcının etkilenmediğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmaların aksine literatüre bakıldığında implant açılanmasının dijital ölçü doğruluğunu etkilediğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. Flügge ve ark.¹²⁰ 3 farklı dijital ağız içi tarayıcı kullanarak (iTero, Trios 3 ve True Definition) yaptıkları bir çalışmada implant açılanmasının dijital ölçü netliğini etkilediğini bildirmişlerdir. Bir tez çalışmasında¹⁶ 0°, 15° ve 30° açılarla yerleştirilen 6 adet implant yerleştirilen tam dişsiz bir üst çenede iki farklı dijital ağız içi tarayıcı kullanılarak (GC AADVA IOSIntraoral 3D Scanner ve Cerec Omnicam) açılı yerleştirilen implantların ölçü netliği üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulmuşlardır. 0° açısının sapma değeri 30° göre anlamlı derecede yüksek elde etmişlerdir. Yine başka bir çalışmada farklı mesafe ve açılarda implant yerleştirilen kısmi dişsiz bir çenede implant açılanmasının ölçü doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir.¹²⁰ Abduo ve ark.²³⁸ paralel ve 15 açılı olmak üzere 2 implantlı bir modelden 3 farklı dijital ağız içi tarayıcı (Trios 4, Medit i500, True

Definition) kullanarak alınan dijital ölçülerin implant açılanmasından etkilendiğini ifade etmişlerdir. İmplant açılanmasının dijital ağız içi tarayıcı ölçü netliğini etkilemeyeceğini öngören hipotezimiz reddedilmiştir. Bu sonuca dijital ağız içi tarayıcıların görüntüleme prensipleri, tarama protokolleri, yazılımları, ortam aydınlatması gibi faktörlerin etki ettiği düşünülmektedir.

Dijital ağız içi tarayıcılarının ölçü netlikleri, tarama protokolü ve operatör tecrübesi gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. Fakat tarama protokollerinin araştırıldığı az sayıda çalışma olması ve üretici firmaların tarayıcılarla ilgili yeterince sınırlı bilgi paylaşmamaları nedeniyle, hangi tekniğin daha iyi bir sonuç verdiği konusunda henüz fikir birliğine varılamamıştır.²³⁹ Gimenez ve ark.¹⁴⁸ yapmış oldukları çalışmanın sonucunda, dijital ölçü sistemlerini kullanacak olan bir operatörün en az 8 kez tarama yaparak tecrübe kazanmasının gerektiğini belirtmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında da, her ağız içi tarayıcı kullanımı öncesi 10'ar adet deneme taraması gerçekleştirilerek bu faktör elimine edilmeye çalışılmıştır.

Gimenez ve ark.¹⁴⁸, 4 adet paralel ve 2 adet 30°lik açılanmaya sahip toplam 6 implanta sahip dişsiz üst çene modeli üzerinde hem operatörün tecrübesini, hem açılı yerleştirilen implantların ölçü netliğine olan etkisini incelemişlerdir. İki tecrübeli hekimin gerçekleştirmiş olduğu taramaların, tecrübesiz hekime göre anlamlı düzeyde yüksek netlikte olduğunu belirtmişlerdir. Fakat aynı araştırmacılar 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada ise, tecrübesiz bir operatörün farklı bir ağız içi tarayıcı tecrübesine sahip operatöre göre daha iyi sonuçlar ortaya çıkardığını, çalışma sonunda alınan ölçülerde de artık anlamlı seviyede bir farklılığın kalmadığı bildirmişlerdir.^{112, 147, 159} Cincioğlu ve ark.¹⁶ da 6 implant yerleştirdikleri bir modelde yapmış oldukları çalışmanın sonucunda tecrübeli ve tecrübesiz operatörler arasında anlamlı bir farklılık tespit edemediklerini belirtmişlerdir. Pesce ve ark.²⁴⁰ bir implantlı ve iki implantlı kısmi dişsiz model ile 4

implantlı tam dişsiz 3 ayrı model elde ettikleri bir çalışmada, tecrübeli ve tecrübesiz operatörler tarafından aldıkları ölçüleri değerlendirmiş olup çalışma sonucunda operatör tecrübesinin dijital ölçü doğruluğunu önemli ölçüde etkilediğini ifade etmişlerdir. Bilgisayar dünyasında yetişip teknoloji ile iç içe olan genç hekimlerin klinik uygulamalarında dijital iş akışına daha kolay adapte oldukları bildirilmiştir. Yaşça büyük olup klinik iş akışlarını belli bir protokole göre oturtmuş olan klinisyenler ise, ağız içi tarayıcı ve yazılımlarını kullanmayı daha karmaşık olarak görmekteler.^{164, 241}



