



T.C.

BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

**DİJİTAL VE YARI-DİJİTAL İŞ AKIŞLARININ TAM ARK İMPLANT
ÜSTÜ ÖLÇÜLERİ ÜZERİNDEKİ DOĞRULUK VE HASSASİYETİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Múnir DEMİREL

DANIŞMAN

Prof. Dr. Sevil Meral ŞAHMALI

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi

Program : Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

Öğrencinin;
Adı ve Soyadı : Münir DEMİREL

Öğrenci No : 180816001

Danışman : Prof. Dr. Sevil Meral ŞAHMALI

Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalında 180816001 numaralı Münir DEMİREL
tarafından hazırlanan " Dijital Ve Yarı-Dijital İş Akışlarının Tam Ark İmplant Üstü Ölçüleri Üzerindeki Doğruluk Ve Hassasiyetinin Karşılaştırılması " adlı tez çalışması jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 23 / 05 / 2022

Jüri Üyesinin Unvanı, Adı, Soyadı	Çalıştığı Kurum	İmza
Jüri Üyesi (Danışman) Prof. Dr. Sevil Meral ŞAHMALI	Biruni Üniversitesi	
Jüri Üyesi Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT	Biruni Üniversitesi	
Jüri Üyesi Prof. Dr. Umut ÇAKAN	İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi	
Jüri Üyesi Prof. Dr. Haluk Barış KARA	Medipol Üniversitesi	
Jüri Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Emin Orkun OLCAY	Biruni Üniversitesi	

Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca bu tez jüri tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Leman ŞENTURAN
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tezin bana ait olduğunu, tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, içinde yer alan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, kullanmış olduğum bütün bilgilere kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin yürütülmesi ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dt. Münir DEMİREL



TEŞEKKÜR

Çok güzel ve değerli yılları beraber yaşadığımız, karşılaştığımız her türlü zorluğu kolaylaştırmak için elinden gelen herşeyi hem hocalık hem annelik edasıyla yapan, ömür boyu emeklerini unutmayacağım ve ödeyemeyeceğim değerli hocam, danışmanım, rehberim Prof. Dr. Sevil Meral ŞAHMALI'ya,

Üniversite koridorlarında yürürken elimden tutup bu ve daha birçok güzel yolun açılmasına vesile olan, bu günlere gelmemizde büyük emeği olan ailemizin değerli hocası Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT'a

Sonsuz ve inanılmaz büyük bilgisiyle tüm akademik hayatıma yol gösteren, sabrı ve samimiyetiyle kafamı ne zaman çevirsem yanımda olan, doktora süreciyle başlayan maceramızın bir ömür boyu sürmesini dilediğim, yol arkadaşım, kardeşim, dostum, hocam, danışmanım, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Borga DÖNMEZ'e

Klinik ve akademik tecrübelerini benimle paylaşan, doktora süreci boyunca her zaman yanımda olan, hem okulda hem özel hayatımda arkadaşlık, dostluk ve yakınlıklarıyla yüzümü her asık gördüklerinde işlerini bırakıp her türlü zorluğa göğüs germemi sağlayan, bu süreçte büyük emekleri olan, Dr. Öğr. Üyesi Almira Ada DİKEN TÜRK SAYAR ve Dr. Öğr. Üyesi Emin Orkun OLCAY'a,

Küçüklüğümde beri bu anın hayallerini birlikte kurduğum, beni büyük bir vizyon ile yetiştiren hayatımın her anında yanımda ve arkamda olduklarını hissettiğim, gitmek istediğim her yolda beni sonsuz destekleyen ve sahip olduğum en büyük şanslarım olan canım ailem, ablam, annem ve babama,

Ve beni doktora başlamak için cesaretlendiren, her sevincimde ve mutluluğumda yanımda olan, hayatlarımızı, mesleğimizi, lisans ve doktora yaptığımız üniversitemizi dahi paylaştığımız, gerektiğinde en acımasız eleştiriyi gerektiğinde kendimden çok bana inanan, eşim, güneşim Dr. Öğr. Üyesi Betül Ballı DEMİREL'e

Sonsuz teşekkür ediyorum.

Dt. Münir Demirel

TEZ ONAY SAYFASI	II
BEYAN.....	III
TEŞEKKÜR	IV
DOKTORA TEZİ/ İSTANBUL-2022.....	IX
ABSTRACT/ İSTANBUL-2022	XI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIV
TABLolar DİZİNİ.....	XVII
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1.Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	4
2.2.Osseointegrasyon	5
2.3. Osseointegre İmplantların Başarı Kriterleri.....	6
2.4. Dental İmplantların Açılı Yerleştirilmesinin Nedenleri ve Sınırlamaları	7
2.5. Dental İmplantolojide Ölçü.....	8
2.5.1. Konvansiyonel Ölçü Teknikleri	8
2.5.1.1. Direkt Ölçü Tekniği (Açık Kaşık / Pick-Up Tekniği).....	9
2.5.1.2. İndirekt Ölçü Tekniği (Kapalı Kaşık / Transfer Tekniği)	9
2.5.2. İmplant veya Abutment Seviyesinde Ölçü	10
2.5.3. Ölçü Materyali	11
2.5.4. Dijital Ölçü Tekniği	11
2.5.4.1. İndirekt teknik.....	12

2.5.4.2. Direkt teknik	12
2.6. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar.....	13
2.7. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler	18
2.8. Konvansiyonel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları.....	27
2.9. Dijital Laboratuvar Tarayıcıları.....	29
2.10. Ağız İçi Tarayıcılar ve Çalışma Prensipleri.....	30
2.10.1. Aktif Triangulasyon	32
2.10.2. Konfokal Mikroskopi	32
2.10.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)	33
2.10.4. Aktif Wavefront Örnekleme.....	33
2.11. Fotogremetrik Ölçü ve Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	35
2.12. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri.....	35
2.12.1. Ölçü Netliği	35
2.12.2. Referans Tarayıcılar	36
2.13. Amaç ve Hipotez.....	39
3. MATERYAL METOD.....	40
3.1 Modelin Hazırlanması.....	40
3.2 İmplantların Yerleşimi İçin Cerrahi Plakların Hazırlanması.....	41
3.3 İmplantların Yerleştirilmesi.....	42
3.4. Ara Bağlantı / Multi-unit Parçalarının Yerleştirilmesi.....	43
3.5 Referans modelin oluşturulması	45
3.6 İndirekt Dijital Ölçü Aşamaları.....	48
3.6.1 Geleneksel Ölçü Aşamaları	48
3.6.1.1 Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi	48
3.6.1.2 Açık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alınması	49
3.6.1.3 Alçı Modelinin Hazırlanması.....	50

3.6.1.4 Modellerin Masaüstü Tarayıcıyla Taranması	51
3.6.2 Direkt Dijital Ölçü Aşamaları	53
3.6.2.1 Direkt Dijital Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi	54
3.6.2.2 Modellerin Ağız İçi Tarayıcı ile Taranması	55
3.6.3 Fotogrametrik Ölçü Aşamaları	55
3.6.3.1 Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi	55
3.6.3.2 Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Taranması	56
3.7 Referans ve Tarama Modellerinin İzolasyonunun Yapılması	59
3.8 Ölçülerin Çakıştırılması ile Ölçümlerin Yapılması	61
3.9 İstatistiksel Analiz	65
4.BULGULAR	66
4.1. Ölçü Yöntemlerinin Mesafesel Sapma Verilerinin ve Bu Verileri Kullanarak Hassasiyetlerinin Karşılaştırılması	66
4.1.1 Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma ve mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırıldığı verilerinin histogramı	67
4.1.1.2: Trios 4 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	69
4.1.1.3: InEos X5 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	70
4.1.1.4: Straumann S7 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	71
4.1.1.5: iCam 4D ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	72
4.1.2. Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma ve mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyet verilerinin tanımlayıcı istatistikleri	73
4.1.2.1. Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma verilerinin tanımlayıcı istatistikleri	73
4.1.3 Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma verilerinin bağlantı parçalarının tersine mühendislik yazılımındaki doğruluk görselleri	75
4.2. Ölçü Yöntemlerinin Açısal Sapma Verilerinin ve Açısal Sapma Verileri Kullanılarak Hassasiyetinin Karşılaştırılması Bulguları	78
4.2.1 Ölçü yöntemlerinin açısal sapma verilerinin ve açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyetinin karşılaştırılması histogram grafikleri	78

4.2.1.1: PrimeScan ile yapılmış tarama verilerinin histogramı.....	78
4.2.1.2: Trios 4 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	79
4.2.1.3: inEos X5 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	80
4.2.1.4: Straumann S7 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	81
4.2.1.5: iCam 4D ile yapılmış tarama verilerinin histogramı	82
4.2.2 Farklı ölçü gruplarının tanımlayıcı istatistikleri	83
4.2.2.1 Farklı ölçü gruplarının mesafesel verilerinin karşılaştırılması	83
4.2.2.2 Farklı ölçü gruplarının açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırılması	84
4.2.2.3 Ölçü yöntemlerinin açısal sapma ve açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyet verilerinin bağlantı parçalarının tersine mühendislik yazılımındaki doğruluk görselleri	85
5.TARTIŞMA	88
6.SONUÇ	98
7.KAYNAKÇA	99
8.ÖZGEÇMİŞ	117
9.İNTİHAL RAPORU.....	118

DOKTORA TEZİ/ İSTANBUL-2022

Amaç: Bir tam mandibula dişsizlik vakasında, ağız içi tarayıcılar, ağız dışı fotogrametrik tarayıcı ve masaüstü tarayıcıları ile alınan tam çene implant ölçülerinin doğruluk ve hassasiyetinin karşılaştırılmasıdır.

Materyal Metot: Dişsiz bir alt çene modelinde 47,45,43,33,35,37 no.lu bölgelere; sırasıyla toplam 6 adet implant dijital ortamda guide sistemi ile yerleştirilmiştir. İmplantlara yerleştirilen multi-unit abutmenlar üzerine ölçü postu takılarak endüstriyel tip model Atos Core 80 ile taratılmış ve 3 boyutlu referans model elde edilmiştir. Ağız içi dijital ölçüler Cerec PrimeScan (PS) ve 3Shape Trios 4 (T4) olmak üzere 2 farklı ağız içi tarayıcı kullanılarak alınırken; alçı modeller Sirona inEos X5 (X5) ve Straumann 7 Series dijital laboratuvar tarayıcısı (S7) ile dijitalize edilmiştir. Ağız dışı fotogrametrik tarayıcı ile alınan ölçüde ise iMetric 4D/iCam 4D tarayıcı (IM) kullanılmıştır. Bu ölçü grupları dijitalize edilerek, bir tersine mühendislik programı olan Geomagic Control programında referans model değerleri ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Bulgular: Farklı ölçü gruplarının mesafesel sapma verilerinin karşılaştırıldığında PS ölçü grubunda $56 \pm 82 \mu\text{m}$, T4 ölçü grubunda $60 \pm 23 \mu\text{m}$, X5 ölçü grubunda $33 \pm 6,6 \mu\text{m}$, S7 ölçü grubunda $37 \pm 6,1 \mu\text{m}$, IM ölçü grubunda $107 \pm 0,5 \mu\text{m}$ değerleri bulunmuştur. Farklı ölçü gruplarının mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırılmasında PS ölçü grubunda $39 \pm 17 \mu\text{m}$, T4 ölçü grubunda $18 \pm 13 \mu\text{m}$, X5 ölçü grubunda $5,4 \pm 3,6 \mu\text{m}$, S7 ölçü grubunda $5 \pm 3,3 \mu\text{m}$, IM ölçü grubunda $0,39 \pm 0,27 \mu\text{m}$ değerleri bulunmuştur. Farklı ölçü gruplarının açısal sapma verileri karşılaştırıldığında PS ölçü grubunda $0,28^\circ \pm 0,16^\circ$, T4 ölçü grubunda $0,26^\circ \pm 0,21^\circ$, X5 ölçü grubunda $0,18^\circ \pm 0,21^\circ$, S7 ölçü grubunda $0,17^\circ \pm 0,17^\circ$, IM ölçü grubunda $0,39^\circ \pm 0,06^\circ$ değerleri bulunmuştur. Farklı ölçü gruplarının açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyetleri karşılaştırıldığında PS ölçü grubunda

0,13° ±0,11°, T4 ölçü grubunda 0,18° ±0,12° µm, X5 ölçü grubunda 0,8° ± 0,7°, S7 ölçü grubunda 0,5° ±0,5°, IM ölçü grubunda 0,05° ± 0,05° µm değerleri bulunmuştur.

Sonuç: Dijital ve yarı dijital iş akışı teknikleriyle alınan ölçülerin doğruluğu ve hassasiyeti, mesafe ve açısal parametreler içinde değerlendirilmiştir. Yarı dijital iş akışı ile alınan ölçüler dijital iş akışı ile alınan ölçülere göre daha yüksek doğruluğa (mesafesel ve açısal) sahiptir. Ancak test edilen masaüstü tarayıcılar arasında ölçülerin doğruluğu bakımından herhangi bir fark bulunmamıştır. Test edilen ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülerin doğruluğu (mesafesel ve açısal), fotogrametrik tarayıcı ile alınan ölçüler ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Fotogrametrik tarayıcılar ile alınan ölçüler en yüksek hassasiyete sahiptir. Yarı dijital iş akışı ile alınan ölçüler ise ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülere göre daha yüksek hassasiyete sahiptir. Kullanılan masaüstü veya ağız içi tarayıcıların ise hassasiyet bakımından kendi aralarında herhangi bir fark bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: tam ark, dijital implant ölçüsü, dijital iş akışı, konvansiyonel implant ölçüsü, doğruluk, hassasiyet

ABSTRACT/ ISTANBUL-2022

Objective: To compare the trueness and the precision of complete-arch digital implant scans performed by using intraoral scanners, extraoral photogrammetric scanner, and laboratory scanners in the case of mandibular edentulism.

Material Method: Six implants were placed to the right second molar (47), right second premolar (45), right canine (43), left canine (33), left second premolar (35), and left second molar (37) sites of an edentulous mandibular model. Multi-unit abutments and subsequently scan bodies were fixed on these implants. An industrial-grade blue light scanner (ATOS Core 80) was used to generate a reference model scan in standard tessellation language (STL) format. One hundred impressions were taken by using 2 intraoral scanners (Cerec PrimeScan (PS) and 3Shape Trios 4 (T4)), 2 laboratory scanners (Sirona inEos X5 (X5) and Straumann 7 Series (S7)), and one extraoral photogrammetric scanner (iMetric 4D/iCam 4D scanner (IM)) (n=20). Open tray impression technique was used to obtain models to be scanned with laboratory scanners, while PS was used for the gingival scan stage of photogrammetric scan process. STL files of impressions and the master STL file were imported into a reverse engineering software (Geomagic Control X). Impression files were superimposed over master STL file, and distance and angular deviations of each implant were calculated. The data were analyzed with Kruskal-Wallis and Mann Whitney U tests for trueness and precision ($\alpha=.05$).

Results: Scanner type significantly affected the trueness ($P<.001$ for distance and angular deviations) and the precision ($P<.001$ for distance and angular deviations) of scans. X5 ($33 \pm 6.6 \mu\text{m}$) and S7 ($37 \pm 6.1 \mu\text{m}$) had the lowest distance deviations ($P\leq.031$), while IM ($107 \pm 0.5 \mu\text{m}$) had the highest distance deviations ($P\leq.003$). However, the difference between PS ($56 \pm 82 \mu\text{m}$) and T4 ($60 \pm 23 \mu\text{m}$) was nonsignificant ($P>.05$). When distance deviation data were considered, IM ($0.39 \pm 0.27 \mu\text{m}$) had the highest ($P\leq.002$) and PS ($39 \pm 17 \mu\text{m}$) and T4 ($18 \pm 13 \mu\text{m}$) had the lowest

precision ($P \leq .009$). In addition, X5 ($5.4 \pm 3.6 \mu\text{m}$) and S7 ($5 \pm 3.3 \mu\text{m}$) had similar precision ($P > .05$). X5 ($0.18 \pm 0.21^\circ$) and S7 ($0.17 \pm 0.17^\circ$) had the lowest angular deviations ($P \leq .03$), while IM ($0.39 \pm 0.06^\circ$) had the highest distance deviations ($P \leq .001$). However, the difference between PS ($0.28 \pm 0.16^\circ$) and T4 ($0.26 \pm 0.21^\circ$) was nonsignificant ($P > .05$). When angular deviation data were considered, IM ($0.05 \pm 0.05^\circ$) had the highest ($P \leq .001$) and PS ($0.13 \pm 0.11^\circ$) and T4 ($0.18 \pm 0.12^\circ$) had the lowest precision ($P \leq .009$). In addition, X5 ($0.8 \pm 0.7^\circ$) and S7 ($0.5 \pm 0.5^\circ$) had similar precision ($P > .05$).

Conclusion: Scan accuracy (trueness and precision) of mandibular complete-arch implants digitized either by using direct or indirect digital workflows were evaluated by using distance and angular deviation parameters. Laboratory scanners had the highest trueness (distance and angular), while extraoral photogrammetric scanner had the highest precision (distance and angular) among the scanners tested. Tested laboratory and intraoral scanners had similar accuracy within each scanner type.

Keywords: full arc, digital implant impression, digital workflow, conventional implant impression, accuracy, precision

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

3D : 3 boyutlu

CAD/CAM : Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim CBCT : Konik ışınli bilgisayarlı tomografi

PS: Sirona CEREC PrimeScan ağız içi tarayıcı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)

T4: 3Shape TRIOS 4 ağız içi tarayıcı (3Shape, Copenhagen, Denmark)

X5: In EOS X5 Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany).

S7: Straumann 7 Serisi Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre)

IM: Icam4D fotogrametrik ağız dışı tarayıcı(Imetric4D Imaging Sàrl Courgenay, İsviçre)

PG : Fotogrametri

K1 : Konvansiyonel ölçü grubu

Ncm : Newton santimetre

PVS : Polivinil siloksan

PE : Polieter eter keton

RMS : Root Mean Square (Karelerinin Ortalamasının Karekökü)

STL : Standart Triangle Language

µm : Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<i>Şekil 1: Scan-body bölümleri (Mizumoto and Yilmaz 2018)</i>	17
<i>Şekil 2 : Şeffaf akrilik disk bloktan rehber plak üretimi</i>	42
<i>Şekil 3: Nobel Biocare Cerrahi Seti</i>	43
<i>Şekil 4 : Multi-unit abutmentların modele yerleşimi</i>	44
<i>Şekil 5 : Referans modelin tarama parçalarla dijital görüntüsü.....</i>	45
<i>Şekil 6: Referans modeldeki bağlantı parçalarının dijital görüntüsü.....</i>	46
<i>Şekil 7: Patern rezin ile sabitlenmiş açık ölçü kaşık yapılmış model</i>	48
<i>Şekil 8: Açık ölçü aşamasında kullanılan yoğun kıvamlı polivinil siloksan</i>	49
<i>Şekil 9: Açık ölçü aşamasında kullanılan ince kıvamlı polivinil siloksan</i>	49
<i>Şekil 10: Açık ölçü tekniği ile alınmış ölçü.....</i>	50
<i>Şekil 11 : Alçı analoglarının ölçü içerisine vidalanması.....</i>	50
<i>Şekil 12: inEos X5 Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya).....</i>	52
<i>Şekil 13: Straumann 7 Serisi Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre).....</i>	52
<i>Şekil 14 : Sirona CEREC PrimeScan ağız içi tarayıcı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya).....</i>	53
<i>Şekil 15 : 3Shape TRIOS 4 ağız içi tarayıcı (3Shape, Copenhagen, Denmark).....</i>	54
<i>Şekil 16: Direkt Dijital Ölçü Parçası (Elos Accurate® Scan Body, Elos Medtech).....</i>	54
<i>Şekil 17: Fotogrametrik ölçü cihazı için üretilmiş ölçü parçaları (Icam4D, Imetric4D Imaging Sàrl Courgenay, İsviçre).....</i>	56
<i>Şekil 18 : Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Taranması</i>	57
<i>Şekil 19: Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Tarama Bayraklarının okunması.....</i>	58
<i>Şekil 20 : ICamRefs'lerin model üzerinde işaretlenmesi</i>	58
<i>Şekil 21 : Titanyum Bağlantı Parçası (Multi-unit üzerinde)</i>	59

Şekil 22 : Referans ve test gruplarının tasarım programındaki görseli (Exocad GmbH, Almanya)	60
Şekil 23: İzole edilmiş bağlantı parçaları	60
Şekil 24 : Dijital referans titanyum bağlantı parçalarının görüntüsü	62
Şekil 25 : Örnek grubunun titanyum bağlantı parçalarının görüntüsü	62
Şekil 26 : Dijital referans ve örnek gruplarının titanyum bağlantı parçalarının karşılaştırılmış görüntüsü	62
Şekil 27 : Bağlantı parçalarının tersine mühendislik yazılımındaki sapmanın görselleştirilmesi	63
Şekil 28 : Histogram Grafik Açıklaması	67
Şekil 29 : PrimeScan ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	68
Şekil 30 : Trios 4 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	69
Şekil 31 : inEos X5 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	70
Şekil 32 : Straumann S7 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	71
Şekil 33 : iCam4D ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	72
Şekil 34 : Tanımlayıcı renk skalası	75
Şekil 35 : PrimeScan grubu ile referans grubun karşılaştırılması	75
Şekil 36 : Trios 4 ile referans grubun karşılaştırılması	76
Şekil 37 : inEos X5 ile referans grubun karşılaştırılması	76
Şekil 38 : Straumann S7 ile referans grubun karşılaştırılması	77
Şekil 39 : IMetric ile referans grubun karşılaştırılması	77
Şekil 40 : PS ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	78
Şekil 41 : T4 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	79
Şekil 42 : X5 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	80
Şekil 43 : S7 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	81
Şekil 44 : IM ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı	82
Şekil 45 : PrimeScan ile referans grubunun açısal sapmalarının karşılaştırılması	85

<i>Şekil 46 : Trios 4 ile referans grubunun açısai sapmalarının karşılaştırılması</i>	<i>85</i>
<i>Şekil 47 : inEos X5 ile referans grubunun açısai sapmalarının karşılaştırılması.....</i>	<i>86</i>
<i>Şekil 48 : Straumann S7 ile referans grubunun açısai sapmalarının karşılaştırılması.....</i>	<i>86</i>
<i>Şekil 49 : iCam 4 D ile referans grubunun açısai sapmalarının karşılaştırılması.....</i>	<i>87</i>



TABLULAR DİZİNİ

<i>Tablo 1 : Çalışmada kullanılan implantın özellikleri</i>	<i>40</i>
<i>Tablo 2 : Multi-ünit Abutmentların Özellikleri.....</i>	<i>44</i>
<i>Tablo 3 : Çalışmada Kullanılan Tarayıcılar</i>	<i>47</i>
<i>Tablo 4 : Çakıştırılan referans ve örnek grubun özet değer tablosu (mm)</i>	<i>64</i>
<i>Tablo 5 : Grupların mesafesel ortalama ve standart sapma RMS değerleri.....</i>	<i>73</i>
<i>Tablo 6 : Grupların hassasiyet ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (Mesafesel sapma verileri).....</i>	<i>74</i>
<i>Tablo 7 : Gruplar arası açısal sapma ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ...</i>	<i>83</i>
<i>Tablo 8 : Grupların hassasiyet ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (Açısal sapma verileri).....</i>	<i>84</i>

1.GİRİŞ

Günümüzde kişilerde tek diş eksikliğinden tam diş eksiliğine kadar klinik tablolar karşımıza çıkmaktadır. Bu eksiklerin nedenleri arasında yanlış beslenme alışkanlıkları, erken çocukluk döneminde artan çürükler, travmatik dental geçmiş, sosyoekonomik durum, genel sağlık problemleri ve genetik faktörler yer almaktadır. Bu eksiklikler, mevcut olan diş kaybının sayısı, çeneler arasındaki ilişkileri, oklüzyonun mevcut durumu, kişinin yaşı göz önünde bulundurularak çeşitli protetik tedaviler önerilmektedir. (Acar and İnan 2001) Bu yöntemler arasında total protezler (TP), hareketli bölümlü protezler (HBP), sabit protezler (SP), implant destekli protezler (İDP) yer almaktadır. (Cooper 2009)

Dental implantların, total ve parsiyel diş eksikleri bulunan kişilerde sabit protetik tedavilerinde on yıllardır başarılı bir şekilde kullanıldığı literatürde yer almıştır (Martin Schimmel and Dent 2014). Dental implantların doğal dişler ile en önemli farkı periodonsiyum içermediğinden dolayı fizyolojik hareketler yapamamasıdır. Bu hareketleri yapamadığı için implant üstü restorasyonlar yapılırken ölçü aşamasındaki yaşanan hataların tolerasyonu zorlaşmaktadır. Bu nedenle implant destekli protezlerin ölçü aşamasında , sabit protetik tedaviler için alınan ölçü aşamalarına göre daha fazla hassasiyet ve doğruluk gerekmektedir (Burns, Palmer et al. 2003).

İmplant destekli protezlerin yapımındaki ilk işlem ölçü alma işlemidir. Ölçünün alınması aşaması, konvansiyonel veya dijital sistemler kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerde kullanılacak birçok ölçü materyali ve teknikleri önerilmiştir (Wenz, Reuter et al. 2008). Kullanılan teknikler arasında en çok kapalı ölçü (Transfer) tekniği ve açık ölçü (Pick-up) tekniği ve splintleme tekniği kullanılmaktadır (Carr 1991). En çok kullanılan materyaller arasında polivinilsiloksanlar (PVS) ve polieter (PE) yer almaktadır (Assif, Nissan et al. 1999).

Günümüzde tam veya parsiyel dişsizlik yaşayan hastaların implant üstü protezlerle rehabilite edilmesi, implantların yapılan uzun dönemli klinik çalışmalarda başarılı sonuçlar ortaya koyması nedeniyle en sık başvuru alan tedavi yöntemi haline gelmiştir. Tam çene dişsizlik vakalarında, implant üstü sabit protezlerin geleneksel protezlere kıyasla daha yüksek bir çiğneme fonksiyonu sağlaması, protez retansiyonu ve dolayısıyla hasta konforunun daha yüksek olması ve kullanılabilir protetik materyalin sayısının artmış olması gibi birçok avantaj içermektedir (Akalin, Ozkan et al. 2013).

Osseointegrasyonu tamamlanmış implantların uzun dönem başarısı, yapılan restorasyon kadar hastaya bağlı durumdan da etkilenmektedir. Bu faktörler arasında hastanın genel sistemik durumu, çiğneme alışkanlıkları, hastanın ağız hijyeni, simante bir restorasyon tercih edildiğinde simantasyon sonrası kole bölgesindeki artık siman varlığı, hastanın mevcut oklüzyonu veya yapılacak restorasyonda tercih edilecek oklüzyon türü ve özellikle abutment ve protetik restorasyon arasındaki pasif uyumun düzeyi yer almaktadır (Smeets, Stadlinger et al. 2016).

Protetik restorasyonların birbiri ile uyumu, mekanik olarak kendi içerisinde ya da biyolojik olarak çevre kemik veya yumuşak dokuda istenmeyen bir kuvvet oluşturmuyor ise bu duruma pasif uyum denilmektedir. Sabit implant üstü bir protezde pasif olarak bir uyum oluşturabilmek amacıyla alınacak ölçü ile kemik yumuşak doku, diş ve implant gibi yapıların laboratuvar ortamında üzerine çalışılacak modele doğru bir şekilde aktarılması, olguya göre doğru protetik parçaların seçilmesi ve laboratuvar üretim sürecinde meydana gelebilecek boyutsal değişimin mümkün olduğunda en alt seviyede tutulması gerekmektedir (Lorenzoni, Pertl et al. 2000).

İmplant üstü ölçülerin ve kullanılan abutment ile protetik restorasyon arasındaki uyumu etkileyen faktörler şunlardır;

- Ölçü materyalleri ve alçılarda ortaya çıkan hacimsel değişimler,
- İmplant parçaların doğru kullanımı,
- Tercih edilen ölçü tekniği,
- Tedavi ve laboratuvar aşamalarında çalışılan modellerin zarar görmeden saklanma ihtimali gibi birçok faktör yer almaktadır (Bayramov 2020).

Bu parametreler sonucu meydana gelen uyumsuzluklar aynı zamanda hem okluzyonda hem de dayanak (abutment), dayanak içerisindeki vida, restorasyon ve implant parçalarında da mekanik komplikasyonları da artırdığı kabul edilmektedir (Skalak 1983). Bu nedenle implantların ağız içindeki konum ve açılarının çalışma modeline doğru, hassas ve net bir şekilde aktarılması çok önemlidir. Kullanılan teknik ve ölçü materyalinin boyutsal olarak stabil olması, açı ve konumunun sabit kalmasında en etkili faktördür (Bayramov 2020). Araştırmacıların çoğu, ölçü aşamalarında çok fazla hata yapılabildiğini düşündüğü için; ölçü işleminde ölçü maddelerini ve bu yöntemde kullanılan parçaları elimine etmenin, bu sayede daha net kayıtlar elde etmenin yollarını araştırmışlardır (Samet, Shohat et al. 2005). İmplant üstü protez ölçülerinin alınmasındaki genellikle diş hekimlerinin yaklaşımı halen konvansiyonel ölçü almak olsa da son zamanlarda bilgisayar destekli ölçü (CAI, computer aided impression), bilgisayar destekli tasarım (CAD, computer aided design), bilgisayar destekli üretim (CAM, computer aided manufacturing) sistemlerinin gelişmesiyle birlikte dijital implant üstü ölçülerinin kullanım sıklığı artmaktadır. Konvansiyonel ölçüleri etkileyen; ölçü materyalleri, alçı çeşitleri, ölçü teknikleri, implant ölçü postları arasındaki farklar, implant sayılarının farkları ve kemik derinlikleri, implantlar arası açı farklılıkları ve bunlar arasındaki mesafeler gibi birçok faktör literatürde görülmüştür (Ahlholm, Sipilä et al. 2018). Tam dişsiz çenelerdeki dijital implant ölçülerine dair yalnızca birkaç çalışma mevcuttur ve bu çalışmalar sınırlı sayıdaki diş eksiklikleri olan çenelerde, farklı açılara sahip implantları değerlendirmiştir. Buna ek olarak, dijital ve konvansiyonel ölçü teknikleri de optimum klinik durumlarda karşılaştırılmış ve ideal durumlarda başvurulabilecek yöntemler üzerine araştırmalar yapılmıştır. Ancak implantların açılı yerleştirilmek zorunda kalındığı, geniş gövde uzunluğuna sahip olan tam dişsiz çene implant vakalarında hangi ölçü yönteminin en hassas ve tutarlı sonucu kolay bir şekilde verdiği konusunda bir görüş birliğine varılamamıştır. Ağız içi, ağız dışı veya fotogrametrik görüntüleme sistemini kullanan cihazlar ile ilgili çalışmalar kısıtlıdır ve fikir birliğine varılamamıştır. (Papaspyridakos, Gallucci et al. 2016, Amin, Weber et al. 2017, Imburgia, Logozzo et al. 2017, Vandeweghe, Vervack et al. 2017, Alikhasi, Siadat et al. 2018, Moura, Kojima et al. 2019).

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Latincesi ‘implantare’ olan implant kelimesinin, içerisine yerleştirmek eyleminden gelmiştir. Canlı dokulara tedavi amacıyla yapılan materyaller olarak tanımlanmıştır. Dental implant ise hareketli veya sabit protetik restorasyonların yapımında kemik üzerine , içine veya mukozanın altında yerleştirilen, proteze destek ve tutuculuğunu arttırmak amacıyla yapılan materyal olarak tanımlanır (Stellingsma, Vissink et al. 2004).

Dental implantolojinin modern tarihçesi, İsveç Gothenburg Üniversitesi’nde Per-Ingvar Brånemark (1929-2014) ile İsviçre Bern Üniversitesi’nde Schroeder'in (1918-2004) çalışmaları ile başladığı bilinmektedir (Gaviria, Salcido et al. 2014). 1960'larda yapmış olduğu çalışmada kemik hücrelerinin titanyum (Ti) elementini reddetmeden yapıştığını ve etrafında büyüdüğünü gözlemlemiştir. Titanyumun bu derece yüksek biyouyumluluk göstermesinin ardından dental alanda da implant yapımında titanyum elementinin kullanılabilmesi belirtilmiştir. Kemik-titanyum içerisinde gerçekleşen bu kaynaşmaya da ‘osseointegrasyon’ olarak adlandırmıştır. Brånemark, 10 senelik dental implantlar ile tedavi ettikleri hastaların takip neticelerini 1977 senesinde yayınlamıştır (Albrektsson 1988). Brånemark, Toronto’da klinik diş hekimliğinde Osseointegrasyon isimli konferansta, 1982 senesinde yapmış olduğu çalışmada kök formunda olan titanyum vidaların kullanması ile dental sektörde implantoloji için yeni bir dönemin başlamasına neden olmuştur. Schroeder ve Straumann, 1976 senesinde, dental implant ile alakalı osseointegrasyon olmuş ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Devamında meydana gelen literatürler ve temel kemik histoloji bilimi ve metalurji bilimi yardımıyla yeni dental implantlar ve dental implant metal yüzey özelliklerinin geliştirilmesi sağlanmıştır (Greenberg 2015).

Doğal diş kökleri ile bu köklerin yerine tercih edilen dental implantlar farklı özellikler sergilemektedir. İmplantlar yerleştirildikten sonra osseointegrasyon

meydana gelir ve doğal bir kemik ankilozu meydana gelir (Schroeder, van der Zypen et al. 1981).

İmplantlar doğal diş köklerinden farklı olarak etraflarında periodontal ligament bulundurmazlar bu nedenle kemik içerisindeki hareketleri çok daha az olmaktadır. Literatürde dental implantların kemik içerisindeki hareketi 10 µm iken doğal dişlerin hareketlilik miktarı 100 µm kadardır (Assif, Marshak et al. 1996).

Bu nedenle doğal dişler, üzerine yapılan bir restorasyonda oluşabilecek uyumsuzluk miktarını daha kolay tolere edebilirken , dental implantların üzerine yapılacak protetik alt yapı ile abutment arasındaki uyumsuzluğu tolere edebilmesi çok daha zordur (Eliasson, Wennerberg et al. 2010).

İmplant üstü hareketli ve sabit protezlerin meydana getirdiği avantajlar arasında ; kemik yapısının korunması, vertikal yönde oklüzal ilişkinin korunması, yüz estetiğinin iyileştirilmesi/geliştirilmesi, konuşma ve fonksiyona katkıda bulunması, sindirim sistemine ve çiğneme fonksiyonuna etkisi , psikolojik olarak hastaları iyileştirilmesi, eksik diş dokusuna komşu dişlere müdahale edilmeden tamamlanması, yapılacak protezin implant üstü olması sebebiyle hacimsel olarak azaltılması, sabit protez kullanımını hareketli protez yerine mümkün kılması, hareketli protez stabilizasyonu ve tutuculuğunu arttırması, uzun süreli başarılı restorasyon yapımına olanak sağlaması şeklinde sıralanabilir (Misch 2005).

2.2.Osseointegrasyon

Kemik dokusunun arada bağ dokusu oluşturmadan direk temas ile sentetik bir materyale bağlanmasına ‘Osseointegrasyon’ denir. Per-Ingvar Brånemark kemik hücre komplekslerinin titanyumdan üretilmiş olan metal yapıları çevreleyerek ayrılmaz bir bağlantı gerçekleştirdiğini ışık mikroskobu altında tespit etmiş ve bu şekilde osseointegrasyonun ilk aşamasını geliştirmiştir (Ferro, Morgano et al. 2017).

İmplantların cerrahi işlemler ile kemik içine koyulması sonucunda 2 çeşit doku oluşabilmektedir. Bunlar, osseointegrasyon ve fibrointegrasyon’dur. Kemik hücre komplekslerinin implant yüzey ile direk temas edecek şekilde proliferasyonu olması

nedeniyle osseointegrasyon gerçekleşir. Osseointegre olmuş implantlar başarılı kabul edilmektedir. Fibrointegrasyonda, implant parçası ile kemik hücre kompleks yapıları arasına bağ dokusunun büyümesiyle fibrötik bir yumuşak doku oluşur. Fibrointegre olmuş implantasyonlar ise başarısızlıkla sonuçlanır. (Gaviria, Salcido et al. 2014).

2.3.Osseointegre İmplantların Başarı Kriterleri

Bir implantın osseointegre olduktan sonra günümüzde başarılı olarak kabul edilmesi için şu kriterleri içermelidir (Albrektsson, Brånemark et al. 1981, Cochran 1999) ;

- Klinik olarak herhangi bir mobilitenin olmaması
- İmplantlarda enfeksiyon, hassasiyet, ağrı veya herhangi bir rahatsızlık olmaması
- Yapılan implantların radyografik görüntülerinde implant çevresinde radyolusensi olmaması,
- Fonksiyonel olarak 1 yıllık takipte her yıl ortalama vertikal kemik kaybının minimum 0.2mm'den fazla olması, vakaların 5 yıllık takip sonuçlarında başarı oranı %85'den, 10 yıllık takip sonrası başarı oranının ise %80'den fazla olması
- İmplant üst yapısının hem estetik hem de fonksiyon açısından doktor ve hasta için başarılı sonuç elde edilmesine olanak sağlaması olarak sıralanabilir.

Ayrıca, osseointegrasyonun başarısı; implant materyali, implant dizaynı (makro), implantın yüzey özellikleri (mikro), kemiğin durumu, uygulanan cerrahi teknik, implanta etkiyen kuvvetler etkileyen gibi altı değişkenle yakından alakalıdır (Albrektsson, Brånemark et al. 1981);

İmplant materyali ile doku uyumluluğu açısından değerlendirme yapıldığında titanyum malzemesinin dokuyla en uyumlu olduğu kabul edilmiştir (Saruwatari, Aita et al. 2005). İmplant kemik içerisine yerleştirilene kadar steril kalmalı, hiçbir metal veya protein teması olmamalıdır (Saruwatari, Aita et al. 2005). Kemik ile implant arasında hiç boşluk kalmamalıdır, yoksa yumuşak doku proliferasyonu olacak, bu da osseointegrasyonu olumsuz etkileyecektir (Hakkı and Ertuğrul 2009).

Osseointegrasyonu artırmak amacıyla implantın yüzey özellikleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır ve yapılan çalışmalarda pürüzlü yüzeylerin içlerine doğru kemik büyümesine izin verdiklerinden cilalı yüzeylere oranla daha iyi bir mekanik tutunma sağladıkları görülmüştür (Buser, Nydegger et al. 1998).

Yapılan implant başarısı; yapılacak implantın tasarım geometrisi ve implantın metalik yüzey özellikleri, uygulanacak cerrahi tekniğin türü ve sterilizasyon şekli gibi materyal ve hekimden kaynaklı faktörlere bağlı olduğu; hastanın sistematik ve genetik yapısı, düzenli kullandığı ilaçları , alkol ve sigara gibi kötü alışkanlıkların kullanımı, hastanın ağız hijyeni ve uygulama alanının travmatize etmekten kaçınılması gibi kişi kaynaklı birçok sebepten de etkilenmektedir (Le Guéhennec, Soueidan et al. 2007, Trindade, Albrektsson et al. 2015).

Başarılı bir implantasyon sonrası kemik kaybına neden olan etmenler ise yapılacak protezin uygunluğuna bağlı olarak da değişkenlik göstermektedir. 5 yıldan 29 yıla kadar yapılmış olan vaka takip çalışmalarında osseointegre olan implantların sağ kalım oranı %100 ile %87 arasında tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, doğrultusunda implantların ağız içerisinde oldukça uzun yıllar boyunca etkinlik gösterebildiğini belirtmiştir. Ancak implantların planlaması yapılırken zaman içerisinde oluşabilecek kemik kaybı da göz önüne alınmalıdır (Francetti, Rodolfi et al. 2015).

Per-Ingvar Brånemark dental implantların 3 sebeple kaybedilme olasılığından bahsetmiştir. Bunlar; osseointegrasyon sonrasındaki iyileşme sürecinde kemik - implant arasında bağ doku gelişimi , implant üzerinde tekrarlanan yüklemeler, implant ve çevresindeki marjinal kemiğin apikale inmesidir (Misch 2008).

2.4. Dental İmplantların Açılı Yerleştirilmesinin Nedenleri ve Sınırlamaları

Dental implantların kemik içerisine yerleştirilmesinde anatomik ve fizyolojik sınırlamalar bulunmaktadır. Bu sınırlamaları elimine etmek için implantlar kemik içerisine açılı bir şekilde yerleştirilebilir. Özellikle maksillada posterior bölgedeki sinüsler ve mandibulada foramen mentale ve inferior alveolar sinirin kret tepesine

yakın konumlanması bu kısıtlamalara örnek olarak gösterilebilir (Krekmanov, Kahn et al. 2000).

Maksiller sinüslerin neden olduğu problemleri gidermek için sinüs lift cerrahileri veya zigoma implantları alternatif tedavi yöntemleridir. Ancak sinüs lift operasyonları greft materyalinin maturasyon süreci nedeniyle uzun süreli bir tedavidir. Zigoma implantları ise kısıtlı kullanım alanına sahip bir tedavi yöntemidir (Balshi 1989, Graves 1994).

2.5. Dental İmplantolojide Ölçü

İmplant üstü protezlerin klinik başarı ve prognozunda önem taşıyan pasif uyumlu bir üst yapının sağlanması için ölçü aşamasının hatasız olması gerekmektedir. Yapılan araştırmalara göre implant konumlarının modele 3 boyutlu olarak transfer edilmesinde ölçü hassasiyetini etkileyen birçok faktör olduğu ortaya konulmuştur (Wee, Aquilino et al. 1999).

Ölçü tekniği, implant veya abutment seviyesinde ölçü, ölçü kopinglerinin ağız içinde splintlenmesi, splint materyali, ölçü kopinginin modifikasyonu, implant sayısı ve açılanmaları, ölçü materyali, implantın subgingival derinliği bu faktörlerden bazılarıdır.

2.5.1. Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

İmplant konumlarının ana modele aktarılmasında kullanılan 2 temel ölçü tekniği mevcuttur (Rashidan, Alikhasi et al. 2012).

- Direkt ölçü tekniği (Açıkkaşık / Pick-up tekniği)
- İndirekt ölçü tekniği (Kapalı kaşık / Transfer tekniği)

2.5.1.1. Direkt Ölçü Tekniği (Açık Kaşık / Pick-Up Tekniği)

Ölçü tekniklerinden ilki açık kaşık veya pick-up tekniği de denilen direkt ölçü tekniğidir. Bu teknikte öncelikle kişisel kaşık hazırlamak üzere ölçü alınır. Kaşıklar hazırlandıktan sonra ölçü başlıkları implantlar üzerine bağlanır ve kaşıkta karşılık gelen yerleri delinir. Burada ölçü başlığının özelliği gövde kısmının üzerinde uzun vidaya sahip olmasıdır. Ölçü kaşığının içerisine ölçü maddesi koyulup ağız içerisine yerleştirildikten sonra sertleşmesi beklenir. Sertleşmesi tamamlandıktan sonra kaşık ağızdayken vidalar gevşetilir. Ölçü postlarının başlıkları ölçü maddesinin içinde kalacak şekilde ölçü alma işlemi tamamlanır. Ölçü postuna implant anahtarı ile alçı analogları bağlanır. Ölçü postları kaşık içerisinden hiç çıkarılmadan içerisine alçı dökülerek ağız içerisinden alınan ölçüden direkt model oluşturma işlemi tamamlanmış olunur (Humphries, Yaman et al. 1990, Spector, Donovan et al. 1990, Chee and Jivraj 2006, Öngül, Gökçen-Röhlig et al. 2012).

Bu tekniğin avantajları; ölçü başlıklarının ölçü ile birlikte ağızdan uzaklaştırılması sayesinde implant açılırlarından kaynaklanan hataların önlenmesi, ölçü maddesinin deformasyon riskinin azaltılması ve ölçü başlığının tekrar ölçünün içine yerleştirmesi işleminin ortadan kalkmasıyla hata payını en aza indirilmesidir. Dezavantajları ise tekniğin hassas ve komplike olması, ayrıca ölçü başlığında meydana gelebilecek rotasyonel hareketlerin olabilmesidir (Humphries, Yaman et al. 1990, Conrad, Pesun et al. 2007).

2.5.1.2. İndirekt Ölçü Tekniği (Kapalı Kaşık / Transfer Tekniği)

Ölçü tekniklerinden ikincisi indirekt tekniktir. Bu tekniğin bir diğer adı ise Kapalı kaşık veya transfer tekniğidir. Bu teknikte kişisel kaşıkla veya hazır kaşıkla implanta bağlanan ölçü postunun üzerinden ölçü alınır. Kaşık ağızdan çıkarılırken ölçü postları kaşık ile beraber uzaklaştırılmaz, ağız içerisidne kalır. Devamında ölçü postları ağız içerisinden uzaklaştırılarak tek tek alçı analoglarına bağlanır. Analoglu ölçü postları ölçü maddesi içerisindeki negatif boşluklarına dikkatli şekilde tekrar yerleştirilir (Carr 1991, Lorenzoni, Pertl et al. 2000, Sim, Jang et al. 2019).

İndirekt teknik özellikle interark mesafenin sınırlandığı, ağız içerisinde arka bölgelerde bulunan implantlara ulaşmanın zor olduğu durumlarda durumlarda ya da bulantı refleksinin yüksek olduğu vakalarda endikedir (Conrad, Pesun et al. 2007). Bu tekniğin avantajları arasında, ölçü başlıklarının implant analoglarına bağlanması aşamasında görsel rahatlık sağlaması ve uygulama aşamasının daha hassas yapılması, ayrıca daha az çalışma zamanı gerektirmesi gösterilebilir (Carr 1991, Rashidan, Alikhasi et al. 2012). Ancak dezavantaj olarak da ölçü başlığıyla birleştirilmiş olan analogun, ölçü maddesinin içerisine ağızdaki konumunun aynısı olacak şekilde yerleştirilemeyeceği yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Liou, Nicholls et al. 1993, Daoudi, Setchell et al. 2001). Ayrıca paralel olmayan implantların bulunduğu ve implant sayısının fazla olduğu vakalarda karşılaşılabilecek problemler artmakta ve ölçü hassasiyeti azalmaktadır (Carr 1991, Feine, Carlsson et al. 2002).

2.5.2. İmplant veya Abutment Seviyesinde Ölçü

İmplant üstü restorasyonların ölçüleri 2 farklı seviyede alınabilir. Bunlar; implant ve abutment seviyesi olarak ikiye ayrılır. İmplant seviyesinde alınan ölçü tekniğinde ölçü postları direkt implanta bağlandıktan sonra ister açık ister kapalı kaşık yöntemiyle ölçü alınabilir. İmplant seviyesinde alınan ölçülerin avantajları ise; daha kolay geçici restorasyonların hazırlanması, daha iyi estetik, abutment seçiminin laboratuvarında daha kolay yapılabilmesi ve implantların konumu açılı ise bunların abutment seçiminde açılı olarak seçilmesi ile çözmek olarak gösterilebilir (Kupeyan ve Lang 1995, Choi ve ark 2007). Bir diğer teknik olan abutment seviyesinde alınan ölçülerde ise abutment klinikte ağız içerisinde açısının, boyunun ve çapının uygun olarak seçilerek direkt implanta torklanarak bağlanır. Sonrasında üzerinden plastik ölçü parçaları yardımıyla ölçü alınır. Bu ölçü tekniğinde ölçü aşamasında dokunma duyusunun hassasiyeti ve plastik parçanın abutment üzerinde kilitlendiğinden emin olunması büyük önem taşır (Lorenzoni, Pertl et al. 2000, Alikhasi, Siadat et al. 2018, Sim, Jang et al. 2019).

2.5.3. Ölçü Materyali

Ölçü alımı için kullanılan materyaller değişik özelliklere sahiptir. Bu materyallerin, hidrofilik özellikte olması yani alçıyla ıslanabilirliğinin olması, hassasiyet, netlik, hazırlama kolaylığı yönlerinden önem taşırlar. Ölçü materyalinde olması gereken özelliklerin en önemlileri klinik hassasiyet sağlaması, yeterli yırtılma ve deformasyon direnci göstermesi, elastik özelliklerinin ve boyutsal stabilitesinin uygun olması gösterilebilir (Zaimoğlu, Can et al. 1993).

Sabit protezler için ideal ölçü maddeleri elastomerik ölçü maddeleridir. Dental implant ölçülerinde önerilen materyaller; polieterler, polisülfidler, kondenzasyon silikonlar (C tipi silikonlar), polivinilsiloksanlar (A tipi silikonlar) ve vinilsiloksan eterlerdir (Enkling, Bayer et al. 2012). Özellikle implant sayısının çok olduğu veya implantın olması gereken konumdan sapmalar olduğu vakalarda kullanılacak ölçü materyali tedavi başarısında önemli rol oynar (Lee 1999).

2.5.4. Dijital Ölçü Tekniği

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisinin 1980'lerden itibaren hızla diş hekimliğinde gelişim göstermesi bilgisayar destekli ölçü tekniklerinin de önünü açmıştır (Lee 1999). Bu sistemlerin geliştirilmesinin en önemli amacı kullanılan materyallerin mekanik ve fonksiyonel dezavantajlarını ortadan kaldırmak, üretim hızını arttırmak, maliyeti düşürmek ve standardizasyon sağlamak olarak gösterilebilir (Strub, Rekow et al. 2006).

Dijital ölçü yöntemi, dijital olarak tasarlanmış bir protetik restorasyonun ilk basamağını oluşturmaktadır (Lee 1999, Lin, Harris et al. 2013). Dijital ölçü yöntemlerinin konvansiyonel ölçü yöntemlerine göre hasta açısından daha kabul edilebilir bir yöntem olması, ölçü materyalinin distorsiyonu gibi olumsuz yönlerini elimine etmesi, üç boyutlu görüntü oluşturması, daha kısa zamanda işlemin gerçekleştirilmesi ve daha ekonomik olması gibi avantajları bulunmaktadır. Ayrıca osteointegrasyonun erken dönemlerinde dokulara temas olmadan ölçü alınması da

önemli bir avantaj olarak gösterilmektedir (Christensen 2008, Lee, MacArthur IV et al. 2013).

İmplant destekli protezlerin fabrikasyonunda dijital ölçü kullanılması, implant çevresindeki protetik boşluğun, restore edilecek arayüzün derinliğinin, abutmentin tasarım ve çıkış profili konfigürasyonunun daha iyi değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Dijital ölçü ile elde edilen taramalar ile CAD/CAM teknolojisi kombine edilerek implant destekli protezler üretilebilmektedir (Lee, MacArthur IV et al. 2013).

Konvansiyonel ölçü yöntemlerinin zaman alıcı olması ve ölçü başlıklarının ölçü içerisine yerleştirilmesi sırasında hata yapma ihtimalinin bulunması gibi olumsuz özellikleri elimine etmek adına dijital ölçü yöntemleri geliştirilmiştir. Dijital ölçü tekniği indirekt ve direkt olmak üzere ikiye ayrılır.

2.5.4.1. İndirekt teknik

Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü ile elde edilen model CAD/CAM sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Bazı sistemlerde ise, alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile sanal model elde edilebilir. Sanal model üzerine istenilen restorasyon uygulanabilir (Güth, Keul et al. 2013).

2.5.4.2. Direkt teknik

Bu teknikte konvansiyonel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Buna göre, istenilen restorasyon için implantların üzerine dijital ölçü başlıkları takılarak ağız içi görüntüleme sistemleri yardımıyla taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır. Hassasiyet bakımından indirekt teknik, konvansiyonel ölçü materyallerini ve ölçü tekniklerini içerdiğinden direkt tekniğe göre farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle; ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi, saklama koşulları, dezenfeksiyon sırasındaki distorsiyonlar, ölçü kaşığından ayrılması ve uyumsuzluğu, laboratuvara transferi

sırasındaki aşamasında farklılıklar oluşabilmektedir (Beuer, Schweiger et al. 2008, Touchstone, Nieting et al. 2010, Güth, Keul et al. 2013)

2.6. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar

İmplant üstü protezlerde kullanılan parçalar; protez çeşidine göre oldukça farklılık göstermektedir. İmplant gövdesine yerleştirilen çeşitli abutmentlar veya ataşmanlar sayesinde kuron, köprü, çeşitli altyapılar veya overdenture protezler hastalara uygulanabilmektedir.

İmplant üstü sabit protez yapımı ve hastalara uygulanmasında kullanılan parçalar;

- İmplant Gövdesi
- İmplant Kapağı
- İmplant gövdesi, cerrahi operasyon ile çene kemiği içerisine yerleştirilen ve implant denilen yapının kendisini oluşturan parçadır.

Kemik ile doğrudan temas yoluyla osseointegrasyon işlemini gerçekleştiren ve iyileşme başlığı, abutment ve ataşman gibi protetik yapıların takıldığı asıl parça olarak tanımlanabilir. Biyouyumluluğu ile günümüzde de zirkonyum gibi çeşitli metallere yapıldığını ve kemik retansiyonunu artırmak için dış yüzeyine çeşitli işlemler uygulandığını göstermiştir. İmplant kapağı ise sert ve yumuşak dokunun implant içerisine iki aşamalı bir cerrahi işlemler arasında ilerlemesini engellemek amacıyla takılan parçadır (Hobo 1989, Nallaswamy 2017).

İyileşme Başlığı

Tek aşamalı bir operasyonda cerrahi implantların yerleştirilmesinden sonra veya iki aşamalı operasyonlarda osseointegrasyon sürecinden sonra implant gövdesine yerleştirilen ve diş etinin daha uygun bir başlangıç profilinin oluşmasına katkıda bulunan bir parçadır. Diş etinin daimi restorasyon öncesi şekillendirilmesi ve diş eti seviyesinden daha uzun süre seçilmesi oldukça önemlidir.(Hobo 1989)

Anahtar ve Raşet

Anahtar; İmplant veya analog gövdesi üzerindeki implant başlığı, iyileşme başlığı, abutment vidası, yer belirleyici, bilye ataşmanı, tarama gövdesi, ölçü kopingi gibi parçaları sıkmak veya gevşetmek için kullanılan metal bir parçadır.

Raşet ise anahtarın oturduğu ve daha kontrollü şekilde vidalamanın yapıldığı parçadır. Torklu ve torksuz çeşitleri vardır. İmplant yapım aşamasında da kemik içerisinde kontrollü ilerlemesini sağladığı gibi daimi restorasyonun ağız içerisine torklanması için de kullanılmaktadır (Bilmenoğlu 2018).

Abutment ve Abutment Vidası

Abutment, implant gövdesine bir abutment vidası ile bağlanan transgingival bileşendir, geçici ve daimi restorasyonların tasarlanıp bitirildiği, farklı diş eti yükseklikleri ve farklı açıları olduğu gibi titanyum, zirkonya, polietereeterketon da vardır. (PEEK), plastik, yapılacak protez tipine uygun, altın gibi farklı malzemelerden yapılmış dayanak türleri de vardır. (Hobo 1989, Nallaswamy 2017).

Abutmentlar uygulanacak restorasyon tipine bağlı olarak temelde ikiye ayrılır:

Geçici abutment

Osseointegrasyon sırasında veya sonrasında eski bir geçici veya hareketli tam protezin belirli bir süre kullanılması için yapılan bir abutment türüdür. Genellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölge implantasyon aşamalarında ve diş eti çıkış profili oluşturulması aşamalarında tercih edilir.

Daimî abutment

Daimî restorasyonlarda kullanılan abutment tipidir. Kullanım amacına göre; standart stok abutmentlar, multi-unit abutmentlar, ti-base abutmentlar, ataşman tipi

abutmentlar (ball ataşman, locator, ERA vb.) ve kişiye özel döküm veya dijital sistemlerde tasarlanıp üretilen birçok abutment çeşidi mevcuttur.

Klinikte veya laboratuvarında diş eti seviyesi ve genişliğine göre uyumlandırılabilen abutmentlara standart stok abutmentlar denir. Günümüzde implant firmalarının birçoğu, hem estetik hem de preparasyon sürecini hızlandırmak amacıyla doğal kuron şekline uygun abutmentlar üretmektedir. Bu abutmentlarda da açılal çeşitlilik bulunmaktadır ve hastaya göre farklı açılarda abutmentler kullanılmaktadır (Öztürk 2015).