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Paralel ve açılı olmak üzere 6 adet implantın dişsiz bir alt çene modeline yerleştirilmesiyle elde edilen çalışma modeli üzerinde, farklı dijital ağız içi tarayıcıların ölçü netliklerinin karşılaştırıldığı ve tekrarlanabilirliklerinin değerlendirildiği tez çalışmasında, in vitro çalışma sınırları içerisinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Ağız içi tarayıcı ölçü grupları arasında ölçü netlikleri açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık elde edilmiştir ($p<0.05$).

2. Doğruluk parametresinde hem mesafe hem açısal ölçümlerdeki en iyi sonuçlar Primescan tarayıcısı ile elde edilmiştir. Trios 4 ve Carestream 3600 tarayıcıları kullanılarak elde edilen ölçülerdeki boyutsal farklılık anlamlı düzeyde daha fazla sapma göstermiştir. Tarayıcıların ölçü netlikleri sırasıyla Primescan ile 38 μm , Trios 4 ile 104 μm ve Carestream 3600 ile de 171 μm değerler elde edilmiştir.

3. Açı parametresi açısından sonuçlar değerlendirildiğinde Primescan ile diğer tarayıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken ($p<0.05$), Trios 4 ile Carestream 3600 tarayıcıları arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Tarayıcıların açı sapmaları sırasıyla Primescan ile 0.185° , Trios 4 ile 0.499° ve Carestream 3600 ile de 1.25 değerler elde edilmiş ve en başarılı sonuçlar Primescan ile elde edilmiştir.

4. Tekrarlanabilirlik açısından bakıldığında dijital ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık saptanamamıştır ($p>0.05$). Tekrarlanabilirlik değerlerine bakıldığında en iyi dijital ölçü grubu Primescan tarayıcıyla elde edilmiştir. Tarayıcıların tekrarlanabilirlikleri incelendiğinde; Primescan ile 78.5 μm , Trios 4 ile 157.3 μm ve Carestream 3600 ile de 162.6 μm değerler elde edilmiştir.

Bu tez çalışması; in vitro ortamda gerçekleştirilmesi sebebiyle, hasta ve ağız içi ortama bağlı faktörlere bağlı tükrük, dil büyüklüğü, dudak yanak hareketleri, hastanın

hareketi, ağız açma miktarı gibi yönelik çeşitli limitasyonlara sahiptir. Bu sonuçların geliştirilmesi veya kliniğe yönelik şekilde düzenlenmesi için, dijital ölçü sistemlerinin çalışmada elde edilen sonuçların in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Dijital ağız içi tarayıcılarının tarama yapılan bölgedeki referans noktalarını kaybetmemelerine yönelik geliştirme yapılması gerekmektedir. Referans nokta kaybının nedenlerinden biri kullanılan tarama parçalarının aynı geometrik şekle sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Bunun için aynı firmanın farklı tasarımlara sahip farklı tarama parçası üretilip özellikle tamamen implant destekli tam dişsiz vakalarda kullanılması düşünülebilir.

KAYNAKLAR

1. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2001;4:52-6.
2. Çalikkocaoğlu S. Klasik Tam Protezler. 5. baskı. *Quintessence Yayıncılık Ltd Şti İstanbul*, 2010:62-437.
3. Akalın ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013;28:149-157.
4. Albayrak B. Tam ark implant ölçülerinde dijital ve konvansiyonel yöntemlerin 3 boyutlu netlik karşılaştırılması. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Erzurum. 2019.
5. Feine J, Carlsson G, Awad M, Chehade A, Duncan W, Gizani S, Head T, Lund J, MacEntee M, Mericske-Stern R. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002;17:601-602.
6. Bilmenoğlu Ç. İmplant Üstü Sabit Protezlerin Yapımında Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi*, 2015.
7. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review. *J Prosthodont*, 2018;27:35-41.
8. Fasbindera D, Poticnyb D. Accuracy of occlusal contacts for crowns with chairside CAD/CAM techniques CAD/CAM-methoden chairside: Genauigkeit der Okklusionskontakte von Kronen. *Int J Comput Dent*, 2010;13:303-16.

9. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, 2009;12:11-28.
10. Albayrak B, Sukotjo C, Wee AG, Korkmaz İH, Bayındır F. Three-Dimensional Accuracy of Conventional Versus Digital Complete Arch Implant Impressions. *J Prosthodont*, 2021;30:163-70.
11. Cooper LF. The current and future treatment of edentulism. *J Prosthodont*, 2009;18:116-22.
12. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. *J Prosthet Dent*, 2000;83:424-33.
13. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A Review. *Journal Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
14. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. *Nobel Tıp Kitabevleri*, 2000.
15. Supervision T. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 2005;94:10-92.
16. Cincioğlu M. Dental implantların dijital ölçü netliğine etki eden faktörlerin araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi. 2018.
17. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 1988;60:75-84.
18. Greenberg AM. Dental implants and evolving discipline. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2015:27.
19. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. St. Louis. Mosby Inc 2005:211:223.

20. Gültepe M.E. Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. 2011.
21. Misch CE. Rationale for dental implants. 2nd ed. Dental implant prosthetics. St Louis, Elsevier, 2014:1-25.
22. Doğan BG, Gökalp S. Tooth loss and edentulism in the Turkish elderly. *Arch Gerontol Geriatr*, 2012;54:162-166.
23. Becker MJ. Ancient" dental implants": A recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999;14:19-29
24. Zohrabian VM, Sonick M, Hwang D, Abrahams JJ. Dental implants. *Semin Ultrasound, CT and MRI: Elsevier*, 2015:415-26.
25. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology* 1997;26:101-6.
26. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 2007;23:844-54.
27. Trindade R, Albrektsson T, Wennerberg A. Current concepts for the biological basis of dental implants: foreign body equilibrium and osseointegration dynamics. *Oral Maxillofac Surg Clin* 2015;27:175-83.
28. Algellay AM. Effect of implant angulations on the accuracy of multi-implants implant level impressions using different materials and techniques. *Institute of Health Sciences, Master's Program in Prosthetic Dentistry, Istanbul: Yeditepe University*, 2018.

29. Tolstunov L. Is implant dentistry a restorative discipline with a surgical component? A change of definition is proposed. *J Oral Implantol*, 2011;37:293-5.
30. Zarb GA, Albrektsson T. Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*, 1998;80:639-40.
31. Papaspyridakos P, Chen C-J, Singh M, Weber H-P, Gallucci G. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*, 2012;91:242-8.
32. Roccuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res*, 2012;23:229-37.
33. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent*, 2008;17:5-15.
34. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000* 2014;66:72-96.
35. Benic GI, Hämmerle CH. Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontol 2000*, 2014;66:13-40.
36. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010;25:63-70.
37. Gürsoytrak B. İmplant uygulamalarında farklı yüzey özelliklerinin osseointegrasyon üzerine etkisinin rezonans frekans analizi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.

38. De Bruyn H, Raes S, Östman PO, Cosyn J. Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines. *Periodontol 2000* 2014;66:153-87.
39. Misch CE, Kutay Ö. Dental implant protezler. *Nobel Tıp Kitabevleri*, 2009.
40. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998;24:80-8.
41. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011.
42. Rosenberg E, Torosian J, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral implants Res*, 1991;2:135-44.
43. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998;13:82-90
44. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig*, 1999;3:201-7.
45. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*, 2002;30:271-82.

46. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 2005;16:26-35.
47. Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006;21.
48. Misch C. Dental Implant Prosthetics. *St Louis, Missouri: Elsevier Mosby* 2014.
49. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2003;5:2-9.
50. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Brit Dent J*, 2006;201:501-7.
51. Ragauskaitė A, Žekonis G, Žilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys D. The comparison of cement-and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija*, 2017;19:44-50.
52. Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A, Sefa I. Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Health Sci*, 2014;1:26-32.
53. Lee A, Okayasu K, Wang H-L. Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*, 2010;19:8-15.
54. Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Long-term outcomes for the treatment of atrophic posterior maxilla: a systematic review of literature. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015;17:120-32.
55. Tuzlalı M, Öztürk C, Zortuk M. Vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımının karşılaştırılması: sonlu elemanlar analizi çalışması. 2018.