Günümüzde gelişen dijital teknolojisi sayesinde implant ve altyapı üretimleri ile kişiye özel abutment üretimi yapılabilmektedir. Dijital ölçüler sonrasında kişinin sert doku özelliklerine ve yumuşaklığına göre abutment üretimi yapılabilmektedir. Bu abutmentler; taranabilir abutmentler, taranmış ve preparasyona hazır abutmentler, robotik ve sanal destekli analog tasarımları şeklinde yer almaktadır (Öztürk 2015).

Ölçü Postları

İmplant gövdesinin çenedeki konumu ve açısının ölçülerek çalışma modeline aktarıldığı kısımlardır. (Nallaswamy 2017). Farklı implant ölçü tekniklerinde kullanım için farklı ölçü parçaları mevcuttur.

Direkt Ölçü Postları (Direkt Transfer Parçası)

Üst çenede implant gövdesine vidalanır ve açık kaşık ölçü postları olarak da bilinen tek aşamalı ölçü tekniklerinde kullanılır. Bu postlara karşılık gelen alanlar ölçü kaşığında delinir ve postun vidalı kısmı kaşığın dışında tutulur. Ölçü materyali ağza yerleştikten sonra vida gevşetilir ve bu transferler sabit kalır. Kaşığı hastanın ağzından çıkarırken bu ölçü parçaları kaşığın içerisinde kalır (Nallaswamy 2017). Genellikle kaşık içerisinde tutmak için retantif alanlar vardır ve ağızdaki vidaya erişimi kolaylaştırmak için indirekt ölçü postlarından daha uzundurlar.

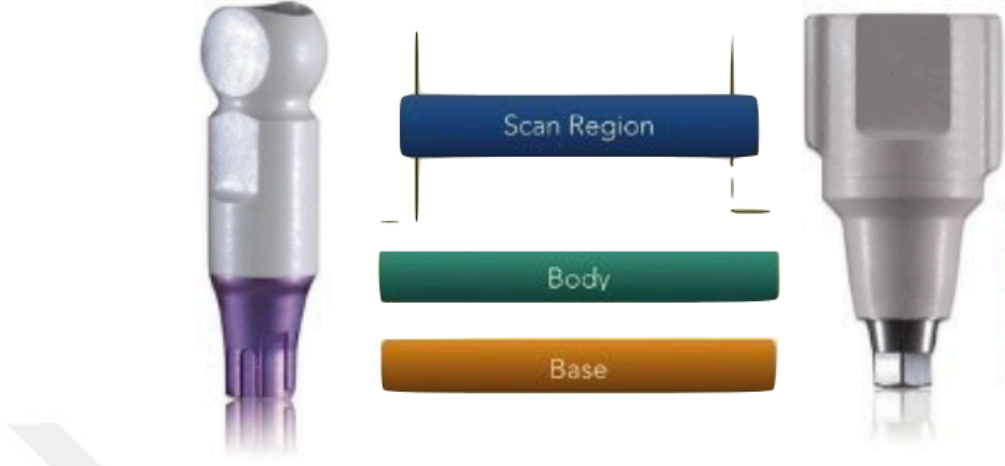
İndirekt Ölçü Postları (İndirekt Transfer Parçası)

Direkt ölçü postları gibi implantların açısını ve konumunu çalışan modele aktarmak için kullanılırlar ancak direkt ölçü postlarından farklı olarak bu postlar için kaşığın delinmesini gerektirmez. Ölçü materyali sertleştikten sonra kaşık ağızdan çıkarılır, dolaylı ölçü postlarının vidaları gevşetilir ve bunlar implant gövdesinden ayrılarak analogları takılır. Analoglu model ölçü içerisindeki yuvaya manuel olarak oturtulur (Nallaswamy 2017).

Tarama Bayrağı (Scan Body)

İmplant firmasının ürettiği implantlar için oluşturduğu dijital kütüphane ile entegrasyona izin verirken, dijital ortamda çenedeki implantın 3 boyutlu konfigürasyonunu belirleyen implantların dijital ölçümünde kullanılan ölçü postlarıdır. Çeşitli tasarım ve çapları mevcuttur. Üst kısmındaki üçgen piramidal şeklindeki yüzü sayesinde tarama cihazları implantın konumunu ve açısını kolaylıkla algılayabilir. (Sirona 2010). Ağız içi ve masaüstü tarayıcılarla taramalara yönelik üretilen çeşitleri olduğu gibi; ti-base abutment üzerine oturtulan abutment seviyesi veya direk implant gövdesine bağlanan implant seviyesi çeşitleri de mevcuttur.

Tarama bayrağı, konvansiyonel ölçümün son adımı olarak 3D implant pozisyonlarını dijital implant kütüphanesi ile karşılaştırmayı ve intraoral tarayıcı veya masaüstü tarayıcısı ile tarayarak dijital ortama aktarmayı mümkün kılan ölçü parçalarıdır. (Şekil 1) Ağız içi taramada kullanılmak üzere tasarlanmış ağız içi taramalı ölçü gövde tipleri ve alçı model üzerine yerleştirilerek masaüstü tarayıcısı ile kullanılmak üzere tasarlanmış laboratuvar tip ölçü gövde tipleri bulunmaktadır. Bu tarama parçaları kullanılarak dijitize edilmiş implantın ölçüsünün üzerinde tasarımlar yapılır. Bireysel abutment üretilmediği gibi dijital üretim ve tasarım sistemlerinde implantlar üzerinde kuron, köprü, bar ataşmanları gibi protetik parçalar da üretilmektedir.



Şekil 1: Scan-body bölümleri (Mizumoto and Yilmaz 2018)

Ti-Base Seti

Dijital iş akışlarında kullanılmak üzere abutmente yerleştirilebilen bir ti-base abutment, bir abutment vidası ve tarama postu parçalarından oluşur.(Sirona 2010). Tarama postu, Ti-base abutment üzerine yerleştirilerek taranabilir veya kalıcı restorasyonlar için bir temel olarak hibrit abutmentlerin üretiminde tek başına kullanılabilir. Rezin siman gibi çeşitli dental adezivlerle daimi restorasyonların simantasyonu yapılarak dijital sistemler ile vidalı protezlerin üretilmesine olanak sağlar.

Analog

İmplant üzerine protez yapılmasını, ölçü ve alçı modellerde implant gövdelerinin taklit edilmesini, ölçü postlarına ve çeşitli abutmentlerin üzerine yerleştirilmesini ve implantların üst çenedeki konumunun çalışan modele aktarılmasını sağlayan parçalardır. (Nallaswamy 2017).

2.7. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Dijital implant ölçümü, dijital iş akışı implant tedavisinde protetik fazın ilk adımını temsil eder. Geleneksel ölçüm tekniğinden tamamen farklı prensiplere sahip olan bu teknik; ölçü malzemesi ve alçı nedeniyle oluşabilecek boyutsal değişiklikleri ortadan kaldırmak için tasarlanmıştır. Ancak kullanılan çok çeşitli teknolojik altyapıya, farklı implant sistemlerine ve insan faktörlerine bağlı olarak, ağızdaki implant pozisyonları dijitize ederken çeşitli boyutsal değişiklikler bulunabilmektedir.

Dijital ölçü tekniği, ölçü aşaması için tercih edilen intraoral tarayıcının boyutu, ölçü alım aşamasındaki hızı, görüntünün netliği, yazılım programı ve görüntülerin bu yazılımdaki dizileme, birleştirme ve artefaktları kaldırma yeteneğinden etkilenir. Teknolojik altyapı kadar; Kullanılan ölçü post ve bu postun implant firmasının dijital kütüphanesiyle uyumluluğu, tarama stratejisi, implantın bulunduğu konumu, vakaya ve doktora bağlı olarak birçok faktör dijital ölçümün netliğini değiştirebilir (Ciocca, Meneghello et al. 2018).

Tarama Bayrağı (Scan Body / Dijital Ölçü Postu) 'nın Dijital Ölçüye Etkisi

Tarama bayrağının boyutu ile üretici tarafından oluşturulan dijital kitaplık arasında oldukça hassas bir yüzey haritalama algoritması gerçekleştirmek için tarama bayrağının yüzeylerinin doğru taranması gerekir. (Yamany and Farag 2002). Tasarım programında dijital ölçüdeki nokta kümeleri ve bu algoritma kullanıldığında doğrudan dijital implant analogunun pozisyonu (hex pozisyonu, açı, mesafe) uygun bir şekilde tanımlanmış olur. Bazı implant firmaları dijital kütüphanelerini belirli laboratuvarlar ile paylaşırsa da çoğu firma internet sitesi içerisinde ücretsiz olarak kullanıma sunmaktadır (Mizumoto and Yilmaz 2018). Bu nedenle, implant üstü restorasyon yapımında dijital iş akışı takip edilmek istenirse bu kütüphanenin bulunması ya da bulunan bir laboratuvar ile çalışılması şarttır.

2004 yılında Robocast teknolojisini tanıttıktan sonra Straumann Group, dijital implant boyutunda kullanılmak üzere 2008 yılında ilk tarama postunu üretti (Del Corso, Abà et al. 2009). Başlangıçta, bu tarama gövdeleri tek bir ağız içi tarayıcı

(iTero; Align Technologies, San Jose, California) ve tek tarama teknolojisi (paralel konfokal mikroskopi) ile kullanılmak üzere tasarlandı. Bu teknoloji içerisinde sadece tek diş eksikliği restorasyonunun imalatında kullanılabilmiştir. Şu anda bulunduğumuz aşamada ise tüm büyük implant üreticileri, farklı ağız içi tarayıcılar ile kullanılabilen tarama gövdeleri üretmektedir. Yapıldıkları malzeme, boyut, şekil, yüzey konfigürasyonları, bağlantı tipleri (implant seviyesi, abutment seviyesi vb.), tarayıcı yazılımı ile uyumluluk ve fiyatı ile ilgili çeşitli özelliklere sahiptirler. (Ramsey and Ritter 2012, Stimmelmayer, Güth et al. 2012).

Mat, opak ve pürüzsüz yüzeyler ağız çevresinde yapılan taramalarda, parlak, yarı saydam ve pürüzlü yüzeylere göre büyük avantaj sağlar. Ayrıca ağızda tükürük kontaminasyonu sert ve yumuşak doku yüzeylerinin parlamasına ve ışığı yansıtmasına neden olabilir. Dijital ölçümler üzerine yapılan çalışmalarda derin, keskin, açılı, undercut ve kompleks yüzeyleri tararken, daha az netlikle noktalar bulunduğunu belirtmiştir (Giménez, Özcan et al. 2014, Lin, Harris et al. 2015, Gimenez-Gonzalez, Hassan et al. 2017).

Optimum yüzey özellikleri için tarayıcı gövdesinin yapıldığı malzeme çok önemlidir. Şimdiye kadar, PEEK, titanyum alaşımları, alüminyum alaşımları ve çeşitli reçineler kullanılarak birçok türde tarayıcı gövdesi üretilmiştir. Bu malzemelerin üretim hassasiyetleri değişiklik gösterir ve uyumluluğu etkileyebilir. (Mizumoto and Yılmaz 2018). Her imkan firmasının ürettiği tarama bayraklarının hassasiyeti 11 µm ile 39 µm arasında yer almaktadır (Stimmelmayer, Güth et al. 2012). Stimmelmayer ve ark., 2012 'de in vitro çalışmalarında, tarama gövdelerinin implant analoglarıyla uyumluluğunun orjinal implant gövdelerinden daha iyi olduğu bulundu. Aynı zamanda ağız içi tarama bayrakları laboratuvar tarama bayraklarına göre daha kısadır, bu nedenle ağıza kolayca yerleştirilebilirler ve fazla yer kaplamazlar (Stimmelmayer, Güth et al. 2012, Mizumoto and Yılmaz 2018). Bu gibi durumlar da çeşitli ölçüm tekniklerinden sonra tasarım yazılımına yerleştirilen dijital implant analogunun doğruluğunu doğrudan etkiler. (Mühlemann, Greter et al. 2018).

Ölçü postlarının yüzey özelliklerinin ve şekillerinin dijital ölçülerin doğruluk ve hassasiyetini etkileyebileceği düşünülürse bununla ilgili literatür çalışmalarına

rastlanılmamıştır. Chia ve ark., 2017 yılında yapmış oldukları bir çalışmada ölçü postlarını tek parça kullanmışlar ve ölçü postlarının yüzeyinde tek kullanım sonrası belirgin bir aşınmanın olduğunu belirtmişlerdir (Chia, Esguerra et al. 2017). Lin ve ark., iki parçalı bir tarama bayrağı kullanan çalışmalar, bu tür bir tarama gövdesinin implantın konumunda bir sapmaya neden olabileceğini göstermiştir Birden fazla implantla, aynı görünümdeki tarama gövdesini tararken bir ağız içi tarayıcının bu parçaları tanınması ve dental arkın doğru konumunda bir görüntü oluşturması çok zor olabilir. Özellikle fotoğraf kombinasyonu prensibiyle çalışan ağız içi tarayıcılar, taramaya devam etmek için bir referans noktasını kaybederlerse farklı tarama bayrağını üst üste çakıştırabilir (Fluegge, Att et al. 2017).

Flügge ve ark., ölçü hassasiyetini azaltan faktörlerden içerisinde ölçü postunun küçük ve kısa seçilmesi olduğunu belirtmişlerdir (Fluegge, Att et al. 2017). Ajioka ve ark. ise, 5 mm ve 7 mm uzunluğundaki tarama gövdelerinin keskinliği karşılaştırıldığında, tarama gövdesinin uzunluğu ne kadar uzunsa köşelerin oluşumundaki boyut değişikliğinin o kadar büyük olduğu bulundu (Ajioka, Kihara et al. 2016).

Direkt Tarayıcı Sistemler ve Yazılımları

Diş hekimliğinde temaslı modda ve temassız modda kullanılabilen iki tip tarayıcı vardır. Mevcut tüm ağız içi tarayıcılar, görüntülenen nesneye dokunmadan kullanılır. Ancak farklı firmalar tarafından farklı ağız içi tarayıcılar üretilmektedir. Konfokal mikroskopi, üçgenleme, interferometri, dalga cephesi örnekleme, yapılandırılmış ışık, lazerler ve video gibi çeşitli ilkeler üzerinde çalışırlar. Bu çalışma prensipleri, oluşturulan görüntünün netliğinde büyük bir fark yaratabilir (Mizumoto and Yilmaz 2018).

Dijital ölçümden sonra, taranan nesnenin yüzeyinde elde edilen nokta bulutu kullanılarak yüzey kompozisyonu gerçekleştirilir (Wang, Yu et al. 2013). Bu işlem, ağız içi tarayıcılar için özel olarak oluşturulmuş yazılım algoritmaları kullanılarak bu nokta bulutlarının uygun şekilde yeniden düzenlenmesi, düzenlenmesi ve tek bir

görüntüde birleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Bu sayede taranan nesnenin 3B modeli üretilmiş olur (Bernardini and Rushmeier 2002, Rusinkiewicz, Hall-Holt et al. 2002).

Nokta bulutlarının yoğunluğu ne kadar yüksek sayıda olursa, yazılımın yüzey işleme algoritmalarının doğruluğu ve hassasiyeti aynı oranda yüksek olur (Persson, Odén et al. 2009). Bu şekilde taranan nesnenin yüzeyine daha çok oranda benzeyen dijital bir 3B model elde edilir. Tarama sırasında görüntülenemeyen alanlar olursa bu bölgelerde yazılımın gerçekleştirdiği yapılandırmalar sayesinde tamamlanmaktadır. Ancak bu alanlar ne kadar yüksek olursa oluşturulan model, taranan nesneye göre oldukça değişkenlik gösterebilmektedir. Bu da ölçüde çeşitli distorsiyonların ortaya çıkmasına neden olmaktadır (Mizumoto and Yilmaz 2018).

3 boyutlu model dijital ortamda *STL* (Standart Triangle Language) diliyle tanımlanır ve bu dilin boyutu, intraoral tarayıcı sistemlere hem de aynı sistemin kullanıldığı farklı taramalarda değişebilmektedir. İntraoral tarayıcıların kullanıcı ağız içi kamerayı nasıl kullandığına bağlı olarak cismin yüzeyi farklı yoğunluklarda görüntülenebilir. Bu nedenle başka bir kişi aynı nesneyi farklı zamanlarda tararsa, aldığınız farklı yoğunluklara bağlı olarak 3 boyutlu modelde kusurlu bir yüzey elde edebilirsiniz (Ender, Zimmermann et al. 2016).

Ek olarak, ağız içi tarayıcılar, çeşitli boyutlarda tarama başlıklarıyla gelir. Geniş bir başlık kullanılırken, sınırlı ağız açılma kapasitesi olan hastalarda arka alanlarda düzgün görüntüleme mümkün olmayabilir. Bu, alınan dijital ölçüde çeşitli distorsiyonlara neden olan bir durumdur. (Nayyar, Yilmaz et al. 2013).

Opak Toz veya Pudra Kullanımı

Direkt dijital tarayıcı sistemleri, tarama sırasında opaklaştırıcı toz veya pudralama işlemi gerektirmesine göre değişiklik gösterebilmektedir. Opaklaştırıcı toz veya pudra ihtiyacı daha çok eski tip tarayıcı sistemlerin kullanımında ihtiyaç olurken, dental pazarda bulunan True Definition (3M ESPE) benzeri bazı güncel direkt tarayıcı sistemler de halen opaklaştırıcı ajanlara ihtiyaç duymaktadır. Güncel birçok sistemde artık opaklaştırıcı ajan kullanım ihtiyacı olmasada, bu sistemlerle yapılan metalik

yüzeylerin taranması sırasında ışık demetinin yansımaları için kullanılabilir. (Mangano, Shibli et al. 2016, Zaruba and Mehl 2017, Prudente, Davi et al. 2018).

Opaklaştırıcı toz veya pudra kullanılması taramayı doğrudan olumsuz etkileyebilmektedir. Çünkü opaklaştırıcı madde uygulandığında hastayı rahatsız edebileceği gibi taranan nesne üzerinde de eşit bir kalınlık elde edilmesi oldukça zordur. Bu da taranan nesne üzerinde farklı kalınlıklar yaratması ile sonuçlanabilir (Zimmermann, Mehl et al. 2015).

Tarama Protokolü

Her firma kendi ürettiği ağız içi tarayıcılar için farklı görüntüleme teknikleri ve sistemlerini kullanmıştır. Bu nedenle her tarayıcının kendine ait farklı tarama protokolleri bulunmaktadır. Ancak literatürde tarama protokollerinin ölçüm netliği üzerindeki etkisine ilişkin çok fazla araştırma yoktur, dolayısıyla bu konuda çok az veri bulunmaktadır (Endera and Mehlb 2013, Anh, Park et al. 2016).

Ağız içi taramalar, nesnelere ilk görüntüden uzaklıklarına veya yakınlıklarına göre 'kadran' adı verilen bölgelere ayrılarak gerçekleştirilir. Örneğin arka bölgeden başlayan bir taramada bu 1. kadran iken ön bölge 2. kadran olarak adlandırılır. Ağız içi tarayıcı, elde edilen görüntüleri en uygun algoritmayı kullanarak en uygun şekilde birleştirmeye çalışır. Her birleşimde belirli bir boyutsal değişim doğal olarak meydana gelir. En uygun algoritma ilk görüntüleneni alanı yani 1. kadran bölgesini referans olarak kullandığından, görüntüleri birleştirirken 2. kadran bölgesine gidildikçe ölçüm netliği azalır. Bu nedenle, taranan alanın uzaması daha fazla sayıda görüntünün birleştirilmesine neden olur ve bu da boyutsal değişiklik olasılığını artırır. (Giménez, Özcan et al. 2014).

Mandibular tam çene modelinde dijital ölçüm keskinliğini altı implantla karşılaştıran Vandeweghe ve arkadaşları, en distal 36 ve 46 bölgelerindeki implantlarda en düşük keskinliği buldular. Araştırmacılar, bu bölgelerin taranan yayın uç noktaları olduğunu ve kadran etkisi nedeniyle daha fazla bozulmaya neden olur (Vandeweghe, Vervack et al. 2017).

Ağız içi taramaya arka bölgeden başlanırsa ön bölgede daha fazla boyutsal değişiklik meydana gelir. Arka bölgeler daha geniş bir yüzey alanına sahip olduğundan, tarayıcı için daha iyi bir referans sağlarlar. Bu nedenle 1. kadranda olunması yani taramaya arka bölgelerden başlanması önerilir. (Lee, So et al. 2008).

Ender ve ark., 2013 yılında 6 farklı tarama protokolü üzerinde 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanarak (Lava COS, iTero, Cerec Bluecam) karşılaştırma yapmışlardır. Bu protokoller;

- a) COS – Straight (önce oklüzal, ardından sırasıyla bukkal ve lingual bölgeleri tarama)
- b) COS – Cross (zig zag hareketleri yaparak tarama)
- c) BC – Diag (tarayıcıyı 30° açıyla tutarak bukkal ve lingual yüzeyleri tarama)
- d) BC – Top (sadece oklüzal yüzeyi tarama)
- e) BC –Rot (oklüzalden başlayarak 30° açıyla bukkal ve lingual yüzeyleri tarama)
- f) CiT (dayanakları farklı açılardan görüntüleyerek bukkal ve lingual yüzeyleri tarama)

Çalışma sonucunda ölçü netlik değerleri sırasıyla 45.8 µm, 90.2 µm, 29.4 µm, 52.5 µm, 23.3 µm ve 35 µm olarak tespit edilmiştir. BC – Rot tekniği en iyi sonucu vermiş, COS – Cross tekniği ise anlamlı düzeyde düşük netliğe sebebiyet vermiştir (Ender and Mehl 2013, Endera and Mehlb 2013).

Tarama Yapılan Alan

Çeyrek etkisi dışında, taranan bölge içerdiği geometrik verilere göre ölçüm netliğini etkiler. Yüzey alanı daha az olan ön bölgede yapılan bir tarama, arkın daha distal bölgelerinde yapılan bir taramaya göre daha az veri verir ve bu da çeşitli boyutsal değişikliklere neden olabilir (Ender and Mehl 2013).

Ender et al. 2015 yılında yayınladıkları makalelerinde, aldıkları dijital ölçümlerde dişeti ve interproksimal bölgelerin daha fazla boyutsal değişiklik gösterdiğini belirtmişlerdir. Kameralı tarayıcı ucunun bu alanlara yeterince nüfuz edemediği için uygun açıda görüntüleme yapamadığını ve daha az veri alınabileceğini bildirmişlerdir (Ender, Zimmermann et al. 2016).

Taranan Mesafenin Uzunluğu

Taranan mesafe ne kadar uzun olursa, nokta bulutları arasında yeterli bir referans noktası elde etmek o kadar zor olur. Bu durumda, tek tek görüntüleri düzgün bir şekilde birleştirmek mümkün değildir ve ortaya çıkan görüntüde ya optik parazit ve bozulmalar meydana gelir ya da yazılım yüzey haritalama algoritmasını kullanamaz, bu nedenle taranan bazı bölgeleri keser (Giménez, Pradiés et al. 2015). Bu durumu ortadan kaldırmak amacıyla özellikle dişsiz hastalarda referans noktalarını artırmak için tarama gövdeleri birbirlerine splintlenebilir, böylece tarama sisteminin gövdeler arasında referans olarak kullanabileceği nokta bulutu kaynakları elde edilebilir (Giménez, Pradiés et al. 2015, Lee 2017).

Tarama Sırasında Alınan Görüntü Kalitesi

Ağız içi tarama sonrası elde edilen görüntüler, tarama sistemlerinin yazılımlarında meshleme algoritmaları kullanılarak uygun şekilde düzenlenir. Ham veriler düzenlenerek 3 boyutlu model için istenilen görüntüler elde edilir. Ancak bazı durumlarda ağ oluşturma algoritmaları da dijital görüntü üzerinde orijinal nesnenin farklı yüzeyler oluşturarak boyutsal değişikliklere neden olabilir (Giménez, Pradiés et al. 2015).

Bu algoritmaların kullanım miktarını azaltmak için ağız içi tarayıcılar kalibrasyon testlerine tabi tutulmalı ve taranan nesne üzerinde daha kaliteli veri elde etmek için taramalar yüksek çözünürlük modunda yapılmalıdır. (Giménez, Özcan et al. 2015). Ancak yüksek çözünürlükte taramanın tarayıcı maliyetini artırması, tarama

sürecini uzatması ve sistem belleğinde daha fazla yer kaplaması gibi birçok dezavantajı da vardır. (Mizumoto and Yılmaz 2018).

Optik Gürültü (Optic Noise)

Tarama sırasında ağız içi tarayıcının yansıyan ışık görüntülerine maruz kalması sonucu elde edilen görüntüler etkilenir ve optik gürültü oluşur (Chan, Chung et al. 2011). Optik gürültüyü önlemek için, tarayıcının görüntüleme sırasında belirli şekilleri aramasına izin veren önceden ayarlanmış parametreleri kullanmak gerekir.(Ye, Liu et al. 2008). Doğal dişlerin her biri farklı şekillere sahip olduğu için dişli vakalarda alınan dijital ölçülerde bu yöntemin kullanılması mümkün değildir. Ancak tarama gövdeleri birebir aynı şekillere sahip olduğundan, taranacak tarama gövdesinin yazılımda seçilmesi ve boyutlarının yazılıma önceden tanıtılmasıyla optik gürültünün önüne geçilebilir.(Pinto, Arrieta et al. 2015).

Optik gürültünün en aza indirilebileceği bir diğer yöntem, yüksek çözünürlükte tarama yaparak yüzey konfigürasyon işlemlerinde meydana gelen boyutsal değişiklikleri önlemektir (Pinto, Arrieta et al. 2015). Böyle bir durumda elde edilen 3 boyutlu taramada nokta bulutları yazılımda incelenerek optik gürültü algılanabilir ve tarama tekrarlamak gerekebilir. (Chan, Chung et al. 2011).

Artifaktlar

Artifaktlar; Mikroskobik, radyolojik ve ultrasonografik incelemelerde insan eliyle oluşturulan yapay bir yapıya veya görünümüne verilen isimdir. Ağız içi taramalarda görülmesi gereken yapılar; komşu yapılar ve alttan kesilmiş alanlar nedeniyle gölgelenme, ağız içinde yetersiz boşluk ve tükürük nedeniyle nem; dijital veri kalitesini düşürür ve 3B modellerde yetersiz veri veya yapaylık ortaya çıkarır (Flügge, Schlager et al. 2013).

Artifaktların büyük miktarda boyutsal değişikliklere neden olduğu ve optik yansımalar sonucunda da oluşabileceği düşünülmektedir (Patzelt, Emmanouilidi et al.

2014). 2016 yılında yaptıkları çalışmada Ender ve ark. Cerec Bluecam Software 4.0 ile elde ettikleri 3 boyutlu modellerde dişeti marjı bölgesinde düzensiz alanların ortaya çıktığını bildirdiler. Bu alanların da nirengi işlemi sırasında saçılan yüzey noktalarından kaynaklanan artefaktlar olduğunu bildirmişlerdir (Ender, Zimmermann et al. 2016).

Kullanıcı Tecrübesi

Dijital bir ölçünün netliğinde, uygulayıcının kullanılacak ağız içi tarayıcı ile ilgili geçmiş deneyiminin ve bu tarama sistemi hakkındaki bilgisinin önemli olduğu düşünülmektedir. Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda farklı deneyimlere sahip kullanıcılar tarafından elde edilen ölçümler arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. 2014 yılında Gimenez ve ark. yaptıkları çalışmada; Kullanıcılar tarafından farklı deneyimlerden alınan dijital ölçümlerin netliğinde birbirlerine göre önemli farklılıklar olduğunu belirtti. (Giménez, Özcan et al. 2014). Ancak aynı araştırmacı tarafından 2015 yılında yapılan çalışmada; deneyimsiz bir kullanıcının farklı bir ağız içi tarayıcı deneyimine sahip bir kullanıcıya göre daha iyi sonuçlar aldığı ve çalışma sonunda alınan ölçümlerde artık anlamlı bir fark olmadığı belirtildi. (Giménez, Özcan et al. 2015, Giménez, Pradíes et al. 2015).

Aynı zamanda bilgisayar dünyasında yetişen ve teknoloji ile iç içe olan genç hekimlerin klinik uygulamalarında dijital iş akışına daha kolay uyum sağladıkları tespit edilmiştir. Daha yaşlı ve klinik akışını belli bir düzene oturtmuş hekimler, ağız içi tarayıcıları ve yazılımları kullanmayı daha karmaşık bulmaktadır. (Lee, MacArthur IV et al. 2013, Agnini, Agnini et al. 2015).

İmplant Pozisyonu

Prensip olarak, dijital implant ölçüleri, implant açılarından veya ölçü içinde ölçü postunun hareketinden kaynaklanan materyal deformasyonu olmadığı için etkilenmemelidir. Ancak bu konuda birçok çalışma yapılmıştır; Bazı çalışmalar açının ölçüyü etkilemediğini, bazıları ise 15°-30° üzerindeki açıların ölçüyü

etkileyebileceğini göstermiştir. (Giménez, Özcan et al. 2014, Giménez, Özcan et al. 2015).

İmplant derinliğinin arttığı vakalarda ise, ağız içi tarayıcı tarafından görüntülenebilecek scan body boyutu azalacağı için ölçü netliğinin etkilenebileceği düşünülmüştür. Ancak konu üzerinde yapılmış 4 ayrı çalışmada farklı derinlikte (2 mm- 4 mm vb.) implantlar kullanılmış ve dijital ölçü netlikleri değerlendirilmiştir. Sonuçlar doğrultusunda implant derinliğinin netlik üzerinde anlamlı düzeyde bir etkisinin bulunmadığı bildirilmiştir (Giménez, Özcan et al. 2014, Ciocca, Meneghello et al. 2018)

Ağız İçi ve Hastaya Bağlı Faktörler

Bugüne kadar dijital implant ölçüm doğruluğu ile ilgili çalışmalar genellikle in vitro olarak yapılmıştır ve bu, klinik bilgi elde etmek için bu çalışmaların en büyük kısıtlılığı olmuştur. Ancak in vivo ortamda tükürüğün, ağız açıklığının kısıtlılığının ve ölçüm sırasında hastanın yaptığı hareketlerin de dijital ölçüleri etkileyebileceği düşünülmektedir (Imburgia, Logozzo et al. 2017).

Çene hareketleri nedeniyle mukozanın şeklindeki değişiklikler, ağız içi tarayıcının taramaya devam etmek için bir referans noktası bulmasını zorlaştırabilir (Andriessen, Rijkens et al. 2014).

2.8. Konvansiyonel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları

İdeal implant ölçüsü; hasta ve hekim için pratik, güvenilir, yüksek düzeyde duyarlı, kısa sürede alınabilir ve konforlu olmalıdır (Del'Acqua, Arioli-Filho et al. 2008). Konvansiyonel ölçüler bazı hastalar için yüksek oranda rahatsızlık yaratabilirken, dijital ölçümler hastalar için daha konforlu, hekimler içinde daha pratik bir alternatif sunabilmektedir (Baskai 2014) .

Konvansiyonel ölçü tekniğinde; ölçü parçalarının ağızdan alınırken ölçü içindeki hareket etmesi, ölçü materyalinin büzülmesi, alçının genişlemesi ve ardından

dijital laboratuvar tarayıcısında tekrar taranması gibi birçok potansiyel boyutsal değişim ve enfeksiyon faktörü vardır. Dijital ölçüm tekniği ise daha az adıma ve teknolojik araçların sağladığı daha iyi bir standardizasyona sahiptir. (Abdel-Azim, Zandinejad et al. 2014).

Ağız içi tarayıcı kullanımı nedeniyle alçı modelinin alınmasına gerek yoktur. Ölçüler, hem teknik olarak değerlendirilebilir hem de bir hata tespit edilmez taramanın bir kısmı veya tamamı yenilenebilir. Bu sayede laboratuvar ile doktorlar arası iletişim de güçlendirilmiştir. Aynı zamanda ölçüler dijital bir depo sayesinde yer sorun olmadan ve zarar görmeden saklanmış olacaktır. (Joda and Brägger 2015).

Kaşık, splint materyali, ölçü materyali ve alçı kullanılmaması ile hem bu materyal maliyetlerinden tasarruf sağlanmakta hem de alınan ölçü elektronik ortamda anında laboratuvara gönderilerek protetik tedavi süreci hızlandırılmaktadır (Joda and Brägger 2015).

Schepke ve ark. 2015 yılında gerçekleştirilen in vivo çalışmada, dijital ve konvansiyonel teknikler kullanılarak hastalardan tek implant üstü ölçüler alınmış ve ardından ölçü süreleri karşılaştırılmıştır. Dijital ölçümler ortalama 6 dakika 39 saniyede tamamlanırken, geleneksel ölçümler 12 dakika 13 saniye gibi önemli ölçüde daha uzun sürmüştür (Schepke, Meijer et al. 2015).

Özellikle öğürme refleksi olan, hareketli dişleri olan ve ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda ölçü almayı çok kolaylaştıran dijital teknik, hastalar ve hekimler arasındaki iletişimi de kolaylaştırıyor (Imburgia, Logozzo et al. 2017). Ender ve Wismeijer tarafından yapılan çalışmalarda hastalarda dijital ve konvansiyonel ölçümler alınmış ve bu iki teknik arasındaki hasta tercihleri karşılaştırılmıştır. Hastaların büyük çoğunluğu ölçü maddesinin kokusundan ve öğürmekten rahatsız oldukları için dijital ölçüyü daha rahat bulduklarını ve bu nedenle tercih ettiklerini belirtmişlerdir (Ender, Zimmermann et al. 2016).

Ancak dijital sistemler çok pahalı donanımlar içermektedir. Güncel ağız içi tarayıcı fiyatları 15 bin ile 35 bin € arasında değişmektedir (Mangano, Gandolfi et al. 2017). Ayrıca tarayıcı yazılımının güncellenmesi, şirketten şirkete değişen ek ücretler

gerektirir.(Aragón, Pontes et al. 2016). Alınan ölçülerin yalnızca belirli dijital sistemlerde kullanılmasına izin veren ‘kapalı sistem’ prensibi ile çalışan dijital tarayıcılar; Entegre olmadıkları sistemlerle kullanım için aylık ücret de gerekebilir.

2.9. Dijital Laboratuvar Tarayıcıları

Abutment üzerinde klasik döküm metal alt yapılar üretmek çok zordur; aynı zamanda titanyum, PEEK, zirkonyum ve tam seramik altyapı ve protezlerin üretimi için CAD/CAM teknolojisinin kullanılması gerekmektedir. Dijital laboratuvar tarayıcıları, geleneksel ölçülerle elde edilen alçı modellerin dijitalleştirilmesi ve CAD/CAM sistemine aktarılması için kullanılan cihazlardır.

Bugün, alçı modellerin 3 boyutlu dijital modellerini elde etmek için kullanılan farklı firmalar tarafından üretilen birçok laboratuvar tarayıcısı bulunmaktadır.

inEOS Tarayıcı (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya)

Restorasyonun bilgisayar ortamında 3 boyutlu tasarımı için gerekli olan veri kaydı ve aktarımı, restorasyon tipine ve hekimin tercihine bağlı olarak direkt ve indirekt olarak Sirona CAD/CAM sistemlerinde yapılabilmekte ve bu işleme ‘optik ölçü’ adı verilmektedir. Direkt optik ölçü ağız içi tarayıcı ile tamamlanırken, geleneksel yöntemlerle hazırlanan çalışma modelinde indirekt optik ölçü kullanılmaktadır. İndirekt optik ölçüm, inLab sistemi ile tanıtıldı (Kurbad 2001). Kullanıma sunulan ilk cihazda tarayıcı ünitesi tornalama cihazı ile birlikteydi. Ancak uygulamada karşılaşılan pratik yetersizliklerden dolayı İnEos (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya) tarayıcı geliştirilmiştir.

inEOS tarayıcı (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya), kazıma cihazından ayrı olarak geliştirilmiştir ve bir masaüstü ünitesi olarak tasarlanmıştır. Esas olarak optik ölçüm işlemini gerçekleştiren dikey bir parça ve çalışma modelinin konumlandırıldığı xy düzleminde tablasını taşıyan yatay bir parçadan oluşur. Optik kamera 'şerit ışık projeksiyon' sistemi ile çalışmakta ve lazer tarayıcılara göre çok daha

kısa sürede ölçüm işlemi tamamlanabilmektedir. Çalışan modelin temel görünümü yukarıdan alındıktan sonra sabit protezi destekleyecek dişlerin veya implant abutmentlerinin 360° dairesel taraması ile optik ölçü işlemi tamamlanır. inEOS tarayıcı kullanımı ile tek diş restorasyonunun yapımından tam ağız rehabilitasyonunun yapılmasına kadar gerekli optik ölçüler alınabilir.

Straumann 7 Series Laboratuvar Tarayıcısı (DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre)

2017 yılında Straumann Group (Basel, İsviçre), Dental Wings Inc. (Montreal, Kanada) ile dijital tarayıcılarını kendi bünyesine dahil etmiştir. Dental Wings 3 Serisi ve Dental Wings 7 Serisi laboratuvar tarayıcıları o tarihten itibaren Straumann 3 Serisi ve Straumann 7 Serisi olarak üretilmektedir.

Straumann 7 Serisi laboratuvar tarayıcısı, iki optik ve bir yardımcı video kamerası dahil olmak üzere en yeni nesil CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor / Tamamlayıcı yarı iletken metal oksit) sensörlü kameralara sahiptir. Böylece görüş açısını azaltan ve yüksek çözünürlüklü görüntüleme gerçekleşmesini sağlayan bir tarayıcıdır. 5 eksenli yapısı sayesinde geniş bir tarama hacmine (140 mm x 140 mm x 140 mm) sahip olan bu tarayıcı, aynı zamanda yüksek çözünürlüklü tarama yapmak için mavi lazer teknolojisini kullanır (Sa, Morton et al. 2021).

Straumann 7 Serisi tarayıcı ile elde edilen görüntüler; Sistemin tam entegre olduğu 'CARES Visual' yazılımı ile dijital tasarım ve protetik üretime geçilebildiği gibi STL formatında alınıp farklı CAD/CAM sistemlerinde kullanılmaktadır.

2.10. Ağız İçi Tarayıcılar ve Çalışma Prensipleri

1980'lerde CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliğinde dijital teknoloji devrimi başlamış ve bu teknoloji yıllar içinde ciddi gelişmeler göstermiştir. CAD/CAM sistemi; Dijital görüntü elde edilmesi, bu görüntü üzerinde protetik tasarım yapılması ve bu tasarımın verilerine uygun olarak bloklardan protetik

üretim yapan kazıyıcılar olmak üzere 3 aşamalı bir süreci vardır. Dijital görüntülerin elde edilmesi ilk olarak dijital laboratuvar tarayıcıları tarafından gerçekleştirilmesine rağmen, 2003 yılından itibaren ağız içi tarayıcılar ile 3 boyutlu veriler elde edilebilmektedir (Moörmann 2006).

Mevcuttaki direkt iş akışında kullanılan tarama teknolojisi, tek bir görüntüleme ile tüm arkın 3D modelini elde etmek için donanımlı değildir. Bu nedenle birçok farklı görüntü elde edilerek ve üst üste bindirilerek birleştirilerek ağız içi yapıları dijital ortama taşımak mümkündür. Bu görüntülerin elde edilmesinde kullanılan yöntemle bağlı olarak ağız içi tarayıcılar; temel olarak dijital fotoğrafları çeken, bunları birleştirilerek bir fotoğraf serisi oluşturan veya bu görüntüleri dijital bir video sistemiyle birleştiren tarayıcılar olarak ikiye ayrılırlar. (Papaspyridakos, Chen et al. 2014).

Ağız içi tarayıcılar, görüntülenecek nesnenin yüzeyine lazer veya yapılandırılmış ışık ışınları gönderir. Daha sonra sahip oldukları iki veya daha fazla kamera ile ışınların o yüzeyde maruz kaldığı deformasyonları tespit ederek güçlü işlemci ve yazılımları sayesinde 3 boyutlu koordinat hesaplamaları yaparlar. Yazılım, ürettiği nokta bulutları ve ağlar sayesinde taranan yüzeyin 3 boyutlu konfigürasyonunu gerçekleştirir. Saniyede binlerce noktayı algılayan, bunları işleyen ve görüntüleri uygun şekilde birleştiren bu yazılım sayesinde 3 boyutlu bir model elde edilmiş olur (Zimmermann, Mehl et al. 2015). Ancak dijital ölçüde en sık karşılaşılan deformasyon nedenlerinden biri görüntülerin birbiriyle birleştiği bu aşamada meydana gelir. (Flügge, Schlager et al. 2013).

Taranan nesnenin kendine has özellikleri, şeffaflığı, ışığın diğer nesnelerin yüzeylerinden yansması ve dijital ölçülerde oluşabilecek doktor veya hastanın taramayı etkileyecek düzeydeki hareketlerinin neden olacağı boyutsal değişiklikleri ortadan kaldırmak için ağız içi tarayıcılarda birçok farklı veri toplama teknolojisi geliştirilmiştir. (Kostiukova, Riakhovskii et al. 2014).

Ağız içi tarayıcı sınıflandırması, fotoğraflama ve video kaydının ötesinde, aktif triangulasyon, konfokal mikroskopi, çoklu tarama, optik koherens tomografisi ve aktif wavefront örnekleme gibi veri toplama ilkelerine göre yapılabilmektedir. Çalışmamızda kullanılan PrimeScan aktif triangulasyon, 3Shape Trios konfokal

mikroskopi görüntüleme prensiplerini kullanan ağız içi tarayıcılar arasında kullanılmaktadır. (Zimmermann, Mehl et al. 2015).

2.10.1. Aktif Triangulasyon

Aktif Triangulasyonun temel amacı, ışık kaynağının farklı dalga boylarında ışık yayması ve nesneden yansıyan ışığın kameralar tarafından algılanması ve yazılımda işlenmesi esasına dayanmaktadır (Zimmermann, Mehl et al. 2015). Taranan bölgedeki mesafeye ilişkin verilerin elde edilmesi de üçgen düzlemde açısal ölçümlerle gerçekleştirilir (Patzelt, Emmanouilidi et al. 2014). Cerec Omnicam (Bensheim, Almanya), PrimeScan (Bensheim, Almanya) ve Carestream 3500 (Carestream Dental, Atlanta, Georgia, Birleşik Devletler) direkt ışık akışında kullanılan tarayıcılar bu prensiple çalışır ve bu üç tarayıcı da nesnenin gerçek renkli görüntülerini oluşturabilir (Kostiukova, Riakhovskii et al. 2014).

2.10.2. Konfokal Mikroskopi

Konfokal mikroskopinin çalışma prensibi, paralel lazer ışınlarının ağız içi tarayıcı tarafından algılanması ve bu ışınların aynı optik yoldan geri dönmesine ve istenilen derinlikte görüntü elde edilmesine dayanmaktadır (Zimmermann, Mehl et al. 2015). Bu teknikte odaklanılan alan dışındaki ışığı yansıtan nesnelere nötralle edilebilir ve nokta ve dikiş yöntemiyle tüm nesnenin 3 boyutlu görüntüsü elde edilir (Logozzo, Zanetti et al. 2014). 3Shape Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ve iTero (Jersey, Birleşik Devletler) gibi ağız içi tarayıcılar bu prensibe göre görüntüleme yapar. iTero, orijinal rengi görüntülemek için bir renk tekerleğine ihtiyaç duyarken, Trios, yüksek çözünürlüklü özelliği ile nesne rengini doğrudan görüntüye aktarabilir (Zimmermann, Mehl et al. 2015).

2.10.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)

5 adet minyatürize tarama modülü ile 3 boyutlu görüntülemeyi akıcı bir şekilde yapabilen Straumann CARES (Basel, İsviçre) ağız içi tarayıcısının kullandığı görüntüleme tekniğidir. Bu küçültülmüş çoklu kameralar sayesinde aynı anda birçok farklı alan (diş, tarama gövdesi ve yumuşak doku vb.) görüntülenebilmektedir.

2.10.4. Aktif Wavefront Örnekleme

Görüntülemeye dönen açıklık ilkesi ve mavi ışık projeksiyonunun kullanıldığı bir tarama tekniğidir. Yüksek çözünürlüklü kameralar ile farklı açılardan görüntü alarak uzamsal mesafelerin hesaplanmasını ve 3 boyutlu konumlandırmanın gerçekleştirilmesini sağlayan bu teknik, 3M ESPE (Seefeld, Almanya) tarafından üretilen Lava COS ve True Definition ağız içi tarayıcılarda kullanılmaktadır. Ancak ışık yansımalarının yüksek olabileceği bu sistemde toz kullanımı gerekmektedir (Patzelt, Emmanouilidi et al. 2014).

Kullanım hızı, opak ajan gereksinimleri, kafa boyutları, satın alma ve güncelleme maliyetleri gibi ağız içi tarayıcıları birbirinden ayıran birçok özellik bulunmaktadır. Ancak alınan dijital ölçümlerin başarısını etkileyen en önemli parametre 'netlik'tir (Ender and Mehl 2013, Mangano, Shibli et al. 2016). Son yıllarda kameraları ve yazılımları sayesinde netliği artan ağız içi tarayıcılar, tam çene gibi geniş alanların belirli koşullarda klinik olarak kabul edilebilir değerlerde ölçülmesini sağlayabilecek düzeye getirilmiştir (Ender and Mehl 2013, Patzelt, Emmanouilidi et al. 2014, Ender and Mehl 2015)

Cerec Omnicam (Sirona, Bensheim, Almanya)

2012 yılında Cerec Bluecam tarayıcıdan sonra tanıtılan Cerec Omnicam ağız içi tarayıcı, arabalı ve masa üstü olarak 2 farklı versiyonda mevcuttur. Aktif triangülasyon ve konfokal mikroskopi prensibi ile çalışan bu cihaz, polarize olmayan beyaz led ışık ile görüntüleme yapmakta ve nesnelere gerçek renklerinde kaydetme

özelliğine sahiptir. 228 x 16 x 16 mm boyutlarında bir tarama ucuna sahiptir ve ağızda kolay ölçüm yapılmasını sağlar. Cerec Omnicam ilk etapta kapalı bir sisteme sahip olsa da güncel yazılımı sayesinde çekilen görüntüler STL formatına çevrilebilmektedir. (Imburgia, Logozzo et al. 2017).

Primescan AC (Sirona, Bensheim, Almanya)

Primescan AC, Cerec firmasının yeni nesil tarayıcısıdır. Omnicam'dan çok daha iyi görüntü kalitesi elde eder. Mavi LED kullanır. Yarı saydam yüzeylerde ve tam yaylarda başarılıdır. Toz kullanımı yoktur ve renkli bir görüntü verir. (Bakıç, Kocacıklı et al. 2021).

Trios 3 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka)

3-Shape firmasının 2013 yılında ürettiği Trios Standard ve Trios Color cihazlarından sonra 2015 yılında uluslararası diş fuarında (IDS) tanıtımını yaptığı 3. nesil ağız içi tarayıcıdır. Dokunmatik ile bilgisayara bağlanabilen farklı türleri vardır. Ekran arabası, USB bağlantısı ve kablosuz bağlantı aracılığı ile Konfokal mikroskopi ve ultra hızlı optik görüntüleme prensibinde çalışan bu ağız içi tarayıcı, gerçek renkli tarama, HD fotoğraf fonksiyonu ve dijital renk belirleme özellikleri sayesinde nesneleri gerçek renklerinde kaydedebilmektedir ve pudrasız olarak çalışır (Imburgia, Logozzo et al. 2017).

Trios 4 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka)

Önceki modeline göre daha uzun bir pil ömrüne sahiptir. Bu sayede Trios 3'te olduğu gibi kablosuz olarak 45 dakikaya kadar tarama yapabilir. Tüm arkı 25 saniyede tarayabilir ancak sürenin uzunluğu uygulayıcıya bağlıdır. Bu tarama sırasında istenmeyen yumuşak dokuların taranması göz ardı edilebilir. Yeni akıllı tip transillüminasyon görüntüleme özelliğine sahiptir. Bu sistem kızılötesi ışınları içerir.

Bu sayede görünmeyen proksimal çürüklerin belirlenmesine yardımcı olur (Kihara, Hatakeyama et al. 2020).

2.11. Fotogrametrik Ölçü ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

Fotogrametri (PG), belirli bir protokolü izleyerek dijital görüntüleri kaydeden, nesnelerin geometrik özelliklerini ve 3B uzaysal yönelimini belirlemeye yönelik bir tekniktir (Lie and Jemt 1994, Jemt, Bäck et al. 1999, Örtorp, Jemt et al. 2005, Frisardi, Chessa et al. 2011). PG, çok çeşitli dental metrolojik amaçlarda etkin bir şekilde kullanılmıştır (Chadwick 1992, Knyaz and Zheltov 2008, Shigeta, Hirabayashi et al. 2013, Fu, Peng et al. 2017). Bu sayısallaştırma teknolojisinin hastanın çenesindeki implant konumunu sanal olarak CAD yazılım programına aktardığı da rapor edilmiştir (Bergin, Rubenstein et al. 2013). Vidalı optik ölçü parçaları ve PG teknolojisinin birleştirilmesi, intraoral implant konumlarını belirlemek ve implant destekli protetik restorasyonlar yapmak için tarif edilmiştir. Bununla birlikte literatürde implant konumunu kaydetmek için vidalı optik işaretleyicileri ve PG teknolojisini birleştirmenin doğruluğunun değerlendirilmesi ile ilgili çalışmaların sınırlı olduğu belirtilmektedir (Bergin, Rubenstein et al. 2013).

2.12. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri

2.12.1. Ölçü Netliği

'Ölçü netliği' kavramı; doğruluk ve hassasiyet açısından tanımlanır. Doğruluk, ölçülen bölgenin gerçek uzaysal geometrisi ile ölçümden sonra elde edilen 3B modelin uzaysal geometrisi arasındaki boyutsal sapmaları ifade eder. (Ender and Mehl 2013, Mangano, Shibli et al. 2016). Ağız içi veya orijinal bir çene modelinde sert ve yumuşak dokuları dijitalize ederken, ağız içi tarayıcıların koordinatları doğru bir şekilde yansıtılması çok önemlidir. Hassasiyet ise, aynı ağız içi tarayıcı kullanılarak gerçekleştirilen taramalar arasındaki boyutsal sapma farklılıklarını ifade eder. Ağız içi tarayıcılar; yüksek doğrulukta görüntülemenin yanı sıra farklı zamanlarda yapılan tekrarlayan taramalarda tutarlı sonuçlar vermeleri çok önemlidir (Ziegler 2009).

Ölçüm doğruluğunu belirlemek için öncelikle taranan nesnenin gerçek uzaysal geometrisi belirlenmelidir (ISO 5725-1) (Chandran, Jagger et al. 2010, Ender and Mehl 2014). Geçmişte 3 boyutlu fotogrametri, bilgisayarlı tomografi ve mikroskop gibi farklı yöntem ve cihazlar kullanılsa da bu yöntemlerle yeterli sayıda doğru veri elde edilemediği tespit edilmiştir (Papaspnyridakos, Chen et al. 2012). Bu nedenle doğruluk ve hassasiyetleri yüksek olan tarayıcılar ile nesnelerin taranarak ölçü netlikleri günümüzde halen karşılaştırılmaktadır.

2.12.2. Referans Tarayıcılar

İmplant üstü alınan ölçülerin netliklerinin değerlendirilebilmesi için ağız içerisindeki gerçek implant konumları ile karşılaştırılabilmesi gereklidir. Bu işlem için iki temel yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntemde oluşturulan modelin yüksek çözünürlüklü tarama yapabilen endüstriyel optik tarayıcılar ile taranmasıdır. İkinci yöntem ise implantın koordinatlarının koordinat ölçüm cihazları ile belirlenmesidir. Koordinat ölçüm cihazlarının netlikleri 1 µm olmasına rağmen yavaş tarama hızı ve geometrik şekili nedeniyle arayüz alanlarının tarayıcı uç tarafından zor taranması gibi olumsuz özellikleri vardır. (Quaas, Rudolph et al. 2007, Del Corso, Abà et al. 2009).

Orijinal modelin optik tarayıcılar ile taranması sonucunda küçük miktarda da olsa boyut farklılıkları oluşmaktadır (Papaspnyridakos, Gallucci et al. 2016). Activity 885 (Bochum, Almanya), ATOS Core 80 (Braunschweig, Almanya) gibi tarayıcılar 6 ila 10 µm arasında değişen tarama netliklerinde sapmalara sebep olurlar. Ancak bu değer klinik olarak kabul edilen değerlere göre çok düşük olduğu için ölçümlerin birbirleriyle olan karşılaştırmalarında 'altın standart' olarak kabul edilmektedir. (Amin, Weber et al. 2017, Papaspnyridakos, Rajput et al. 2017, Marghalani, Weber et al. 2018).

Bu referans tarayıcılar yöntemleri ve boyutları nedeniyle ağızda kullanılmadığı için ölçüm doğruluğu ancak in vitro çalışmalarda karşılaştırılabilir; İn vivo çalışmalarda ölçü sonrası elde edilen protez parçaların doğruluk, hassasiyetleri veya uyumluluğu gibi faktörlerin karşılaştırmaları yapılabilir. (Ziegler 2009, Ender and Mehl 2014).

ATOS Core 80 Tarayıcı (Braunschweig, Almanya)

ATOS Core 80 3 boyutlu optik bir tarayıcıdır. Ürünün ölçüm alanı bu modelin seçilmesinde etkili olmuştur. Cihazın bu ölçüm alanı dışında 45, 135, 185, 200, 300 ve 500 mm ölçüm alanına sahip başka modelleri de bulunmaktadır. Bu modeller farklı sensör boy ve modellerine sahiptir (GOM Optical Measuring Techiques, 2013). Mevcut cihaz portatif olmakla beraber gereken teknik özellikler sağlandığı takdirde herhangi bir bilgisayara bağlanabilmektedir. Sistem hem tersine mühendislik işlemlerinde hem de kalite kontrol işlemlerinde kullanılmaktadır (CADEM-A.Ş. 2014).

Cihaz içerisinde stereo kamera sistemi mevcuttur. 2 ayrı kamera ortada bulunan yapılandırılmış ışık projeksiyonunu kullanan bir projektör ışık kaynağı ile kombine edilmiştir. Böylelikle tek bir tarama aşamasında taranan cismin 3 ayrı görüntüsü alınmaktadır. Bu işlem hem sürenin ve görüntü sayısının azalmasını hem de daha net ve kaliteli görüntü elde edilmesini sağlamaktadır (Remillard 2013). Işık kaynağı olarak ise dar bantlı mavi ışık ve ‘Inovatif Triple Scan’ teknolojisi kullanılmaktadır. Cihaz ortamdaki ışıktan bağımsız olarak tarama işlemini gerçekleştirip ölçüm yapabilmektedir (Techniques 2013). Yüksek çözünürlük ve yoğunlukta çekim yapılabilmektedir. Çekim işlemi tamamen titreşimsiz ortamda, üçayak veya özel ölçüm standı üzerinde yapılmaktadır. Ayrıca bu optik ölçüm cihazına harici bir dokunma probu da bağlanabilmektedir (CADEM-A.Ş. 2014).

Bazı araştırmacılar ise ölçü netliğini, ölçü sonrası protetik altyapı üretmek bunların implant abutmentleri ile arasındaki gerilimlerini ölçerek (Akca and Çehreli 2004, Naconecy, Teixeira et al. 2004, Choi, Lim et al. 2007), bazıları da mikroskop altında uyumlarını değerlendirerek gerçekleştirmişlerdir (Burawi, Houston et al. 1997, Del'Acqua, Arioli-Filho et al. 2008, Fernandez, Paez de Mendoza et al. 2013). Ancak daha fazla tercih edilen yöntem; ölçü sonrası elde edilen 3 boyutlu modeldeki objeler arasındaki açı ve mesafe verileriyle, referans tarayıcı ile elde edilen referans modeldeki verilerin ölçümlü karşılaştırılması olmuştur (Lin, Harris et al. 2015, Papaspyridakos, Gallucci et al. 2016, Amin, Weber et al. 2017, Chia, Esguerra et al. 2017, Imburgia,

Logozzo et al. 2017, Vandeweghe, Vervack et al. 2017, Ribeiro, Herrero-Climent et al. 2018).