56. Hobo S. Osseointegration and occlusal rehabilitation: *Quintessence Publishing*, 1989.
57. Lee H, So JS, Hochstedler J, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2008;100:285-91.
58. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 2005.
59. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J Prosthodont*, 2013;22:362-6.
60. Cheng C-W, Chien C-H, Chen C-J, Papaspyridakos P. Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2013;109:347-52.
61. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*, 2015;7:460.
62. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 2017;28:1360-7.
63. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*, 2008;29:494-6. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko C-C, Douglas W. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*, 2003;82:438-42.
64. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko C-C, Douglas W. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*, 2003;82:438-42.

65. Hoyos A, Söderholm K-J. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont*, 2011;24:29-54
66. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010;12:e63-e76.
67. Kim S, Nicholls JI, Han C-H, Lee K-W. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006;21:747-755
68. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*, 1999;12:167-178
69. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004;19:30-37
70. Chia VA, Esguerra RJ, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, Tan KB. In vitro three-dimensional accuracy of digital implant impressions: The effect of implant angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2017;32:313-321
71. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:448-455
72. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990;5:331-336
73. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999;14:885-8.

74. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, 2000;84:108-10.
75. Nacone MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004;19:192-198
76. Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes ÉA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent*, 2008;17:248-56.
77. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1990;63:444-7.
78. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, 1997;77:68-75.
79. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontic Restorative Dent*, 1992;12:112-121
80. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 1993;69:503-9.
81. Mojon P, Oberholzer J-P, Meyer J-M, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 1990;64:684-8.
82. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 2016;27:465-72.
83. Ribeiro P, Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Ríos-Santos JV, Padrós R, Mur JG, Falcão C. Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—an in vitro study. *Int J Environ Res Public Health*, 2018;15:1599.

84. Assuncao WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, 2004;13:358-66.
85. Assunção WG, Britto RC, Barão VAR, Delben JA, dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent*, 2010;19:167-74.
86. Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent* 2014;42:1551-9.
87. Lin W-S, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015;30:102-109
88. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*, 2011;37:649-57.
89. Liou AD, Nicholls JJ, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 1993;6:377-383
90. Choi J-H, Lim Y-J, Kim C-W. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007;22:761-768
91. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Brit Dent J*, 2006;201:429-32.

92. Nissan J, Ghelfan O. The press-fit implant impression coping technique. *J Prosthet Dent*, 2009;101:413-4.
93. Chen S, Liang W, Chen F. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*, 2004;32:603-9.
94. Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK. Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*, 1991;4:240-248
95. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 2007;51:629-42.
96. Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 2008;21:69-71
97. Rupp F, Geis-Gerstorfer J. Hydrophilicity of unset and set elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 2010;23:552.
98. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 2004;92:151-4.
99. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 2004;92:470-6.
100. Campagni W, Preston J, Reisbick M. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent*, 1982;47:606-11.
101. Gorman C, McDevitt W, Hill R. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*, 2000;16:389-95.

102. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CET, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent*, 2010;103:202-9.
103. Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz S, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*, 2013;14:265-8.
104. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 2014;111:186-94.
105. Aragón ML, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Europ J Orthodont*, 2016;38:429-34.
106. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*, 2018;69:110-8.
107. Eliasson A, Örtorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012;14:e30-e8.
108. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dental Implantol Update*, 2008;19:1-4.
109. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005;63:22-32.
110. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013;28:228-40.

111. Lin W-S, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent*, 2014;111:1-5.
112. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015;17:e54-e64.
113. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Invest*, 2014;18:1687-94.
114. Gintaute A. Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants. *Erlangung des Zahnmedizinischen Doktorgrades, Doctoral Thesis, Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität*, 2015.
115. Aktas G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet dent*, 2014;111:367-72.
116. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*, 2013;29:945-53.
117. Baskai KG. Evaluation of digital implant impressions using an intra-oral computerized scanner (itero) versus conventional implant impressions: a 3-dimensional analysis of accuracy. *Masters of Science Thesis, Toronto: University of Toronto*, 2014.
118. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 2013;109:121-8.

119. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 2015;46:9-17
120. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 2016;29:277-83.
121. Ciocca L, Meneghello R, Monaco C, Savio G, Scheda L, Gatto MR, Baldissara P. In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2018;13:1097-108.
122. Yamany SM, Farag AA. Surface signatures: an orientation independent free-form surface representation scheme for the purpose of objects registration and matching. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intel*, 2002;24:1105-20.
123. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 2018;120:343-52.
124. Alpkiliç D.Ş. Farklı ağız içi tarayıcılar ile alınan implant üstü ölçülerin hassasiyetlerinin kıyaslamalı olarak değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi*, 2019.
125. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges J-C, Fages M, Ducret M. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng*, 2017;2017:8427595
126. 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. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2009;11:214-21.

127. Ramsey CD, Ritter RG. Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2012;24:299-308.
128. Stimmelmayer M, Güth J-F, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 2012;16:851-6.
129. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach. *J Prosthodont*, 2017;26:34-41.
130. Ajioka H, Kihara H, Odaira C, Kobayashi T, Kondo H. Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression. *PloS One*, 2016;11:e0164048.
131. Güth J, Edelhoff, D., Schweiger, J. ve Keul, C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*, 2015:1487-94.
132. Chan D, Chung A-H, Haines J, Yau E-T, Kuo C. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent*, 2011;36:486-91.
133. Wang J, Yu Z, Zhu W, Cao J. Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. *Comput Graph Forum*, 2013;32:164-76.
134. Bernardini F, Rushmeier H. The 3D model acquisition pipeline. *Comput Graph Forum*, 2002;21:149-72.
135. Rusinkiewicz S, Hall-Holt O, Levoy M. Real-time 3D model acquisition. *ACM Trans Graph*, 2002;21:438-46.
136. Persson AS, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*, 2009;25:929-36.

137. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, 2016;20:1495-504.
138. Nayyar N, Yilmaz B, McGlumphy E. Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *J Prosthet dent*, 2013;109:210-5.
139. Dehurtevent M, Robberecht L, Béhin P. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *J Prosthet Dent*, 2015;113:17-21.
140. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*, 2015;19:2027-34.
141. Lehmann KM, Azar MS, Kämmerer PW, Wentaschek S, Hell EN, Scheller H. The effect of optical conditioning of preparations with scan spray on preparation form. *Acta Stomatologica Croatica*, 2011;45:86-92
142. Willershausen I, Lehmann KM, Roß A, Ghanaati S, Willershausen B. Influence of three scan spray systems on human gingival fibroblasts. *Quintessence Int*, 2012;43:67-72
143. Mangano F, Shibli JA, Fortin T. Digital dentistry: new materials and techniques. *Int J Dent*, 2016;2016:5261247
144. Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: A current review Chairside-Systeme: Eine aktuelle Übersicht. *Int J Comput Dent*, 2017;20:123-49.
145. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, Neves FD. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent*, 2018;119:377-83.

146. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*, 2015;7:460-7.
147. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015;30:56-64
148. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014;29:853-862
149. Kim J-E, Amelya A, Shin Y, Shim J-S. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*, 2017;117:755-61.
150. Lee J-H. Improved digital impressions of edentulous areas. *J Prosthet Dent*, 2017;117:448-9.
151. Endera A, Mehrlb A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems einfluss von scanstrategien auf die genauigkeit von digitalen intraoralen scansystemen. *Int J Comput Dent*, 2013;16:11-21.
152. Ye X, Liu H, Chen L, Chen Z, Pan X, Zhang S. Reverse innovative design—an integrated product design methodology. *Comput Aided Des*, 2008;40:812-27.
153. Pinto JM, Arrieta C, Andia ME, Uribe S, Ramos-Grez J, Vargas A, Irarrazaval P, Tejos C. Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Med Eng Phys*, 2015;37:328-34.
154. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 2017;17:1-13.

155. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *PLoS One*, 2016;11:e0163107.
156. Anh J-w, Park J-M, Chun Y-S, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod*, 2016;46:3-12.
157. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 2016;47:343-349
158. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2013;144:471-8.
159. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent*, 2015;24:498-504.
160. Mada SK, Smith ML, Smith LN, Midha PS. Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition. *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision: International Society for Optics and Photonics*, 2003:16-27.
161. Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*, 2013;144:914-20.
162. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, 2015;19:2035-43.
163. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc*, 1989;118:703-7.