Model üzerinde belirlenen referans noktalarının 3 farklı düzlemde ölçümü sonrası yer değiştirme miktarları belirlenerek 3 boyutlu karşılaştırmaları yapılır. Her düzlemdeki sapmalar ayrı ayrı belirlenebilir veya 3 boyutlu vektör hesaplaması ile ortaya çıkarılabilir. 3 boyutlu vektör hesaplamaları, implant boyutlarındaki boyutsal farklılıkları ortaya çıkarmak için daha pratik ve yüksek hassasiyetli bir yöntemdir (Baskai 2014).

Referans model ile karşılaştırılacak ölçüm modeli arasındaki mesafe ve açı parametreleri karşılaştırılarak 3 boyutlu vektör hesaplamaları yapılır. En çok kullanılan yöntemlerden biri, referans modelin ve diğer örnek modeliyle üst üste çakıştırılması tekniğidir. Tersine mühendislik yazılımına aktarılan bu STL dosyaları, çoğunlukla referans noktası bulutları yardımıyla en uygun algoritma kullanılarak üst üste bindirilir. Böylece aralarındaki boyut farkı veya mesafesel sapmaları ortaya çıkarılarak doğruluğu belirlenebilir. (Imburgia, Logozzo et al. 2017). En küçük kare metodu (least square method) ve sıfır yöntemi (zero method) de çakıştırma için daha az sıklıkta da olsa kullanılan yöntemlerdir (Giménez, Özcan et al. 2014). Hassasiyet düzeyide aynı tarayıcı ile elde edilen görüntülerin kayıt edilmesinden sonra boyutsal farkın veya mesafesel sapmaların farkları ile tespit edilerek bulunabilir. (Mangano, Gandolfi et al. 2017).

Ancak bazı araştırmacılar üstüste çakıştırılarak en iyi uyumlama tekniğinde kullanılan yöntemlerin de bazı sapmalara neden olabileceğini ve bu yöntemin birebir karşılaştırma sonuçları vermeyebileceğini belirtmişlerdir. (Güth, Keul et al. 2013, Giménez, Özcan et al. 2015). Bu nedenle bazı araştırmacılar tarama gövdesi üzerinde belirledikleri referans noktaları ve çizgileri karşılaştırarak, implantlar ile referans model arasındaki açı ve mesafeler ile diğer boyutlar arasındaki farkı belirlemişlerdir (Giménez, Özcan et al. 2014, Menini, Setti et al. 2018). Bu sayede çakıştırma yapmadan mesafesel ve açısal boyut sapmaları ortaya koymuşlardır.

Sonuç olarak, farklı referans tarayıcılar ve farklı karşılaştırma teknikleri kullanılarak ölçümlerdeki mesafesel sapmalar ortaya çıkarılabilir. Farklı ölçüm

teknikleri ile elde edilen ölçüler, farkı ölçü netlik değerleri ortaya çıkaracaktır; bu implant üzerindeki protez üretim aşamasını etkileyecek ve protez-dayanak ara yüzündeki pasif uyum miktarını belirleyecektir.

2.13. Amaç ve Hipotez

Dijital diş hekimliğine olan ilgi, implant üstü restorasyonlar için ağız içi tarayıcılar veya masaüstü tarayıcılar ile elde edilen ölçülerin popülerliklerinin günden güne artmasına neden olmaktadır. Tam dişsizlik vakalarında da dijital ölçü yöntemleri kullanılmaya başlanmış olsa da, altın standart olarak kabul edilen konvansiyonel ölçü teknikleriyle karşılaştırılmaları gerekmektedir.

Tezin amacı;

Tam çene implant ölçülerinde direkt ve indirekt dijital ölçü teknikleri arasında ölçü netliği açısından karşılaştırma yapmak, farklı görüntüleme prensiplerine sahip beş farklı tarayıcının (iki farklı ağız içi tarayıcısı, iki farklı masaüstü tarayıcısı, bir fotogrametrik ağız dışı tarayıcısı) ölçü doğruluğu ve hassasiyeti açısından karşılaştırmak, implantlar arasındaki değişkenlik gösteren açı ve mesafe parametrelerinin, farklı ölçü tekniklerinde ortaya çıkardığı doğruluk ve hassasiyetlerini değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezi ;

Dijital iş akışı (ağız içi tarayıcılar ve fotogrametrik tarayıcı) ve yarı dijital iş akışı ile elde edilen tam ark implant üstü ölçülerin doğruluk ve hassasiyeti arasında herhangi bir fark bulunmayacağı yönündedir.

3.MATERYAL METOD

Bu in vitro çalışma, Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ameliyathanesi ve 3 Boyutlu Diş Dizayn Laboratuvarı Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

3.1 Modelin Hazırlanması

Çalışmada ideal bir klinik tabloyu yansıtması amacıyla implantasyon eğitimleri için üretilmiş tam dişsiz bir alt çene modeli (Promedius, Polonya) kullanılmıştır. İçeriğinde poliüretan bulunan bu alt çene modeli, mandibula doğal kemik dokusuna benzer olması nedeniyle cerrahi aşamada implantlar için iyi bir stabilizasyon sağlamaktadır. Çalışmanın örnekleri için model üzerine altı adet Nobel marka (Nobel Biocare Services AG, İsviçre) implant, alt çenede sağ ve sol olmak üzere II. Molar, II. Premolar, kanin bölgelerine (47,45,43,33,35,37) yerleştirilmesi planlanmıştır. Kullanılan bu altı adet implantın özellikleri ve üretici firmaya ait bilgiler Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1 : Çalışmada kullanılan implantın özellikleri

İmplant Markası	Nobel Biocare® AG, İsviçre
İmplant Modeli	NobelReplace Conical Connection TiUltra
Bağlantı Tipi	Internal Conical Connection
İmplant Platform	RP
Ebatları	4.3 x 11.5 mm
Yüzey Özelliği	TiUltra

Bu çalışma modellerine paralel açıda yerleştirilen implantların bulunduğu konumları, kullanılan geleneksel ve dijital ölçü tekniklerine göre gösterecekleri açısız ve konumsal değişiklikler in-vitro olarak değerlendirilmiştir.

3.2 İmplantların Yerleşimi İçin Cerrahi Plakların Hazırlanması

Tam dişsiz bir alt çene modele (Promedius, Polonya) implantların paralel olarak yerleştirilmesi için rehber cerrahi plakları hazırlandı. Aynı zamanda model üzerinde implantların konumunun ve açılarının planlamasının yapılabilmesi için 3 boyutlu taraması gerçekleştirilerek elde edilen üç boyutlu tarama verisi guide yazılımına (Galileos Sirona) dijital olarak aktarıldı. Buradaki tarama verisi üzerine, implantların paralel planlanan tasarımına uygun olacak şekilde çalışma modeli üzerine implant yerleştirilmesi planlandı. Bu yerleşim planına sadık kalınarak kazıma cihazında (MC X5, Dentsply Sirona, Bensheim) şeffaf akril disk bloklarından rehber plaklar üretildi. (Şekil 2)



Şekil 2 : Şeffaf akrilik disk bloktan rehber plak üretimi

Kılavuz cerrahi plak, kullanılacak implant markasının frezlerine ve implant cerrahi aşamalarına uygun olacak şekilde üretildi. Rehber plağın model ile uyumuna ve frezeleme aşamaları için kullanılacak frez setinin rehber plaktaki geçmesi gereken deliklerden olması gerektiği gibi geçişleri kontrol edildi. Tüm bu kontrol aşamaları tamamlandıktan sonra cerrahi rehber plağın model üzerine yerleştirilmesi ile implant yuvaları açıldı ve bu boşluklara implantların birbirlerine 0 derece, yer düzlemine paralel olan modele üç boyutlu ortamda dik olacak şekilde yerleştirilmesi işlemine geçildi.

3.3 İmplantların Yerleştirilmesi

İmplantların yuvalarını açabilmek için firmaya ait cerrahi set kullanılmıştır (Nobel Biocare Services AG, İsviçre)(Şekil 3).



Şekil 3: Nobel Biocare Cerrahi Seti

Kılavuz plaklar çalışma modeli üzerine sabitlenerek küçük çaptan büyük çapa doğru olacak şekilde uygun yuva oluşana kadar frezeleme gerçekleştirildi. Boyun frezi ve yiv açıcılar ile kemik seviyesinde uygulanan implantlar, planlandığı açılarda cerrahi prosedürü tamamlandı.

3.4.Ara Bağlantı / Multi-unit Parçalarının Yerleştirilmesi

İmplantların yerleştirilmiş olduğu modelin içerisinde her bir kemik seviyesindeki implant üzerine toplamda altı adet multi-unit abutment yerleştirilmiştir. (Şekil 4)



Şekil 4 : Multi-unit abutmentların modele yerleşimi

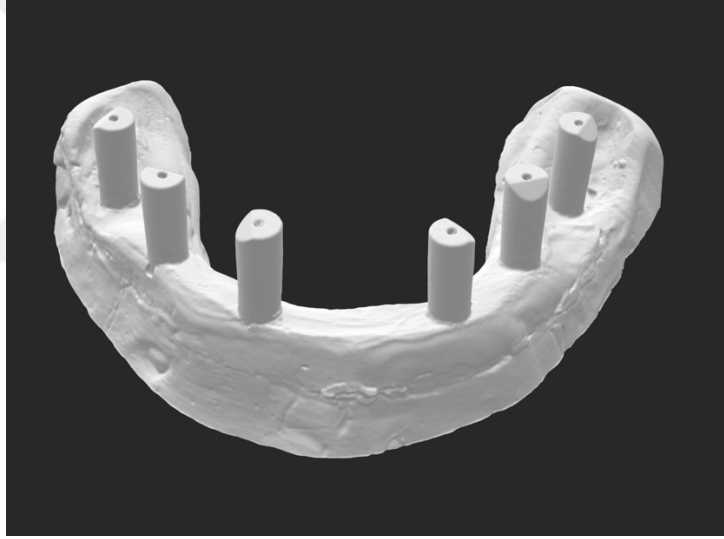
Yerleştirilen multi-ünit abutmentların özellikleri (Tablo 2) verilmiştir.

Tablo 2 : Multi-ünit Abutmentların Özellikleri

No'lu Bölgesi	Diş	Bağlantı tipi	Seviyesi	LOT	REF
37		Multi-Unit Abutment Conical Connection RP	3,5	12055682	36625
35			2,5	12073538	36617
33			1,5	12033029	36616
43			2,5	12037366	36617
45			1,5	12045916	36616
47			2,5	12054977	36617

3.5 Referans modelin oluşturulması

Hazırlanan multi-unit'li model üzerine dijital ölçü postları (Elos Accurate® Scan Body, Elos Medtech) yerleştirildi ve referans taramayı elde etmek için profesyonel bir endüstriyel tarayıcı kullanıldı. (ATOS Core 80 5MP, GOM, Braunschweig, Almanya). Referans tarayıcı ile model üzerinden 3 defa tarama görüntüsü alındı daha sonra bu üç görüntünün üst üste çakıştırılarak tek bir referans tarama görüntüsü elde edildi. (Şekil 5)



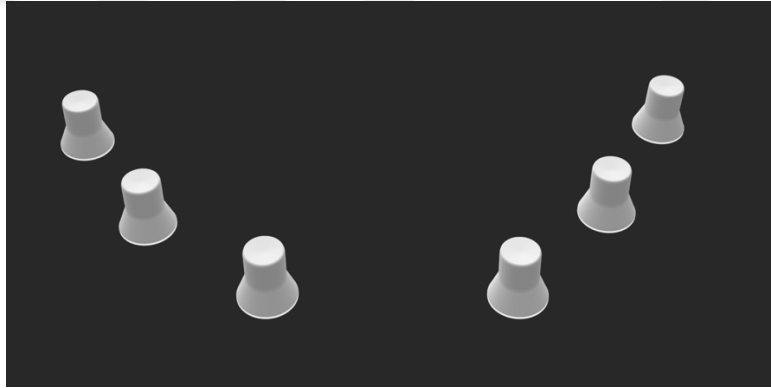
Şekil 5 : Referans modelin tarama parçalarla dijital görüntüsü

Oldukça hassas olan bu tarayıcı cihaz kullanılırken, modeller bir tabla üzerine yerleştirildi ve cihaz tutucu kol üzerinde belirli yüksekliklerde pozisyonlandırılarak görüntüler elde edildi. Tarama işlemleri boyunca, cihazın üzerinde bulunduğu masada ve cihazda olası minimal hareketleri önlemek amacı ile yerde titreşim oluşmaması hedeflenmiş ve bu amaçla işlem boyunca cihazı yakın mesafede kullanan uygulayıcı hareketsiz kalmaya özen gösterdi Aynı şekilde sesin oluşturabileceği titreşimlerden dolayı uygulama boyunca sessiz çalışıldı ve yüksek ses oluşturabilecek her türlü etkenlerden kaçınıldı

Tarama sırasında, ATOS Core 80 sisteminin çalışma sistemine bağlı olarak, model üzerine çeşitli referans noktaları yerleştirildi (+,-) ve tarama görüntülerinin belirtilen referans noktaları sayesinde daha hassas algılanması sağlandı. Bahsedilen referans noktaları, modelden elde edilen 3 taramanın çakıştırılarak tek bir referans tarama elde edilmesi sırasında sistem tarafından algılanmaktadır.

Atos Core 80 cihazı ile alınan referans taramalarda herhangi bir yüzey kaplama işlemi uygulanmadı. Yüzey kaplama işleminden kaçınılmasının esas sebebi model için uygulanacak olan yüzey çakıştırma işlemleri ile karşılaştırılacak referans tarama ve intraoral tarama verileri arasındaki standardizasyonu sağlamaktır.

Taraması tamamlanan referans model dijitize edilerek diğer örnek grupları ile analizinin yapılabilmesi için ortak bir parça olan multi-unit seviyesinde çakıştırılarak analizinin yapılabilmesi için universal tasarım programına (Exocad GmbH, Almanya) izole edilmiş ve bu sayede dijital platformda diğer parçalar çıkarılarak sadece multi-unit tasarımlarının kalması hedeflenmiştir. (Şekil 6)



Şekil 6: Referans modeldeki bağlantı parçalarının dijital görüntüsü

Direkt, indirekt ve fotogrametrik ölçü tekniklerini karşılaştırmak amacıyla 2 farklı ağız içi tarayıcı kullanımı, 2 adet geleneksel masaüstü laboratuvar tip tarayıcı ve 1 adet fotogrametrik ağız dışı tarayıcı ile taranması sayesinde 5 farklı gruba ait toplam 100 adet 3 boyutlu görüntü elde edildi. Çalışmada kullanılan tarayıcılar Tablo 3'de gösterilmiştir

Tablo 3 : Çalışmada Kullanılan Tarayıcılar

PrimeScan (PS)	Sirona CEREC PrimeScan ağız içi tarayıcı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
Trios 4 (T4)	3Shape TRIOS 4 ağız içi tarayıcı (3Shape, Copenhagen, Danimarka)
InEos X5 (X5)	In EOS X5 Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (Yazılım; inLab SW 15.0, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany)
Straumann 7 Series (S7)	Straumann 7 Serisi Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre)
iCam 4D (IM)	Icam4D : fotogrametrik ağız dışı tarayıcı (Imetric4D Imaging Sàrl Courgenay, İsviçre)

Yukardaki tabloda verilen 5 farklı örnek grubuna ait dijital görüntüler;

- ❖ Mesafesel sapma verileri
- ❖ Mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetleri
- ❖ Açısal sapma verileri
- ❖ Açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyetleri karşılaştırılmıştır.

3.6 İndirekt Dijital Ölçü Aşamaları

3.6.1 Geleneksel Ölçü Aşamaları

3.6.1.1 Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi

Ana model üzerinden polivinil siloksan ölçü maddesi kullanılarak geleneksel açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. Tüm ölçü aşamaları oda sıcaklığında ve aynı operatör tarafından alınmıştır. Açık ölçü alınması aşamasında, kullanılan implant markası (Nobel Biocare, İsviçre) için üretilmiş ölçü parçaları ve alçı analogları kullanılmıştır (ELOS A/S, Kopenhag, Danimarka).

Ölçü alma işleminde klinik prosedürün birebir uygulanması amaçlanmıştır. Bu kapsamda ölçü parçaları birbirlerine patern rezin (PATTERN RESIN™ LS, GC, ABD) ile bağlanmış ve bu yapıya uygun olacak şekilde akrilik özel kaşık (Imibase Işınlı Basplak, Konya, Türkiye) üretilmiştir. (Şekil 7)



Şekil 7: Patern rezin ile sabitlenmiş açık ölçü kaşık yapılmış model

3.6.1.2 Açık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alınması

Hazırlanmış olan kişisel ölçü kaşıklarının tümünün içine ölçü alma işleminden 15 dk önce yüzeylerinin 1-2 mm dışına taşacak şekilde kaşık adezivi (GC Corporation Polyether Adhesive, Tokyo, Japonya) uygulandı. Firmanın önerdiği şekilde ölçü paketinin içerisinden çıkan ölçekler ile poliinil siloksanın (Flexceed Putty Type, GC Corporation Tokyo, Japonya) baz ve katalizörünü homojen şekilde karıştırıldı. (Şekil 8 ve 9)



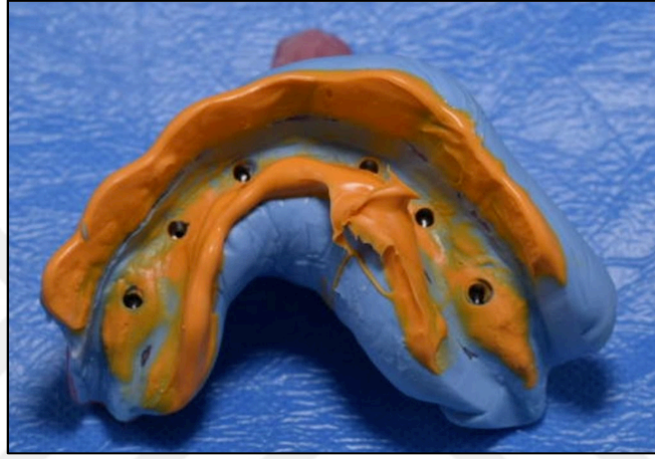
Şekil 8: Açık ölçü aşamasında kullanılan yoğun kıvamlı polivinil siloksan



Şekil 9: Açık ölçü aşamasında kullanılan ince kıvamlı polivinil siloksan

Polimerizasyon aşamasında polimerizasyonu olumsuz etkilememek için lateks içerikli bir eldiven kullanılmamıştır (Cook and Thomasz 1986). Karıştırılan yoğun kıvamlı polivinil siloksan açık kaşığa yüklenmiş, ince kıvamlı polivinil siloksan tüpü ise (Flexceed Light Body, GC Corporation Tokyo, Japonya) tabancaya takılarak yine kutu ölçü parçalarının üzerine sıkılmıştır. Tek aşamada alınan bu ölçü prosedüründe, açık ölçü kaşığı model üzerinde küçük azı dişleri bölgesinden çift taraflı parmak

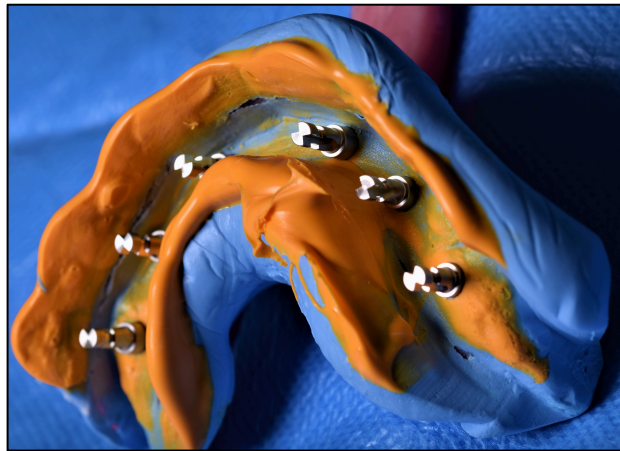
basıncı ile bastırılarak firmanın belirttiği sertleşme süresi kadar ölçünün sertleşmesi beklenmiştir. Ölçü maddelerini modelden ayırdıktan sonra ölçü yüzeyi ve ölçü parçalarının çevresinde bir hata veya eksiklik olmaması yönünden kontrol edilmiştir. (Şekil 10)



Şekil 10: Açık ölçü tekniği ile alınmış ölçü

3.6.1.3 Alçı Modelinin Hazırlanması

Toplamda 20 adet ölçü ana modelden ayırdıktan sonra alçı analoglarına vidalanmıştır. (Şekil 11)



Şekil 11 : Alçı analoglarının ölçü içerisine vidalanması

Ölçü içerisine dökülecek Tip 4 dental sert alçı (New Fujirock; GC Corporation, Tokyo, Japonya) firma önerileri doğrultusunda 20ml su /100 gr alçı tozu olacak şekilde kutu içerisinden çıkan ölçekler ile ayarlanarak 60 saniye karıştırılmıştır. Hazırlanmış olan alçı, vibrasyon makinesi ile hafif titreşim uygulayarak ölçü içerisine hava kabarcığı en aza indirilmesi amacıyla tek noktadan dökülmüştür.

Alçının sertleşmesi için önerilen sürenin iki katı kadar bekletildikten sonra tüm ölçüler, kişisel ölçü kaşığının deliklerinden çıkan vidalar gevşetilerek alçıdan ayrılmıştır (Herbst, Nel et al. 2000, Filho, Mazaro et al. 2009). Elde edilen alt çene modelleri tarama aşamasında standart bir platform sağlamak amacıyla silikon kalıplara gömülmüştür. Alçılar sertleştikten sonra tarama aşamasına geçilmiştir.

3.6.1.4 Modellerin Masaüstü Tarayıcıyla Taranması

Çalışmada indirekt dijital ölçü teknikleri incelenirken iki farklı firmaya ait cihaz kullanılmıştır.

- In EOS X5 Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (Yazılım; inLab SW 15.0, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya). (Şekil 12)

- Straumann 7 Serisi Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre) (Şekil 13)



Şekil 12: inEos X5 Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya)



Şekil 13: Straumann 7 Serisi Laboratuvar Masaüstü Tarayıcısı (DWOS 7 Series scanner; Straumann, Basel, İsviçre)

Her iki tarama cihazı da kendi üretici firmaları tarafından son jenerasyon pudrasız bir sistem olduğundan kullanım öncesi herhangi bir pudralama yapılmamıştır. Her test modeli tarama aşamalarından önce kalibre edilmiştir.

Tarama sürecinde modeller cihazların platformuna yerleştirildikten sonra kendi tarama stratejileri içerisinde yazılım otomatik olarak tüm modelin taranması gerçekleştirmiştir.

3.6.2 Direkt Dijital Ölçü Aşamaları

Dijital ölçülerin alınmasında dijital ölçü teknikleri incelenirken iki farklı firmaya ait cihaz kullanılmıştır. Bunlar;

- ⇒ Sirona CEREC PrimeScan ağız içi tarayıcı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (Şekil 14)
- ⇒ 3Shape TRIOS 4 ağız içi tarayıcı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) (Şekil 15)



Şekil 14 : Sirona CEREC PrimeScan ağız içi tarayıcı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)



Şekil 15 : 3Shape TRIOS 4 ağız içi tarayıcı (3Shape, Copenhagen, Denmark)

3.6.2.1 Direkt Dijital Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi

Referans modeldeki multi-unit abutmentlerin üzerine firma için üretilmiş olan uygun ölçü parçaları (Elos Accurate® Scan Body, Elos Medtech) yerleştirilmiştir. (Şekil 16)



Şekil 16: Direkt Dijital Ölçü Parçası (Elos Accurate® Scan Body, Elos Medtech)

3.6.2.2 Modellerin Ağız İçi Tarayıcı ile Taranması

Tarama aşamasında ‘sadece tarama’ modülü seçildi. Her firmanın kendi önerdiği tarama stratejileri doğrultusunda taramalar gerçekleştirildi. Alt çene modellerinin taranması sonrasında aynı yazılımlar içerisinde modelleme aşamasına geçildi. Gereksiz görüntüler yazılımlar tarafından otomatik olarak uzaklaştırılmıştır. Ardından yazılım, dijital bir artikülatör mantığında modelin uzaydaki konumlandırılmasını tamamlamış ve model son halini almıştır. Referans model ile karşılaştırmaların yapılabilmesi için taramalar standart üçgenleme dili (standard tessellation language, STL) formatında dışarı aktarılmıştır. STL formatında taramaların çıktısı alınmış diğer örnek grupları ve multi-unit seviyesinde karşılaştırılarak dental tasarım programına (Exocad GmbH, Almanya) gönderilmiştir. Bu sayede dijital platformda diğer parçalar çıkarılarak sadece multiunit tasarımlarının kalması hedeflenmiştir.

3.6.3 Fotogrametrik Ölçü Aşamaları

3.6.3.1 Ölçü Parçalarının Yerleştirilmesi

Referans model üzerindeki multi-unit abutmentlar üzerine fotogrametrik ölçü cihazı (Icam4D, Imetric4D Imaging Sàrl Courgenay, İsviçre) kullanılmıştır. Tarama aşamasında implant konumlarının belirlenebilmesi için bu tarayıcı için üretilmiş olan ölçü postları yerleştirilmiştir (Ticrom Technology LTD. | The Dental Technology). (Şekil 17)



Şekil 17: Fotogrametrik ölçü cihazı için üretilmiş ölçü parçaları (Icam4D, Imetric4D Imaging Sàrl Courgenay, İsviçre)

3.6.3.2 Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Taranması

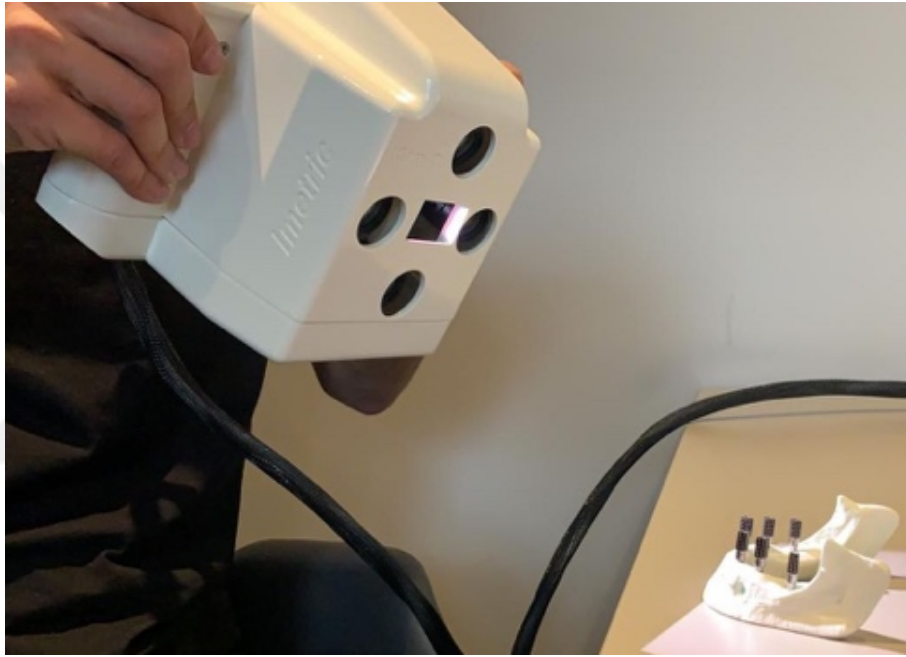
Çalışmanın 5. Grubunda kullanılan tarayıcı ICam4D'dir. ICam4D, dört kamera ve bir projektörden oluşan elde tutulan bir kamera sistemidir. 3D verileri yakalamak için fotogrametrik ve yapılandırılmış ışık ile tarama tekniklerini birleştirir.

İmplantların konumunu ve oryantasyonunu belirlemek için belirli bir düzendeki noktalara sahip mekanik tarama parçaları olan ICamBodies'i kullanır. Bir implant için hesaplanan pozisyon ve oryantasyona 'ICamPosition' denir. ICamBodies, her zaman gerekli hassasiyet gereksinimlerini karşıladığından emin olmak için düzenli aralıklarla yenileri ile değiştirilir.

iCam4D teknolojisinin diğer bir bileşeni ICamRef'lerdir. Bunlar iyileşme başlıklarına benzerler ve aslında ICamRef'ler yerine iyileştirme başlıklarına kullanmak mümkündür. ICamRefs'in daha küçük boyutu, diş eti ölçüsünün alınmasını veya ICamRefs ve dişetin ağz içi tarayıcı ile taranmasını çok daha basit hale getirir. iCam4D'nin yazılımı daha sonra kullanıcının ICamRef'leri kullanarak ICamPositions'ı diş etinin koordinat sistemine dönüştürmesine izin verir. Bu, birkaç belirgin noktaya yapılan tıklama ile gerçekleştirilir.

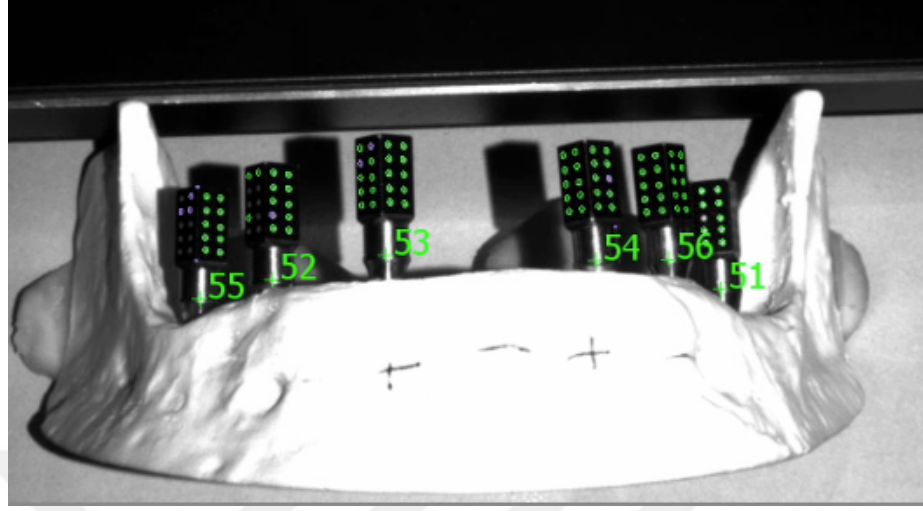
ICam Positonların belirlenmesi iki aşama tarama ile gerçekleştirilir. 1. aşama iCam 4D ile ICamBodies'lerin taraması, 2. aşama ise ağız içi tarayıcı ile ICamRefs'lerin taramasıdır. Daha sonrasında bu iki tarama iMetric yazılımında eşleştirilerek ICam Position'lar bulunmaktadır.

Ölçü parçalarının takılması sonrasında tarayıcı, modeli tam karşı açıdan görebileceği şekilde konumlandırılır. (Şekil 18)



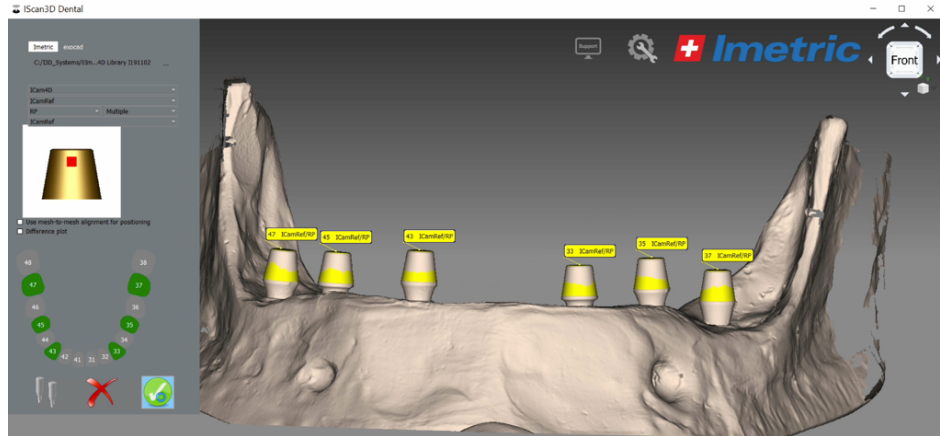
Şekil 18 : Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Taranması

Yazılım (iScan 3D Dental, iCam 4D) tarama bayraklarını okuduğunu, tarama esnasında yeşil renge çevirerek göstermektedir. Yazılım bu işlemi tarama bayrakları üzerindeki 50'den fazla noktayı ölçü alma esnasında hesaplayarak kullanıcıya sunmaktadır. (Şekil 19)



Şekil 19: Modellerin Fotogrametrik Tarayıcı ile Tarama Bayraklarının okunması

Birinci tarama aşaması tamamlanan modelin üzerindeki tarama bayrakları çıkartıldı. Multi-unitler üzerine 'ICamRefs' denilen iyileşme başlığına benzeyen parçalar takıldı. Bu parçaların ağız içi tarayıcısı ile görüntüsü alınarak ikinci aşama da tamamlandı. Bu iki aşama daha sonra yazılımda karşılaştırılarak fotogrametrik tarama bitirilmiştir. (Şekil 20)



Şekil 20 : ICamRefs'lerin model üzerinde işaretlenmesi

3.7 Referans ve Tarama Modellerinin İzolasyonunun Yapılması

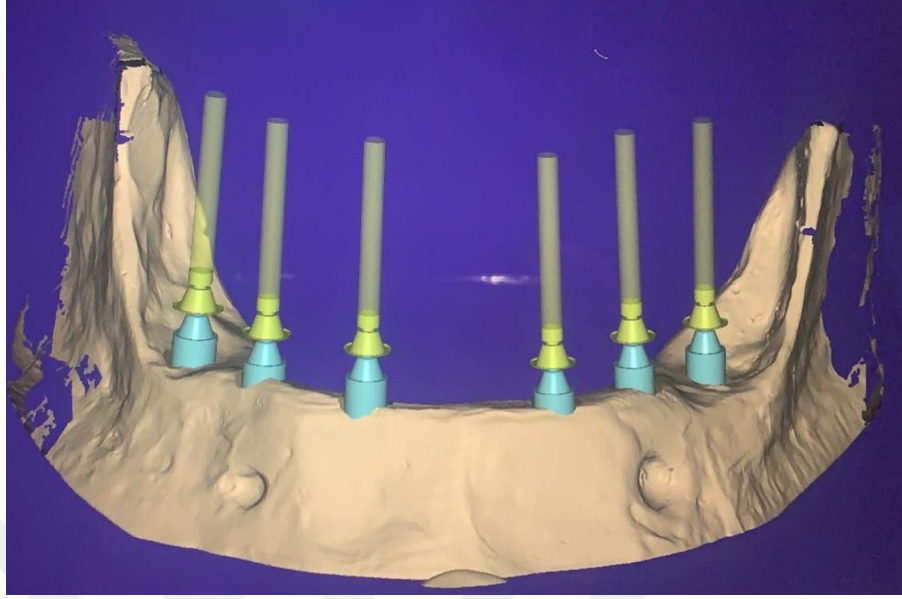
Her implant firması, kendi implantlarında kullanılmak üzere farklı ara bağlantı parçaları ürettiği gibi, dijital görüntüleme firmaları da kendilerine ait tarama bayrakları ve dijital kütüphanesinde karşılık gelen dijital analogları üretmiştir. Bu da farklı üretim sistemleri dijital platformda her firmanın birbirinden farklı görüntüler oluşturmasına sebebiyet vermiştir. Bu nedenle çalışmadaki farklı ölçü sistemleri ile referans grup arasındaki doğruluk ve hassasiyeti karşılaştırmak için dental tasarım programında (Exocad GmbH, Almanya), ortak bir karşılaştırma noktası aranmıştır.

Farklı ölçü tekniklerinin doğruluk ve hassasiyetinin, implant üstü restorasyonlarda en çok pasif uyumunu etkilediği düşünülerek bu karşılaştırma noktası için titanyum bağlantı parçaları seçilmiştir (Şekil 21).



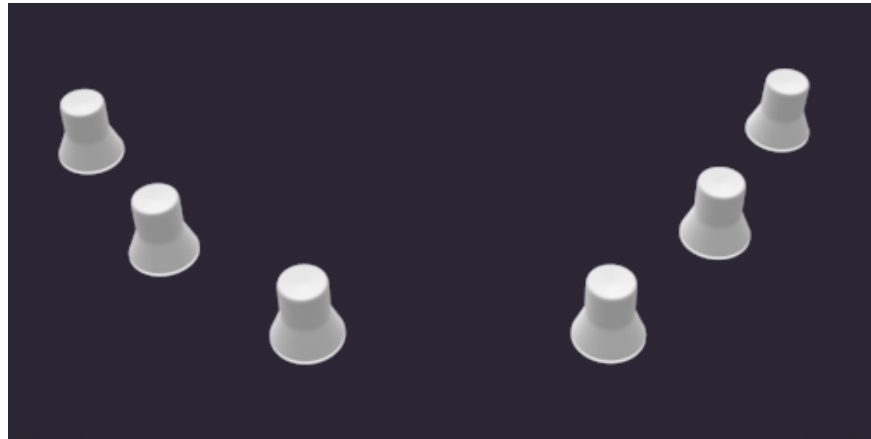
Şekil 21 : Titanyum Bağlantı Parçası (Multi-unit üzerinde)

Tüm örnek grupları tarama işlemleri sonrası STL dosyaları dental tasarım programına alınmıştır. Dijital olarak modelin multi-unit ve üzeri bağlantı parçaları ilave edilmiştir. (şekil 22)



Şekil 22 : Referans ve test gruplarının tasarım programındaki görseli (Exocad GmbH, Almanya)

Model, multi unit ve analogları çıkarılarak sadece titanyum bağlantı parçaları kalacak şekilde izolasyonu yapılmıştır. (Exocad GmbH, Almanya) (Şekil 23)



Şekil 23: İzole edilmiş bağlantı parçaları

3.8 Ölçülerin Çakıştırılması ile Ölçümlerin Yapılması

İzole edilen dijital referans titanyum bağlantı parçalarının görüntüsü ile örnek grupların tersine mühendislik yazılımına (Geomagic control X, 3D Systems, Rock Hill, ABD) aktarılarak çakıştırmaları yapılmıştır. (Şekil 24-25)

1. Grup PrimeScan ile taranmış görüntülerdeki izole edilen titanyum bağlantı parçaları (20 adet),
2. Grup 3Shape TRIOS 4 ile taranmış görüntülerdeki izole edilen titanyum bağlantı parçaları (20 adet),
3. Grup açık ölçü tekniği ile alınmış konvansiyonel ölçülerin inEos X5 masaüstü tarayıcı ile taranmış görüntülerdeki izole edilen titanyum bağlantı parçaları (20 adet),
4. Grup açık ölçü tekniği ile alınmış konvansiyonel ölçülerin Straumann 7 Serisi masaüstü tarayıcı ile taranmış görüntülerdeki izole edilen titanyum bağlantı parçaları (20 adet)
5. iCam 4D ağız dışı fotogrametrik ölçü tekniği ile taranmış görüntülerdeki izole edilen titanyum bağlantı parçaları (20 adet)

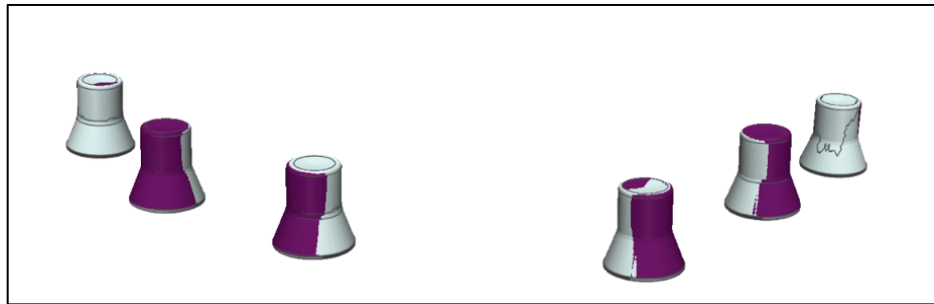


Şekil 24 : Dijital referans titanyum bağlantı parçalarının görüntüsü



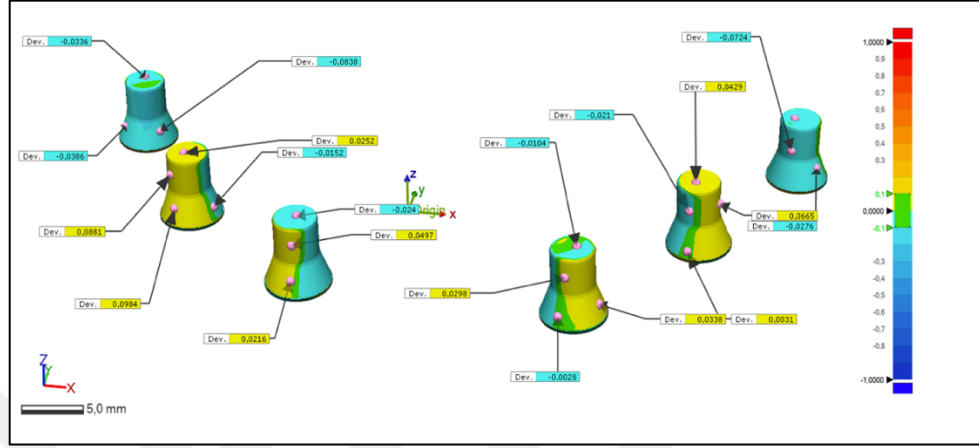
Şekil 25 : Örnek grubunun titanyum bağlantı parçalarının görüntüsü

Aktarılan bu dosyaları, çoğunlukla referans nokta bulutlarının yardımıyla best-fit algoritması kullanılarak üst üste çakıştırılmış ve böylece aradaki boyutsal farklılık ortaya konarak doğruluk tespiti yapılmıştır. (Şekil 26)



Şekil 26 : Dijital referans ve örnek gruplarının titanyum bağlantı parçalarının çakıştırılmış görüntüsü

Bağlantı parçaları arasındaki farklar renk skalasında karşılık gelen sayılar ile belirtilmiştir. (Şekil 27)



Şekil 27 : Bağlantı parçalarının tersine mühendislik yazılımındaki sapmanın görselleştirilmesi

Her karşılaştırılmış görüntülerin üzerinde 20 farklı nokta seçilerek referans model ile örnek grupları arasındaki farklar μm cinsinden hesaplanmış ve mesafesel sapma farkları kaydedilmiştir. Bu noktalar arasındaki fark karekök ortalaması (Root mean square, RMS) hesaplanarak ölçüldü.

RMS birden çok noktanın birbiri ile arasındaki uzaklıkları hesaplamada kullanılan matematiksel bir yöntemdir. Bir veri dağılımının RMS değerini hesaplamak için o dağılımdaki seçilen noktaların kök toplam karesi hesaplanmalıdır. Kullandığımız tersine mühendislik programı bu işlemi otomatik olarak gerçekleştirerek bize özet bir değer sunmaktadır. Yapılan bütün ölçümler Excel dosyasına kaydedildi. (Şekil 28)

Tablo 4 : Çakıştırılan referans ve örnek grubun zet değer tablosu (μm)

Tarayıcı	Min	Max	Avg,	RMS	Std, Dev	Var	+Avr	-Avr
Primescan								
<i>Ort.</i>	-157,1	159,9	000,7	54,8	54,7	3,5	41,5	-39
<i>Std Sap</i>	373,3	367,5	23,5	84,3	81,6	25,8	17,9	51,4
Trios 4								
<i>Ort.</i>	-149,7	191,8	-0,2	60,2	60,2	4	45,1	-44,3
<i>Std Sap</i>	151	92,3	2,6	23,3	23,3	3,1	15,7	15,2
inEos X5								
<i>Ort.</i>	-97,1	97,2	-0,1	33,9	33,9	1,2	27	-27,7
<i>Std Sap</i>	20,4	21,3	0,3	6,6	6,6	0,5	4,6	6
Straumann S7								
<i>Ort.</i>	-111,5	114	0,005	37,9	37,9	1,5	29,1	-29,7
<i>Std Sap</i>	22,9	23,6	0,3	6,2	6,2	0,4	5	5,5
iCam 4D								
<i>Ort.</i>	-129,4	255	42,3	106,9	86,5	7,9	94,5	-129,4
<i>Std Sap</i>	18,2	6,7	1	0,5	0,8	0,6	2,2	4,7

3.9 İstatistiksel Analiz

Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile belirlendi. Ölçüm yöntemlerinin mesafesel sapma, hassasiyet, açısal sapma verilerinin karşılaştırılması için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Grup içi ikili karşılaştırmalar da Mann Whitney U testi kullanılarak yapılmıştır. İstatistiksel analizler uygun bir yazılım ile (SPSS v23.0, IBM Corp, Şikago, IL, ABD) anlamlılık seviyesi $P < 0.05$ olacak şekilde gerçekleştirilmiştir



4.BULGULAR

Tam çene implant ölçülerinde direkt ve indirekt dijital ölçü teknikleri arasında ölçü netliği açısından karşılaştırma yapmak, farklı görüntüleme prensiplerine sahip 5 farklı tarayıcının (2 farklı ağız içi tarayıcısı, 2 farklı masaüstü tarayıcısı, 1 fotogrametrik ağız dışı tarayıcısı) ölçü doğruluğu ve tekrarlanabilirliği açısından karşılaştırmak, implantlar arasındaki değişkenlik gösteren açı ve mesafe parametrelerinin, farklı ölçü tekniklerinde ortaya çıkardığı boyutsal farklılıkları değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmamızda, referans modelin 3 boyutlu görüntüsü ile, 5 farklı örnek grubuna ait 3 boyutlu görüntülerin karşılaştırılması ile ilgili elde edilen bulgular iki ana başlık altında toplandı.

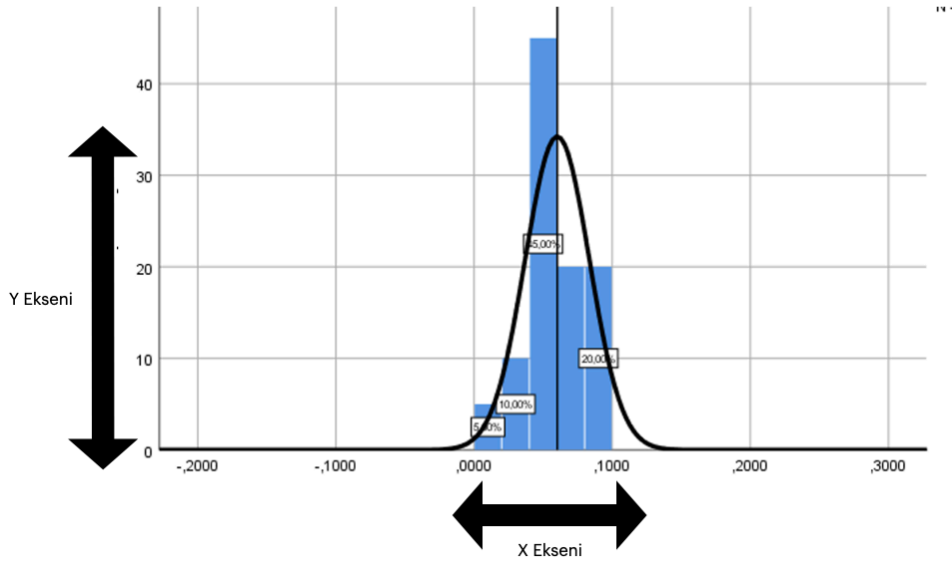
1. Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma verileri ve mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetinin karşılaştırılması
2. Ölçü yöntemlerinin açısal sapma verileri ve açısal sapma verileri kullanılarak hassasiyetinin karşılaştırılması

4.1. Ölçü Yöntemlerinin Mesafesel Sapma Verilerinin ve Bu Verileri Kullanarak Hassasiyetlerinin Karşılaştırılması

Örnek tarama grupları, referans model ile karşılaştırılırken bir veri kümesi oluşturmaktadır. Uzaysal üç boyutlu düzlemde referans noktadan, örnek gruplarının ne kadar uzakta olduğu mesafesel sapma verileriyle hesaplanmıştır. Her bir taramanın tekrarlanmasında, referans noktadan ne kadar tutarlı düzeyde uzakta olduğu ise hassasiyetini verdiği hesaplanmıştır. Bu veri kümeleri incelenirken her iki veriyi de tek görselde paylaşması açısından tanımlayıcı istatistikler ve yazılım görsellerinin dışında histogramlar da tercih edilmiştir.

4.1.1 Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma ve mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırıldığı verilerinin histogramı

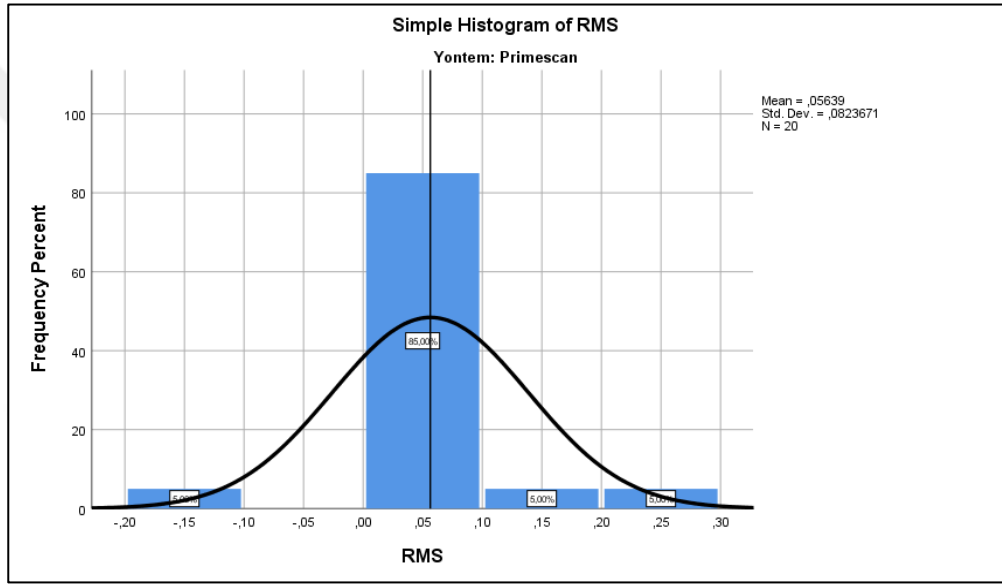
Aşağıdaki grafikler her bir yöntemin hem mesafesel sapmaları hem de bu mesafesel verilerin ne kadar tutarlı oldukları incelenerek, hassasiyetlerini göstermektedir. Histogramların y eksenini mesafesel sapmalarını, x eksenini ise bu verilerin ne kadar tutarlı olduğunu belirtmektedir. Y eksenini ne kadar küçük olursa referans modele o kadar yakın, x eksenini ne kadar küçük olursa o kadar hassas bir görüntü kümesi elde edildiği anlamına gelmektedir. (Şekil 28)



Şekil 28 : Histogram Grafik Açıklaması

Aşağıdaki grafiklerde bu bilgiler doğrultusunda farklı ölçü gruplarının mesafesel sapma verilerinin histogramı gösterilmiştir.

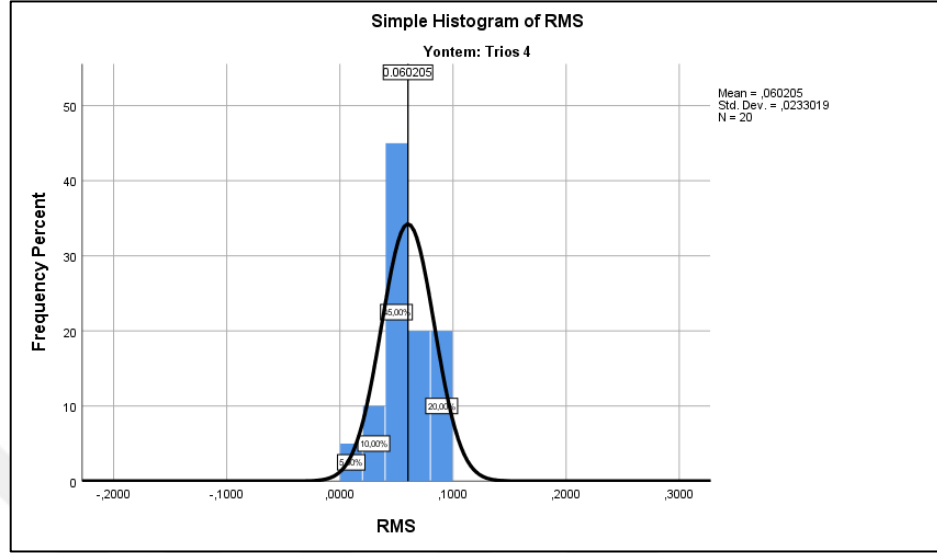
4.1.1.1: PrimeScan ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı



Şekil 29 : PrimeScan ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

Histogramda belirtildiği gibi Y ekseninde PS grubu RMS değeri 56 μm , RMS standart sapma değeri 82 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0,0001$). X ekseninde ise RMS sapma değeri 39 μm , standart sapma verisi 17 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0,00001$). (Şekil 29)

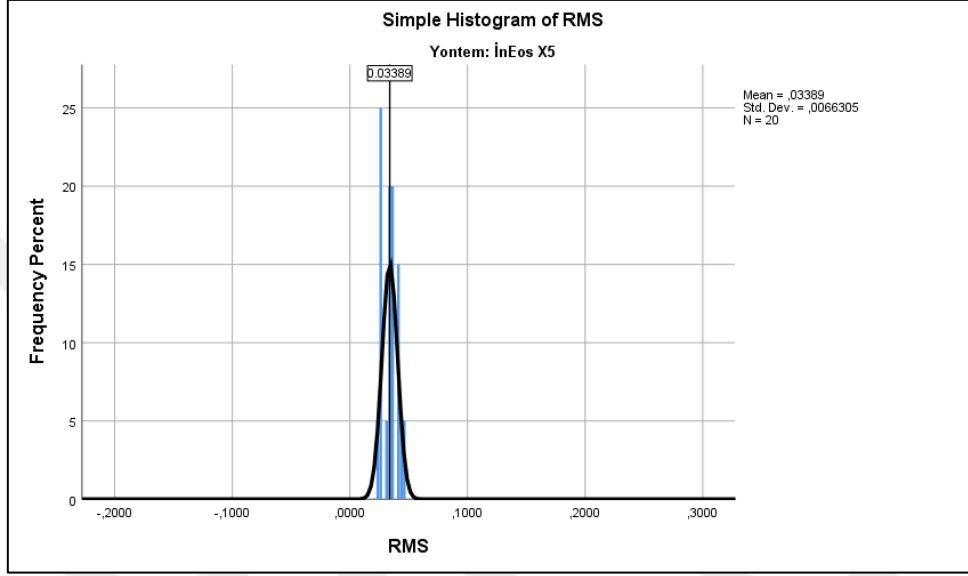
4.1.1.2: Trios 4 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 30 : Trios 4 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

Histogramda Y ekseninde belirtildiği gibi T4 grubu RMS değeri 60 μm , RMS standart sapma değeri 23 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.0001$). X ekseninde ise RMS sapma değeri 18 μm , standart sapma verisi 13 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.00001$). (Şekil30)

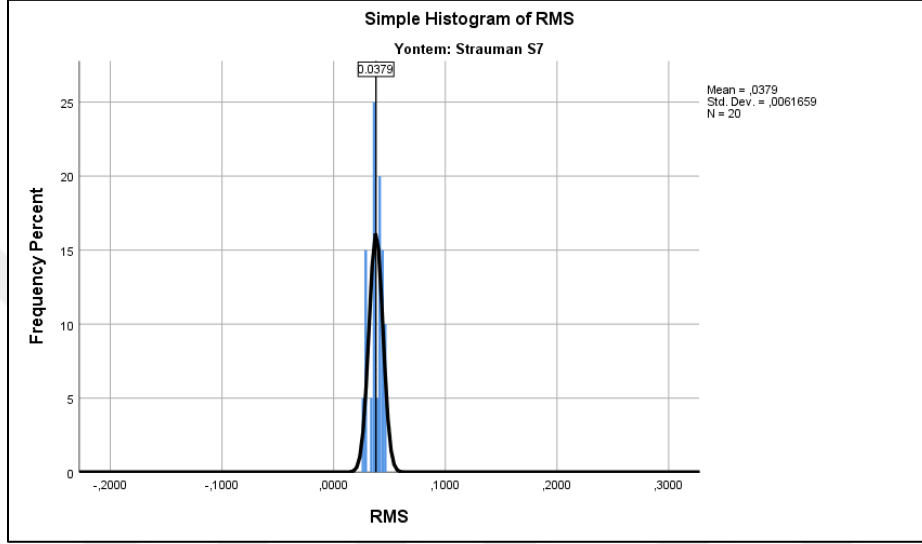
4.1.1.3: InEos X5 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 31 : inEos X5 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