164. Lee SJ, MacArthur IV RX, Gallucci GO. An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent*, 2013;110:420-3.
165. Lin W-S, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*; 2013;109:187-91.
166. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006;137:7-13.
167. Kim RJ-Y, Park J-M, Shim J-S. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*, 2018;120:895-903. e1.
168. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014;29(4).
169. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. *Int J Comput Dent*, 2015;18:101-29.
170. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkyne A. Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics Lasers Eng*, 2014;54:203-21.
171. Gjølvd B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique. A randomized clinical trial. *J Prosthodont*, 2016;25:282-7.

172. 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. *Eur J Orthod*, 2016;38:422-8.
173. Kostiukova V, Riakhovskii A, Ukhanov M. Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologiia*, 2014;93:53-9.
174. Erozan Ç. Dijital diş hekimliğinde farklı intraoral tarayıcı-cad yazılımı kombinasyonlarının hassasiyetlerinin değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, 2019.
175. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*, 2018;30:113-8.
176. <https://www.3shape.com/en/scanners/trios-4>. 13 august 2021.
177. <https://www.dentsplysirona.com/en/explore/digital-impression/primescan.html>. 11 August 2021.
178. Ziegler M. Digital impression taking with reproducibly high precision digitale abformung in reproduzierbar hoher genauigkeit. *Int J Comput Dent*, 2009;12:159-163
179. Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two-and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mat Eng*, 2010;20:243-9.
180. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp*, 2014;86:e51374.

181. Papaspyridakos P, Rajput N, Kudara Y, Weber HP. Digital workflow for fixed implant rehabilitation of an extremely atrophic edentulous mandible in three appointments. *J Esthet Restor Dent*, 2017;29:178-88.
182. 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. *J Prosthet Dent*, 2018;119:574-9.
183. <https://www.cadem.com.tr/tr/media/urunler/atos-capsule-3d-optik-olcum-cihazı>.
14 august 2021.
184. <https://www.gom.com/ja-jp/products/high-precision-3d-metrology/atos-capsule>.
14 august 2021.
185. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A, Nash J. Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res*, 2019;22:168-74.
186. Dold P, Bone MC, Flohr M, Preuss R, Joyce TJ, Deehan D, Holland J. Validation of an optical system to measure acetabular shell deformation in cadavers. Proceedings of the institution of mechanical engineers, Part H: *J Eng Med*, 2014;228:781-6.
187. 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. *Clin Oral Implants Res*, 1995;6:172-80.
188. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013;28:1512-1520

189. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin Oral Implants Res*, 2016;27:1099-105.
190. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J of Prosthet Dent*, 1996;76:500-9.
191. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit: An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*, 2004;15:466-73.
192. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2018;29:374-92.
193. Al-Turki LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J of Prosthodont*, 2002;15:38-42
194. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996;11.
195. Kalayci BB, Bayindir F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015;25:129-36.
196. Duke E. The status of CAD/CAM in restorative dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2001;22:968-72.

197. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 2014;14:1-7.
198. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2015;26:1430-5.
199. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*, 2015;24:313-21.
200. Joda T, Brägger U. Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 2016;27:1401-6.
201. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015;17:e751-e64.
202. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent*, 2016;55:68-74.
203. Lim J-H, Park J-M, Kim M, Heo S-J, Myung J-Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*, 2018;119:225-32.
204. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthetic Dent*, 2014;112:1461-71.
205. Keeling A, Wu J, Ferrari M. Confounding factors affecting the marginal quality of an intra-oral scan. *J Dent*, 2017;59:33-40.

206. Kim J-H, Kim K-B, Kim S-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int*, 2015;46:401-7.
207. Joda T, Brägger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res*, 2014;25:1304-6.
208. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, 2012;7:e43312
209. Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016;31:324-330
210. Muallaha J, Wesemannb C, Nowakc R, Robbend J, Mahe J, Pospiechf P, Bumannng A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation Genauigkeit von Ganzkieferscans mit intraoralen und extraoralen Scannern: eine In-vitro-Untersuchung. *Int J Comput Dent*, 2017;20:151-64.
211. Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Ruebel S, Lapatki BG. Optical 3D scans for orthodontic diagnostics performed on full-arch impressions. *J Orofac Orthop*, 2015;76: 493-507.
212. Barbero BR, Ureta ES. Comparative study of different digitization techniques and their accuracy. *Comput Aided Des*, 2011;43:188-206.
213. Fang J-H, An X, Jeong S-M, Choi B-H. Digital intraoral scanning technique for edentulous jaws. *J Prosthet Dent*, 2018;119:733-5.