Histogramda Y ekseninde belirtildiği gibi X5 grubu RMS değeri 33 μm , RMS standart sapma değeri 6,6 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.0001$). X ekseninde ise RMS sapma değeri 5,4 μm , standart sapma verisi 3,6 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.00001$). (Şekil31)

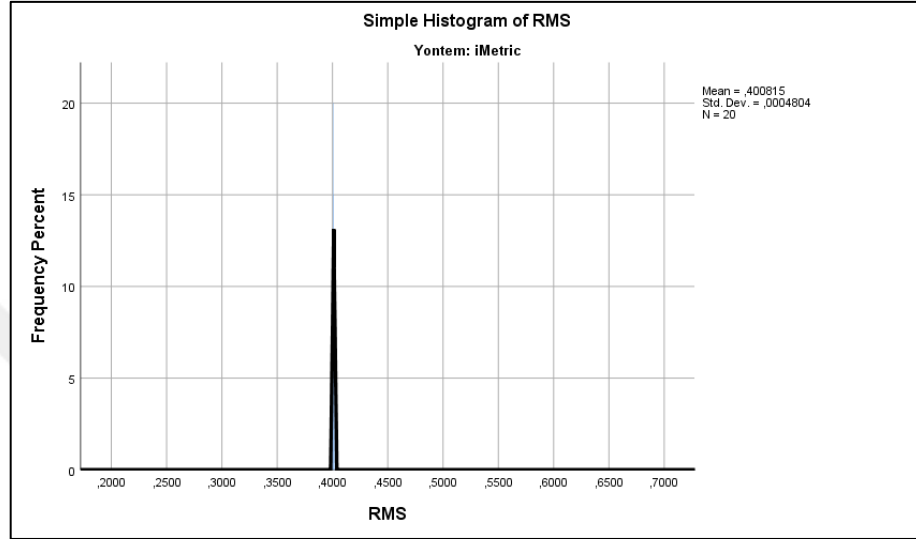
4.1.1.4: Straumann S7 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 32 : Straumann S7 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

Histogramda Y ekseninde belirtildiği gibi S7 grubu RMS değeri 37 μm , RMS standart sapma değeri 6.1 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.0001$). X ekseninde ise RMS sapma değeri 5 μm , standart sapma verisi 3,3 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.00001$). (Şekil32)

4.1.1.5: iCam 4D ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 33 : iCam4D ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

Histogramda Y ekseninde belirtildiği gibi IM grubu RMS değeri 107 μm , RMS standart sapma değeri 0,5 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.0001$). X ekseninde ise RMS sapma değeri 0,39 μm , standart sapma verisi 0,27 μm olarak gösterilmiştir ($P < 0.00001$). (Şekil 33)

4.1.2. Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma ve mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyet verilerinin tanımlayıcı istatistikleri

4.1.2.1. Ölçü yöntemlerinin mesafesel sapma verilerinin tanımlayıcı istatistikleri

Tablo 5 : Grupların mesafesel ortalama ve standart sapma RMS değerleri

Gruplar	Ortalama RMS \pm SS (μm)	P Değeri
PrimeScan	56 \pm 82 ^b	
Trios 4	60 \pm 23 ^b	
inEos X5	33 \pm 6,6 ^a	<0,0001
Straumann S7	37 \pm 6,1 ^a	
iCam 4D	107 \pm 0,5 ^c	

*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. (P<0.05)

Tabloda, grupların mesafesel ortalama ve standart sapma değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri özetlemektedir. Kruskal-Wallis analizine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P<.001). IM ile alınan ölçüler gruplar arasında en yüksek mesafesel sapmayı göstermiştir (P \leq .003). PS ve T4 grupları arasında herhangi bir fark bulunmamıştır (P>.05). X5 ve S7 grupları arasında

herhangi bir fark bulunmazken ($P>.05$), bu gruplar ile alınan ölçüler en düşük mesafesel sapmayı vermiştir ($P\leq.031$). (Tablo 5)

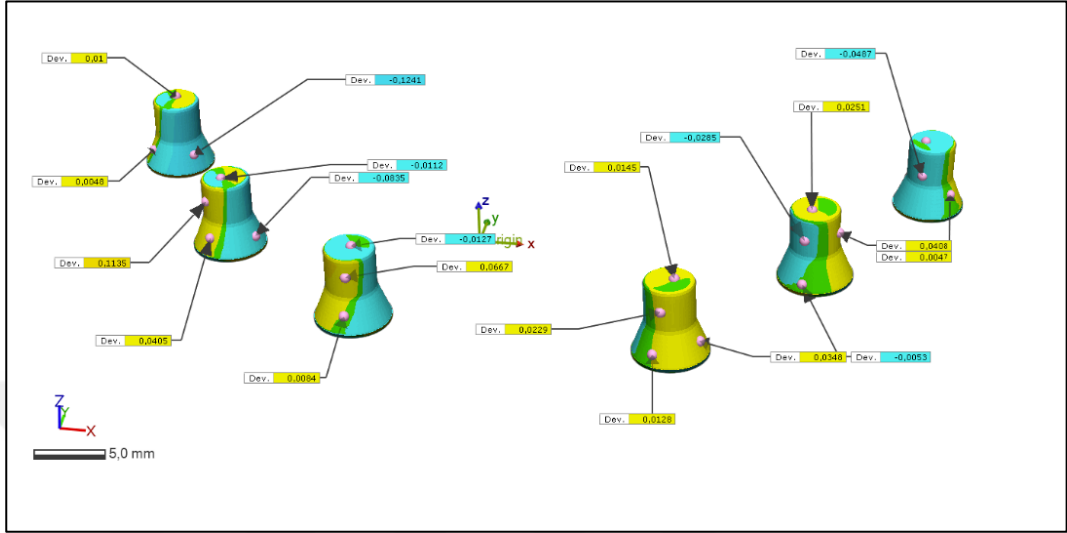
4.1.2.2 Farklı ölçü gruplarının mesafesel sapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırılması

Tablo 6 : Grupların hassasiyet ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (Mesafesel sapma verileri)

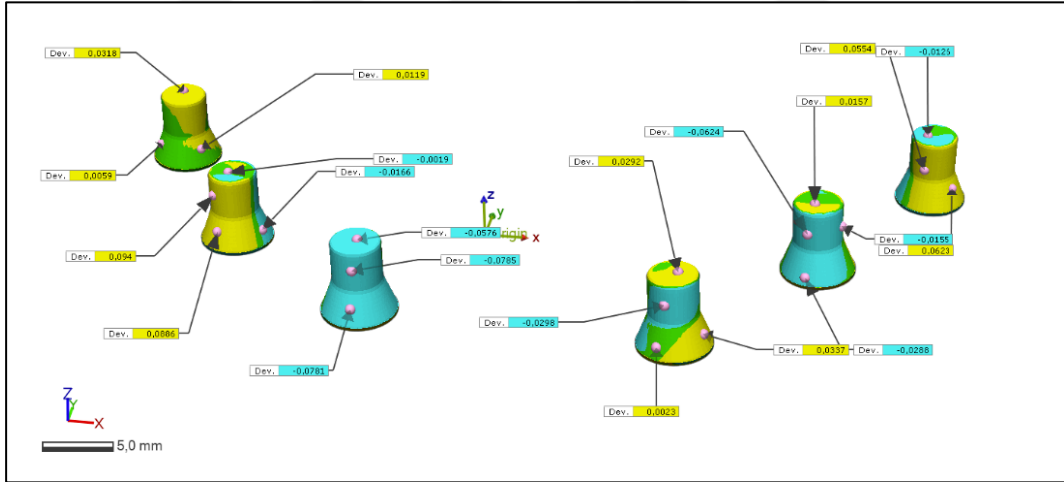
Gruplar	Ortalama RMS (μm)	P değeri
PrimeScan	39 ± 17^a	<0,00001
Trios 4	18 ± 13^a	
inEos X5	5.4 ± 3.6^b	
Straumann S7	5 ± 3.3^b	
iCam 4D	$0,39 \pm 0,27 c$	

*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. ($P<0.05$)

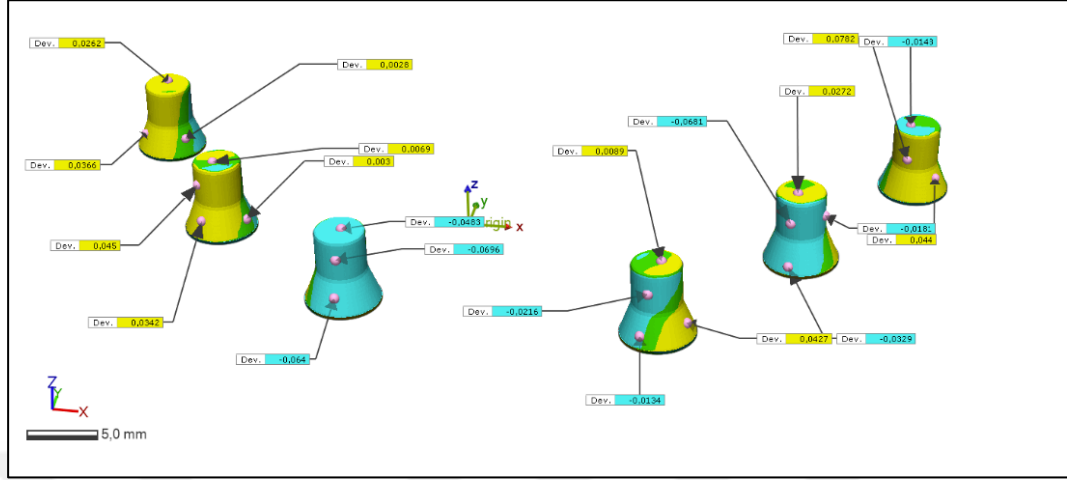
Mesafesel sapma verileri göz önüne alındığında, grupların hassasiyetleri arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($P<.001$). PS ve T4 grupları arasında herhangi bir fark bulunmazken ($P>.05$), bu gruplar ile alınan ölçüler en düşük



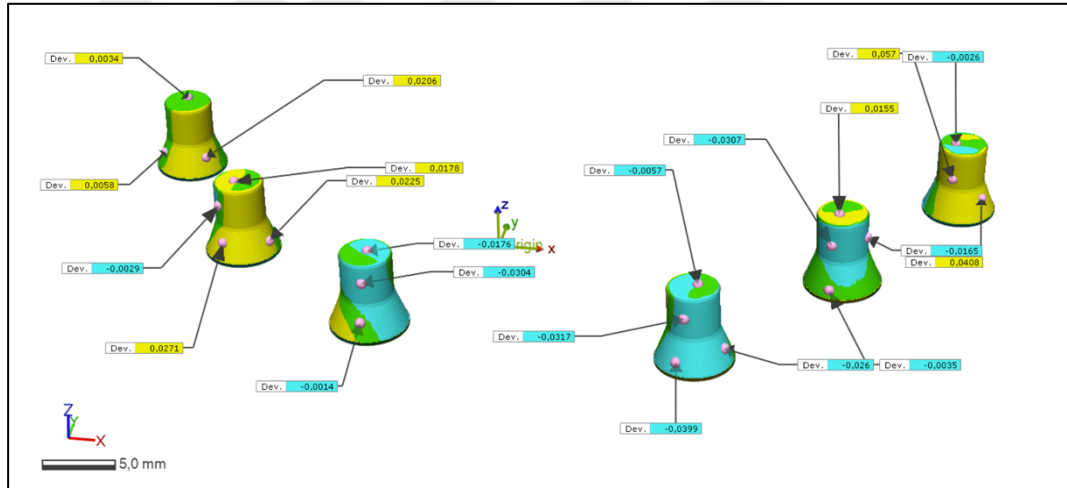
Şekil 36 : Trios 4 ile referans grubun karşılaştırılması



Şekil 37 : inEos X5 ile referans grubun karşılaştırılması



Şekil 38 : Straumann S7 ile referans grubun karşılaştırılması



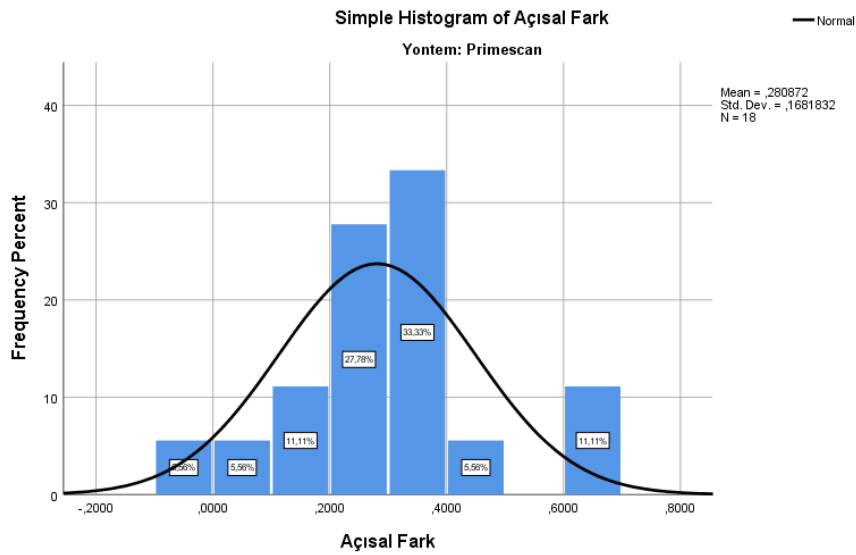
Şekil 39 : IMetric ile referans grubun karşılaştırılması

Her grubun referans modele göre gösterdiği mesafesel sapmanın elde edilmesinde kullanılan yöntemi göstermektedir. (Şekil 35-39)

4.2. Ölçü Yöntemlerinin Açısal Sapma Verilerinin ve Açısal Sapma Verileri Kullanılarak Hassasiyetinin Karşılaştırılması Bulguları

4.2.1 Ölçü yöntemlerinin açısal sapma verilerinin ve açısal sapma verileri kullanarak hassasiyetinin karşılaştırılması histogram grafikleri

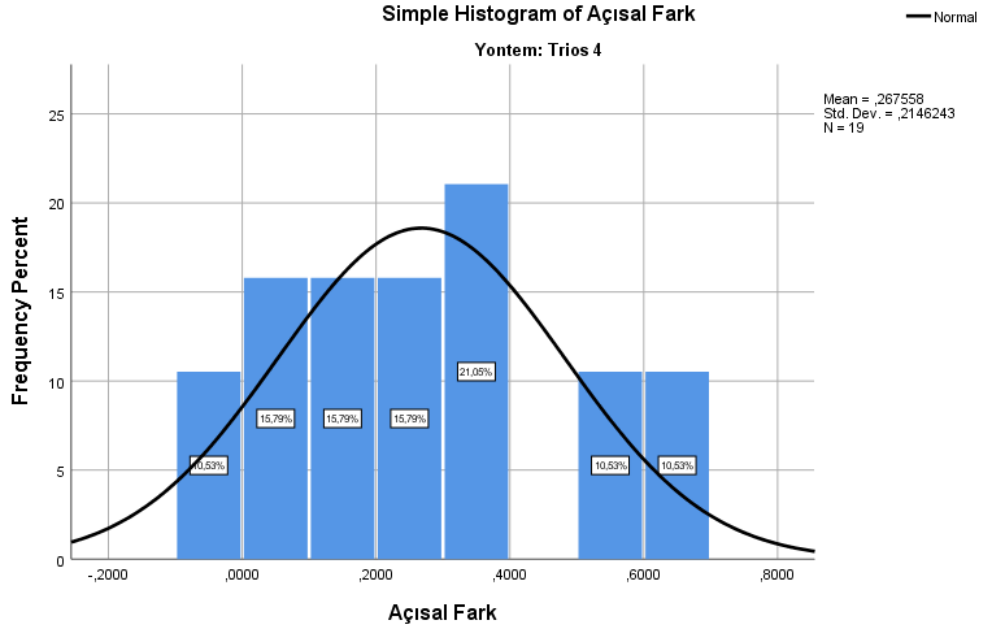
4.2.1.1: PrimeScan ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 40 : PS ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

PS grubunun histogramında da belirtildiği gibi Y ekseninde açısal farkının değeri $0,28^\circ$, standart sapma değeri $0,16^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). X ekseninde ise açısal sapma değeri $0,13^\circ$, standart sapma verisi $0,11^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). (Şekil 40)

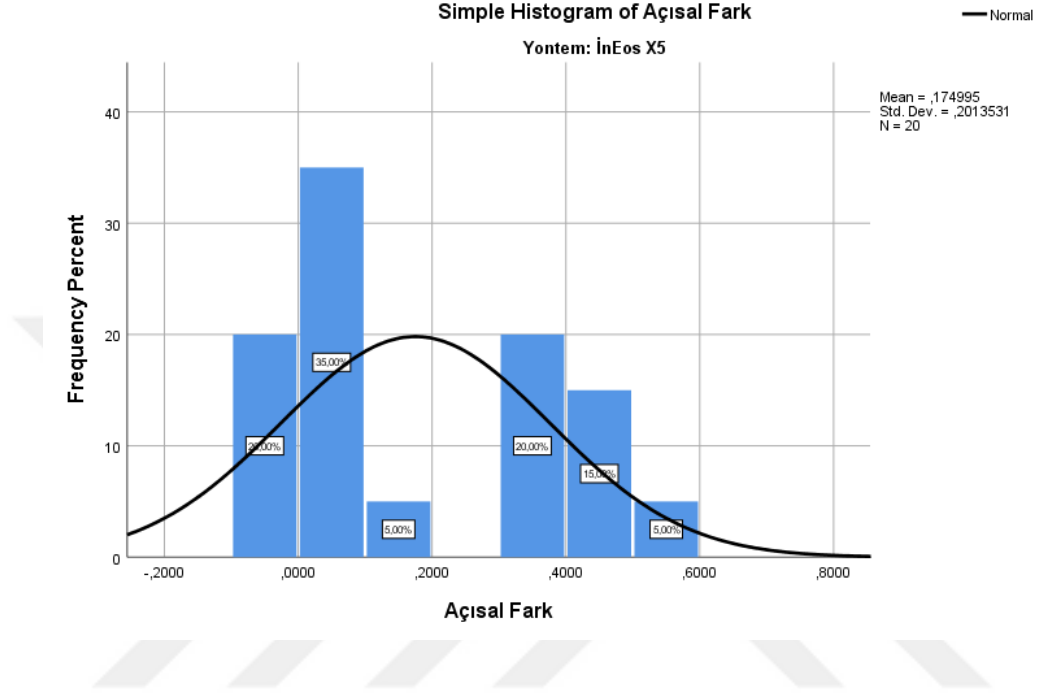
4.2.1.2: Trios 4 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 41 : T4 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

T4 grubunun histogramında da belirtildiği gibi Y ekseninde açısal farkının değeri $0,26^\circ$, standart sapma değeri $0,21^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0,001$). X ekseninde ise açısal sapma değeri $0,18^\circ$, standart sapma verisi $0,12^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0,001$). (Şekil 41)

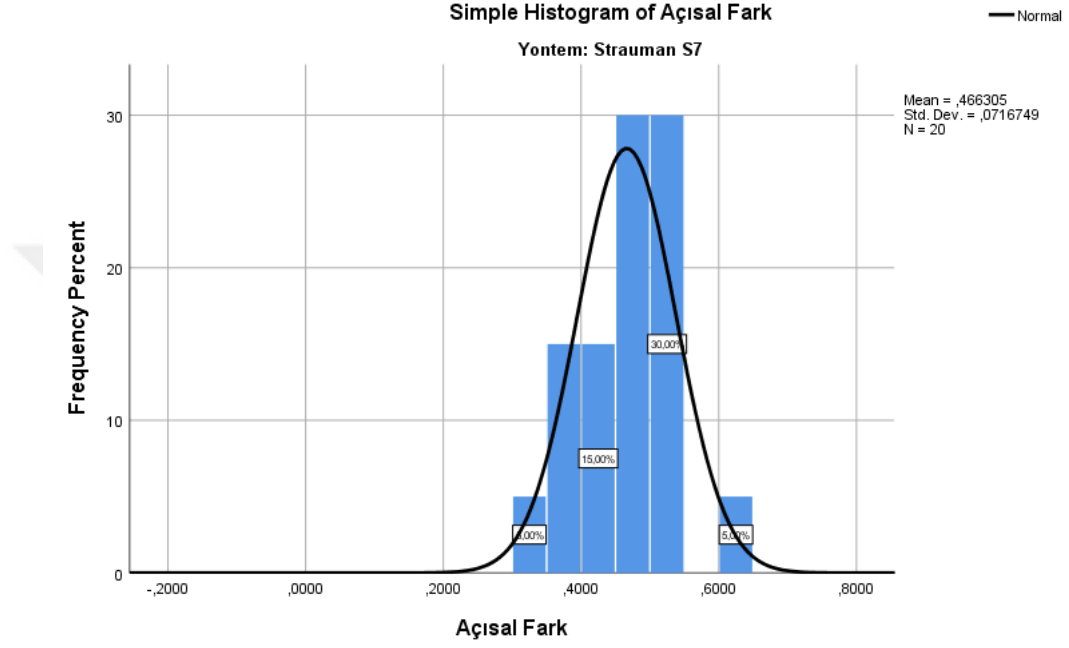
4.2.1.3: inEos X5 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 42 : X5 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

X5 grubunun histogramında da belirtildiği gibi Y ekseninde açısal farkının değeri $0,18^\circ$, standart sapma değeri $0,21^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). X ekseninde ise açısal sapma değeri $0,8^\circ$, standart sapma verisi $0,7^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). (Şekil 42)

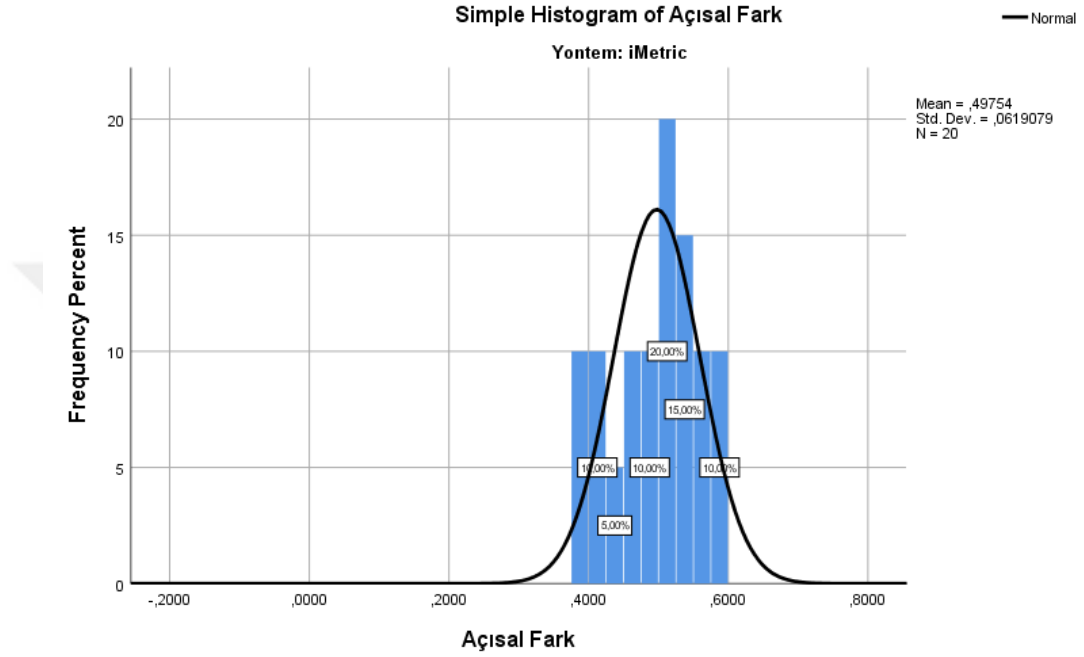
4.2.1.4: Straumann S7 ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 43 : S7 ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

S7 grubunun histogramında da belirtildiği gibi Y ekseninde açısal farkının değeri $0,17^\circ$, standart sapma değeri $0,17^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0,001$). X ekseninde ise açısal sapma değeri $0,5^\circ$, standart sapma verisi $0,5^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0,001$). (Şekil 43)

4.2.1.5: iCam 4D ile yapılmış tarama verilerinin histogramı



Şekil 44 : IM ile Yapılmış Tarama Verilerinin Histogramı

IM grubunun histogramında da belirtildiği gibi Y ekseninde açısal farkının değeri $0,39^\circ$, standart sapma değeri $0,06^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). X ekseninde ise açısal sapma değeri $0,05^\circ$, standart sapma verisi $0,05^\circ$ olarak gösterilmiştir ($P < 0.001$). (Şekil 44)

4.2.2 Farklı ölçü gruplarının tanımlayıcı istatistikleri

4.2.2.1 Farklı ölçü gruplarının mesafesel verilerinin karşılaştırılması

Tablo 7 : Gruplar arası açısal sapma ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	Ortalama Derece (°)	P değeri
PrimeScan	0,28 ±0,16 ^b	< 0,001
Trios 4	0,26 ±0,21 ^b	
inEos X5	0,18 ±0,21 ^a	
Straumann S7	0,17 ±0,17 ^a	
iCam 4D	0,39 ±0,06 ^c	

*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. ($P < 0.05$)

Kruskal-Wallis analizine göre gruplar arasında açısal farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P < .001$). X5 ve S7 grupları arasında herhangi bir fark bulunmazken ($P > .05$), bu gruplar ile alınan ölçüler en düşük açısal sapma değerlerini göstermiştir ($P \leq .03$). IM grubu ise en yüksek açısal sapma değerini vermiştir ($P \leq .001$). Tabloda, grupların açısal sapma ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin tanımlayıcı istatistiklerini özetlemektedir. (Tablo 7)

4.2.2.2 Farklı ölçü gruplarının açısapma verileri kullanılarak hassasiyetlerinin karşılaştırılması

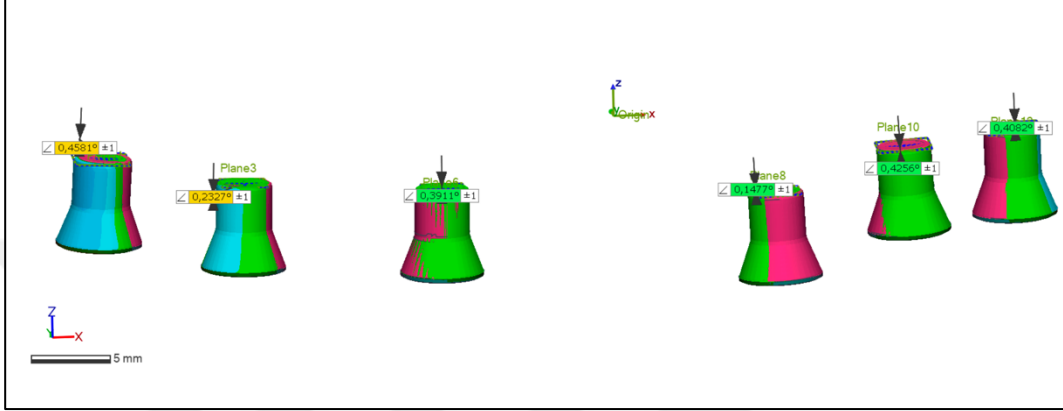
Tablo 8 : Grupların hassasiyet ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (Açısapma verileri)

Gruplar	Ortalama Derece (°)	P değeri
PrimeScan	0,13 ±0,11 ^a	< 0,0001
Trios 4	0,18 ±0,12 ^a	
inEos X5	0,8 ± 0,7 ^b	
Straumann S7	0,5 ±0,5 ^b	
iCam 4D	0,05 ± 0,05 ^c	