214. Güth J-F, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Invest*, 2016;20:1487-94.
215. Vág J, Renne W, Revell G, Ludlow M, Mennito A, Teich ST, Gutmacher Z. The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int*, 2021;52:2-10.
216. Gutmacher Z, Kelly A, Renne W, Hoover M, Mennito A, Teich S, Cayouette M, Ludlow M. Evaluation of the accuracy of multiple digital impression systems on a fully edentulous maxilla. *Quintessence Int*, 2021;52:488-95.
217. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, 2016;115:313-20.
218. Mpikos P, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external-and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012;27:1422-1428
219. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection type. *Int J Dent*, 2018;2018:1-9
220. Robles-Medina M, Romeo-Rubio M, Salido MP, Pradies G. Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy. *Current Oral Health Reports* 2020;1-15.
221. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Invest*, 2013;17:1759-64.
222. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *Bio Med Res Int*, 2021:2021.

223. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of accuracy between a conventional and two digital intraoral impression techniques. *Int J Prosthodont*, 2018;31:107-13.
224. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 2019;19:1-14.
225. 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. *J Prosthodont*, 2017;26:650-5.
226. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, Grant GT, Ye L. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 2018;120:382-8.
227. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent*, 2017;118:36-42.
228. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2020;124:161-7.
229. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2018;26:101-21.
230. Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, Stellini E. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res*, 2019;63:396-403.

231. Bilmenoglu C, Cilingir A, Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *Journal Prosthet Dent*, 2020;124:755-60.
232. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 2017;28:648-53.
233. Kim RJ-Y, Benic GI, Park J-M. Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position. *PloS One*, 2019;14:e0222070.
234. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent*, 2019;22:307-19.
235. Gedrimiene A, Rutkunas V, Jeglevicius D, Akulauskas M, Barauskis D, Auskalnis L, Dirse J, Bilius V. In vitro study on digital splint effect to the accuracy of digital dental implant impression. *Clin Oral Implants Res*, 2019;30:365-.
236. Kaya G. Diş hekimliğinde kullanılan dijital ölçü sistemlerinin karşılaştırılması. Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, 2021.
237. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Özcan M, Mesquita AMM. Evaluation of the accuracy of conventional and digital impression techniques for implant restorations. *J Prosthodont* 2019;28:e530-e5.
238. Abduo J, Palamara JE. Accuracy of digital impressions versus conventional impressions for 2 implants: an in vitro study evaluating the effect of implant angulation. *Int J Implant Dent*, 2021;7:1-13.
239. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*, 2017;17:1-11.

240. Pesce P, Bagnasco F, Pancini N, Colombo M, Canullo L, Pera F, Bressan E, Annunziata M, Menini M. Trueness of intraoral scanners in implant-supported rehabilitations: an in vitro analysis on the effect of operators' experience and implant number. *J Clin Med*, 2021;10:5917.
241. Agnini A, Agnini AM, Coachman C. Digital dental revolution: the learning curve: *Quintessence Publishing*, 2015.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Özcan Akkal Doğum Tarihi: Doğum Yeri: Medeni Hali: Uyruğu: Adres: Tel: Faks: - E-mail:
Eğitim
Lise: Lisans: Uzmanlık:
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: 56.25 (YDS 2014 İlkbahar) Almanca: - Rusça: -
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 16/03/2021
Oturum Sayısı: 03/ 2021

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR</i> <i>Arş. Gör. Dt. Özcan AKKAL</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Tam Ark İmplant Ölçülerinde Farklı Dijital Ağız İçi Tarayıcıların 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırması</i>
Karar No	19.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR tarafından yürütülecek olan ve Arş. Gör. Dt. Özcan AKKAL ile birlikte hazırlanan “ <i>Tam Ark İmplant Ölçülerinde Farklı Dijital Ağız İçi Tarayıcıların 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırması</i> ” başlıklı Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.