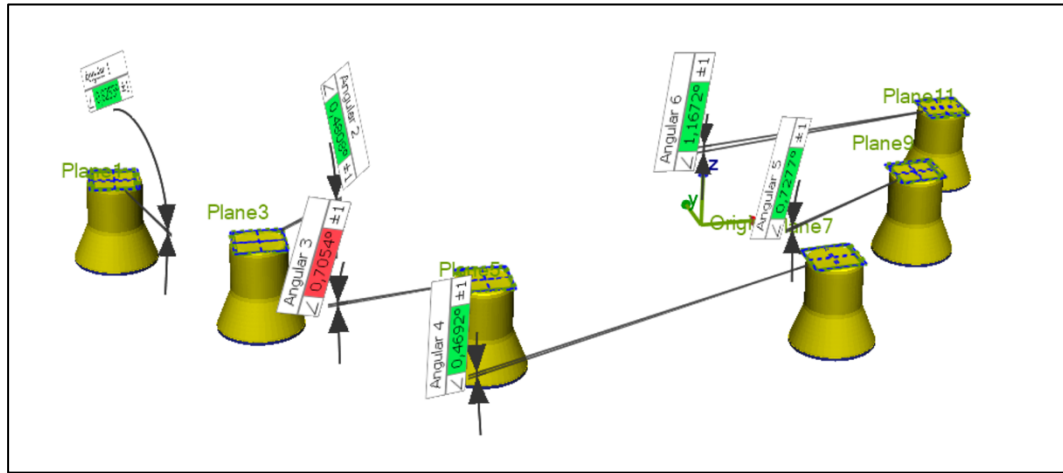
*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. (P<0.05)

Açısapma verileri değerlendirildiğinde ölçü yöntemlerinin hassasiyetleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (P<.001). PS ve T4 grupları arasında herhangi bir fark bulunmazken (P>.05), bu gruplar ile alınan ölçüler en düşük hassasiyeti göstermiştir (P≤.01). IM grubu ise tüm gruplar içerisindeki en yüksek hassasiyete sahiptir(P≤001). (Tablo 8)

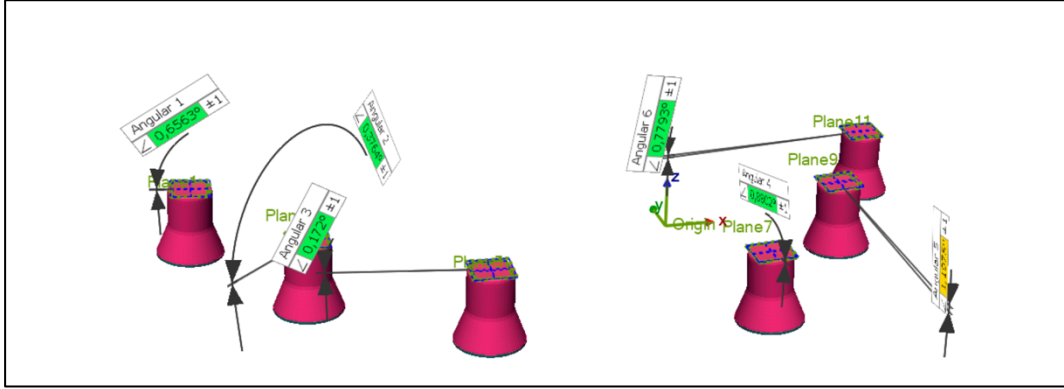
4.2.2.3 Ölçü yöntemlerinin açısız sapma ve açısız sapma verileri kullanarak hassasiyet verilerinin bağlantı parçalarının tersine mühendislik yazılımındaki doğruluk görselleri



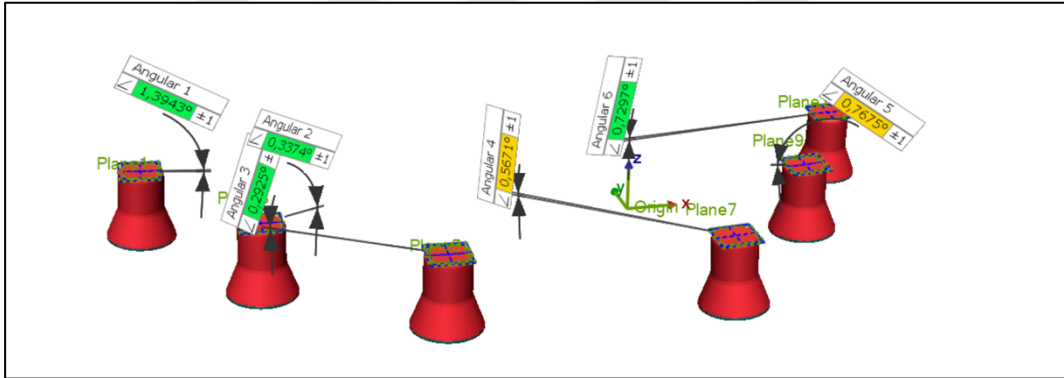
Şekil 45 : PrimeScan ile referans grubunun açısız sapmalarının karşılaştırılması



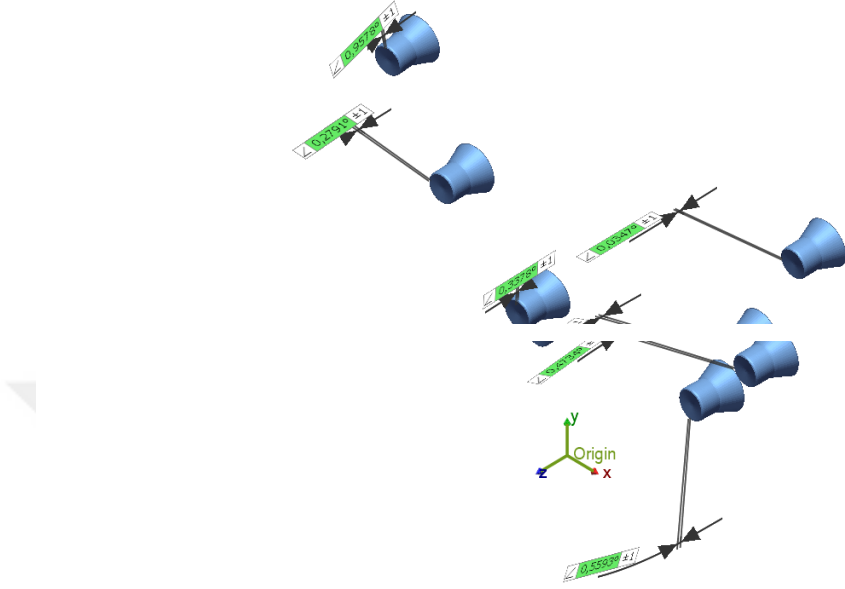
Şekil 46 : Trios 4 ile referans grubunun açısız sapmalarının karşılaştırılması



Şekil 47 : inEos X5 ile referans grubunun açılal sapmalarının karşılaştırılması



Şekil 48 : Straumann S7 ile referans grubunun açılal sapmalarının karşılaştırılması



Şekil 49 : iCam 4 D ile referans grubunun açılal sapmalarının karşılaştıırılması

Şekil 45-49 her grubun referans modele göre gösterdiği açılal sapmanın elde edilmesinde kullanılan yöntemi göstermektedir.

5.TARTIŞMA

Tam çene dişsizlik vakaları toplumda çok sık rastlanılan bir durumdur. Bu vakaların tedavisinde hastanın beklentileri, bireysel özellikleri ve sosyo-ekonomik durumları tedavinin seyrinde etkili olmaktadır (Kern, Kern et al. 2016). Tam çene dişsizlik vakalarındaki geleneksel tedavi yönteminde total protezler yer almaktadır. Ancak total protezlerin çiğneme etkinliğinin düşük olması, artikülasyon problemleri, psikolojik ve sosyal etkileri sebebiyle bu tedavilerin alternatifinde implant destekli protezler yer almaya başlamıştır (AlBaker 2013). Yapılan klinik çalışmalarda, geleneksel tedavi yöntemlerine kıyasla implant destekli protezler ile rehabilite edilen vakaların ağız sağlığında ve yaşam kalitelerinde artışlar görülmüştür (Scala, Cucchi et al. 2012).

Total dişsizlik vakalarının dental implantlar ile tedavisinde de farklı çözümler yer almaktadır. Çoklu implant vakalarında sabit protezler ve hibrit protezler en çok tercih edilen tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır (Misch 2008).

İmplant üstü restorasyonların başarısını gösteren en önemli faktörlerden biri çene kemiğine yapılmış olan implantların konumlarının ve açılanmalarının çalışma modeline doğru bir şekilde aktarılması işlemidir (Wee, Aquilino et al. 1999, Karl, Winter et al. 2004). İmplantların konumu ve açısı net bir şekilde aktarılmamış olan çalışma modelleri üzerine yapılacak protetik restorasyonlar ağız içerisine yerleştirildiklerinde pasif uyuma sahip olmayacaktır. İmplant ve implant çevresi dışında abutment ile protetik restorasyon arasındaki stres birikmesi, vida gevşemesi, vida kırıkları, porselen kırıkları ve implant kayıplarına sebebiyet verebilmektedir (Jemt and Book 1996, Al-Turki, Chai et al. 2002)

Dijital tarayıcı sistemlerin teknolojik gelişmesiyle, CAI/CAD/CAM aşamalarının da önü açılmıştır. Ölçünün netliği, yüksek bir şekilde elde edilmesi, ağız içi ortamın çalışma modeline birebir aynı transfer edilmesi, uyumlu bir restorasyon için çok önemlidir (Güth, Keul et al. 2013). Konvansiyonel ölçülerin alçı dökülmeden önce, kaşığın taranması ile dijital ortama aktarılması mümkün olsa da önerilmemektedir (DeLong, Heinzen et al. 2003). İndirekt tarayıcı sistemler her ne

kadar direkt tarayıcı sistemlerden doğruluğu ve hassasiyeti yüksek olsa da, ölçünün dökülmesi ve modelin üretim aşamalarında hata payları oluşmaktadır. Direkt tarayıcı sistemlerin kullanımı sayesinde geleneksel ölçü sistemlerinde yaşanan üretim hatalarının azaltılması mümkün olmaktadır (Christensen 2008).

Dijital ve yarı-dijital ölçü tekniklerinde kullanılan tarayıcıların ölçü netlikleri, diğer faktörlerden (tarama hızları, mat toz kullanım gereksinimi, tarama cihaz ucunun boyutu, yazılım ve güncelleme maliyetleri vb.) çok daha önemlidir (Ender and Mehl 2013, Mangano, Shibli et al. 2016). Ölçünün netlik kavramı, ölçünün doğruluğu ve ölçüden elde edilen verilerin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi ile elde edilen bir kavramdır (Ziegler 2009).

Literatürde bazı çalışmalarda açık ya da kapalı ölçü yöntemleri arasında fark bulunmadığı ifade edilse de bazı çalışmalarda dört ya da daha fazla sayıda implant vakalarında açık ölçü yönteminin daha doğru ve hassas olduğu belirtilmiştir (de Avila, Chagas Amaral et al. 2012, Eliasson and Örtorp 2012). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda altı implant içeren model olması sebebiyle açık ölçü tekniği tercih edilmiştir

Tam çene dişsiz hastaların implant ile tedavisinde, açık ölçü tekniği ile alınan konvansiyonel ölçülerin laboratuvar tipi masaüstü tarayıcı ile dijitize edilmesi (yarı dijital iş akışı) yaygın bir uygulamadır (Cheng, Chien et al. 2013, Papaspyridakos and Lal 2013). Ölçü maddesinin sertleşirken yaptığı büzülme, model oluşturulması aşamasında alçının genleşmesi, tarama aşamasında modelin hatalı konumlandırılması, dijital model oluşturulurken yapılacak kullanıcı hataları, yarı dijital iş akışı içerisinde boyutsal stabiliteyi etkileyebilecek faktörlerdir. İmplant firmaları, oluşturdukları dijital kütüphanelerindeki implant, implant ara bağlantı parçaları ve bunlarla uyumlu tarama parçaları ile bu faktörleri elimine etmektedir.

Direkt ve indirekt dijital ölçü teknikleri ile yapılan çalışmalarda, indirekt ölçü tekniklerinin kullanımının direkt tekniklerin kullanımına göre daha yüksek doğruluk ve hassasiyet gösterdiği bildirilmiştir (Flügge, Schlager et al. 2013). Çalışmada indirekt ölçü tekniğindeki tarama hassasiyeti 25µm değerlerinde bulunurken, direkt ölçü tekniklerinde 50µm değerlerinde sonuçlar vermiştir. Bu hassasiyet farkın hastanın

tarama esnasında sabit durmaması, kısıtlı ağız açıklığı, nem ve tükürük varlığı ve taramayı yapan kişinin tarama stratejisi dışında gerçekleştirdiği hamleler ile ilişkilendirilmiştir. İndirekt dijital iş akışı ile yapılan taramalarda tarama başarısını arttıran faktörler arasında modelin, tarama bölgesine olan yakınlığı ve ağız içerisinde taramayı etkileyen olumsuz faktörlerin olmaması belirtilmiştir (Flügge, Schlager et al. 2013). Çalışmamızda da benzer şekilde indirekt ve direkt ölçü teknikleri arasında tarama sonuçları istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir.

Dijital sistemler ile bazı taramalarda, tarama ışığının yansıması nedeniyle tarama tamamlanamamaktadır. Bu taramalardaki yansımaları engellemek amacıyla yansıma engelleyici mat tozlar kullanılmaktadır. Bu tozlar sprey veya pudralı şekilde kullanıcıya sunulmaktadır. Spreyli sistemler kalınlık yapmaması nedeniyle pudralı sistemlere göre doğruluk ve hassasiyeti daha yüksek bir ölçü alınmasını sağlamaktadır. Bu da marjinal ve pasif uyumun daha başarılı olduğunu göstermiştir (Lehmann, Azar et al. 2011). Günümüzdeki yapılan çalışmalarda pudrasız sistemlerin daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda indirekt dijital iş akışında kullanılan tarayıcıların çalışma prensibi sebebiyle sprey uygulanmasına ihtiyaç duyulmuştur. Ancak çalışmamızın sonuçlarına göre sprey kullanılarak alınan masaüstü tarayıcılar (inEos X5 ve Straumann S7) , ağız içi tarayıcılara göre (PrimeScan ve Trios 4) daha yüksek doğruluk ve hassasiyet göstermiştir.

Görüntüleme teknolojilerinin sistemleri her ne kadar birbirinden farklı olsa da genel olarak her tarama görüntüsünün bir önceki görüntüye eklenmesi ile panoramik görüntü mantığında çalışmaktadır. Tam çene dışsız vakaların dijital sistemler ile ölçüsü alınırken, implant üstü dijital ölçü postlarının birebir aynı form ve şekilde olması, tarayıcı sistemlerinin bir önceki görüntüden referans nokta bulmakta zorlanması ve bir sonraki görüntünün doğruluğu yüksek bir şekilde birleştirilmesi mümkün olamayacağı çalışmalarda belirtilmiştir (Andriessen, Rijkens et al. 2014). Dijital ölçü postlarının birbirine splintlenerek yapılan taramaların, görüntüleri birleştirirken referans noktaları daha kolay bulabileceği için ölçünün doğruluğu ve hassasiyetini arttırdığını belirten çalışmalar bulunmaktadır (Mizumoto and Yilmaz 2018)

Çalışmamızda kullanılan direkt tarayıcıların görüntüleme ve çalışma prensipleri arasında farklar bulunmaktadır. PrimeScan tarayıcısı triangülasyonun aktif olduğu çalışma prensibini kullanırken Trios 4 ise mikroskobik konfokal çalışma prensibini kullanmaktadır. Ancak her iki sistem de fotoğraf-video görüntüleme tekniğini kullanarak dijital modeli oluşturmaktadır (Dutton, Ludlow et al. 2020, Schimmel, Akino et al. 2021).Çalışmada kullanılan bir diğer direkt tarayıcı olan iMetric tarayıcısı ise hem fotogrametrik görüntüleme prensibini hem de fotoğraf-video görüntüleme tekniğini kombine ederek kullanmaktadır (Hussein 2021).

Literatürde, direkt ve indirekt ölçü teknikleri arasındaki doğruluk ve hassasiyet farklarına bakıldığında farklı sonuçlar olmasının cihazların donanımsal özelliklerinin yanı sıra iş akış süreçleri ve yazılımsal özelliklerinin de olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (Seelbach, Brueckel et al. 2013). Benzer bir sonuç içeren çalışmada ise araştırmacılar farklı dijital ölçü tekniklerini kullanmışlar ve sistemler arasındaki doğruluk ve hassasiyet farklarının cihazların yazılımlarından ve iş akışı farklarından kaynaklandığı belirtilmiştir (Ender, Zimmermann et al. 2016). Bizim çalışmamızda da farklı tarayıcılardan alınan görüntüler kendi yazılımlarının iş akış sürecine girmeden STL formatta çıktı alınarak tüm görüntüler tek bir yazılımdan sürece alınmıştır. Direkt ve indirekt dijital ölçü tekniklerinin kendi içerisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızda mesafelerin uzun olduğu 43-33 no.lu bölümlerde dijital görüntü alma aşamasında tarayıcının bir önceki görüntüyü kaybettiği ve tarama aşamasında kullanıcının bizzat zorlandığı fark edilmiştir. Bu bölümlerde indirekt tarayıcı sistemlerinde tarama sırasında zorlandığı fark edilse de direkt tarayıcı sistemlerden daha kolay görüntüyü yakalayabildiği belirtilmiştir. Bunun indirekt sistemlerde modeli tarama stratejisine bağlı şekilde hareket ettiren yazılımın, bir sonraki tarama görüntüsünü öngörebilmesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Tarayıcılar arasında farklı görüntüleme ve çalışma prensipleriyle çalışan tüm bu sistemlerle alınan görüntülerin netlikleri arasında, farkların oluşabileceği düşünülmektedir. Ancak çalışmamızda kullanılmış olan direkt tarayıcılardan PrimeScan ve Trios 4 arasında doğruluk ve hassasiyet açısından hem mesafesel hem

de açılmal analizlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Direkt tarayıcı grubunda yer alan iMetric tarayıcısı ise hassasiyet bakımından hem direkt tarayıcılar grubundaki tarayıcılardan (Primescan ve Trios 4'ten) hem de indirekt tarayıcı sistemlerde yer alan (İnEos X5 ve Straumann S7)masaüstü tarayıcısından daha yüksek hassasiyette olduğu görülmüştür .

İmplant üstü restorasyonlar için alınan ölçülerin doğruluk ve hassasiyetini değerlendiren çalışmalarda çeşitli ölçüm teknikleri kullanılmıştır. Bunlardan birinde ölçü tekniklerinin karşılaştırılmasında mesafesel sapmaları değerlendirmek için üç boyutta koordinatlarının ölçen bir cihaz kullanılmıştır (Buzayan, Baig et al. 2013, Alikhasi, Siadat et al. 2018). Bir diğer çalışmada hassasiyet farklarını hesaplayabilmek için profillerin projektörü tekniği kullanılmıştır (Vigolo, Fonzi et al. 2004, Reddy, Prasad et al. 2013). Bazı çalışmalarda ise modellerin fotoğrafları üç boyutlu çizim ve tasarım programı AutoCad programına aktarımı ile aradaki netlik farkını hesaplayan teknik kullanılmıştır (Assunção, Tabata et al. 2008, Filho, Mazaro et al. 2009, Rutkunas, Sveikata et al. 2012). Çalışmamızda ise üç boyutlu endüstriyel tip bir tarayıcı cihaz olan optik tarayıcı kullanılmıştır. Elde edilen veriler aynı tarayıcıya ait yazılıma aktarılarak örnek gruplarla aynı formatta çıktısı alınmıştır.

Günümüze kadar yapılmış olan in vitro çalışmalarda ölçünün doğruluk ve hassasiyeti incelenirken ana modeller oluşturulmuş ve örnek gruplarıyla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalardaki ana modelden oluşturulmuş hiçbir örnek grubu ana model ile tam anlamıyla uyumlu değildir (Wee, Aquilino et al. 1999, Conrad, Pesun et al. 2007, Assunção, Tabata et al. 2008, Del'Acqua, Arioli-Filho et al. 2008, Filho, Mazaro et al. 2009, Mpikos, Tortopidis et al. 2012). Ölçülerin ve örnek gruplarının doğruluklarını araştıran bu çalışmalarda geleneksel ve dijital sistemler ile alınan ölçülerin doğruluk ve hassasiyetinde farklı oranlarda hatalar mevcut olduğu ve implant konumlarının tamamıyla çalışma grubuna aktarılamadığı belirlenmiştir (Vigolo, Fonzi et al. 2004, Lee, So et al. 2008, Stimmelmayer, Güth et al. 2012). Bizim çalışmamızda tam dijital iş akışı gereği direkt tarayıcı sistemler ile alınan görüntüler direkt ana model üzerinde çalışılmış, indirekt tarayıcı sistemler için ise konvansiyonel olarak alçı modelde implantların konumu transfer edilmiştir. Literatürdeki benzer

çalışmalarda olduğu gibi hem konum hem de açısal olarak ana modeldeki implantın pozisyonu üç boyutlu ortamda tam anlamıyla transfer edilmesi mümkün olmamıştır. Bu durum farklı ölçü sistemlerinin kullanımında pasif uyumun bozulmasına neden olabileceği için ileride yapılacak çalışmalarda belli yüzey özelliklerinin veya platformların değiştirilmesinin üzerinde durularak netliğin artırılması sağlanabilir.

Günümüzde tercih edilen dijital ve yarı-dijital iş akışı yöntemleri ile alınan tam ark implant ölçülerinin doğruluk ve hassasiyetlerini karşılaştırmak amacıyla PrimeScan, Trios 4, InEos X5, Strauman S7 ve iMetric ile ölçüler alınmıştır. Ana model 'Atos Core 80' ile taranarak STL formata çevrilerek dijital ortama aktarılmıştır. Daha sonra tüm ölçülerin ana model ile doğruluk ve hassasiyetleri karşılaştırılmaları yapılmıştır.

Şu anda, fotogrametri sistemlerinin doğruluğu üzerine araştırmalar hala çok azdır ve sonuçlar tutarsızdır. Tohme ve ark. (Tohme, Lawand et al. 2021), fotogrametri sisteminin, ağız içi tarayıcı ve geleneksel ölçü tekniğinden daha iyi doğruluk sergilediğini bildirilmiştir. Revilla-León ve ark. ise ağız içi tarayıcı ve konvansiyonel ölçü tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, test edilen fotogrametri sisteminin en az doğruluğu gösterdiğini bunun, referans dosyası ve ölçüm yöntemlerini içeren farklı çalışma prensiplerinden kaynaklı olabileceği belirtilmiştir (Revilla-León, Att et al. 2021)(Revilla-León, Rubenstein et al. 2021)

Daha önceki çalışmalarda koordinat ölçüm makinesi ile referans dosyası elde edilmiş ve ardından doğrusal ve açısal sapmalar değerlendirilmiştir. Çalışmamızda, referans dosyası bir laboratuvar referans tarayıcısı ile elde edilmiş ve daha sonra doğruluk, hata ortalama karekökü ile değerlendirilmiştir.

Laboratuvar referans tarayıcısı ile karşılaştırıldığında, koordinat ölçüm makinesi daha iyi doğruluk ve tekrarlanabilirlik sergiler, ancak sonsuz düzlemde erişimde daha az hassastır, küresel probunun boyutuna ve şekline ek olarak, kompleks ve undercut'lı alanları tespit etmek imkansızdır. Bu da referans dosyasının doğruluğunu etkileyebilir. Çalışmada laboratuvar referans tarayıcısının seçilmesinin nedeni de budur.

'En uygun hizalama' yönteminde, kullanıcı faktöründen etkilenmeden STL dosyalarını hizalamak için tekrarlanan en yakın nokta (ICP/ iterative closest point) algoritması kullanılır (Flügge, Att et al. 2016, Di Fiore, Meneghello et al. 2019, Mizumoto, Yilmaz et al. 2020) Hizalama işlemi, her veri noktasının birbirleriyle arasındaki mesafeyi en az hata oluşacak şekilde indirgeyerek gerçekleşir (O'Toole, Osnes et al. 2019). Çalışmamızda aynı algoritma kullanılarak STL örnekleri üst üste karşılaştırıldı. 'Bu yöntemin, doğruluk değerlendirmesi sırasında olumsuz etkisi olan süperpozisyon hatalarının ortaya çıkması doğal olarak kaçınılmazdır. Bu yanlışlık, 3D sapmaları ölçmek için ortalama karekök hatası kullanılarak önlenmiş ve RMS değerleri, referans dosyası ile test dosyası arasındaki 'en iyi uyumun' pozitif ve negatif sapmalarını dengeledi. Bu tür bir yöntem birçok çalışmada kullanılmıştır (Amin, Weber et al. 2017, Vandeweghe, Vervack et al. 2017, Alshawaf, Weber et al. 2018, Huang, Liu et al. 2020).

Farklı çalışmalar, tam ark implant rehabilitasyonunda ağız içi tarayıcıların doğruluğunu araştırmıştır, ancak bir fikir birliği yoktur. Bazı raporlar, ağız içi tarayıcıların doğruluğunun geleneksel ölçü teknikleriyle karşılaştırılabilir olabileceğini gösterirken (Abdel-Azim, Zandinejad et al. 2014, Papaspyridakos, Gallucci et al. 2016, Amin, Weber et al. 2017, Menini, Setti et al. 2018, Ribeiro, Herrero-Climent et al. 2018, Revilla-León, Att et al. 2021), bazı çalışmalar geleneksel ölçü tekniğinin hala ağız içi tarayıcılardan daha doğru olduğunu ortaya koymuştur (Kim, Seo et al. 2019, Tan, Hui Xin Yee et al. 2019, Huang, Liu et al. 2020).

Çalışmamızda, dijital iş akışındaki tarayıcılar ile alınan ölçülerin RMS doğruluk ve kesinlik değerleri, yarı-dijital iş akışındaki tarayıcıların ile alınan ölçülerin RMS değerlerinden önemli ölçüde yüksekti ve sonuçlar, ağız içi taramanın geleneksel ölçü tekniğinden hala daha az doğru olduğunu göstermektedir. Bu sonucun olası açıklaması, ağız içi tarayıcılar tarafından elde edilen 3 boyutlu görüntülerin bir dizi görüntünün birbirine referans noktalar ile eklenerek oluşturulduğu, bu nedenle daha uzun bir tarama yolunun hata birikmesine neden olabileceği ve mukozal yüzeyde kararlı bir tanımlama işaretçisinin olmamasının da etkilenmesidir. Önceki literatür raporları, kısmi dental ark taramalarına kıyasla, daha geniş tarama alanlarına sahip ağız

içi taramaların daha büyük sapmaya sahip olduğunu kanıtlamıştır (Andriessen, Rijkens et al. 2014, Marghalani, Weber et al. 2018). Başka bir çalışmada (Flügge, Att et al. 2016) ise bir sonraki tarama kadranının doğruluğunun ilk tarama kadranından daha düşük olduğunu öne sürmüştür.

Ağız içi tarama prosedürlerini kolaylaştırmak için implantlar arasında stabil özellikler sunan farklı teknikler tanımlanmıştır. Bir in vivo çalışma, yardımcı bir geometrik parçanın kullanımının, implant destekli tam ark protezleri için ağız içi tarama doğruluğunu önemli ölçüde geliştirdiğini ve tarama sürecinin kendisini kolaylaştırdığını göstermiştir (Iturrate, Eguiraun et al. 2019). Başka bir in vivo çalışma da tarama gövdesinin genişlemeli yapısının tarama doğruluğunu önemli ölçüde artırabileceğini öne sürdü, ancak bu in vitro çalışma, geleneksel ölçü tekniğinin intraoral taramadan hala daha doğru olduğunu gösterdi (Huang, Liu et al. 2020). Sonuçta, bu tekniklerin doğruluğu gerçekten yükseltip yükseltmeyeceği, in vitro ve in vivo olarak daha fazla araştırılması gerekmektedir.

Fotogrametri sistemi, tam ark implant rehabilitasyonunda implant abutmentlerinin yerinin elde edilmesinde ağız içi tarayıcıların yaşadığı limitasyonun üstesinden gelmektedir. Ağız içi tarayıcılar, bir dizi görüntüyü birleştirerek üç boyutlu görüntüler oluşturur. Tarama yolunun uzaması, hata payının artmasına, doğruluk ve hassasiyetin de azalmasına neden olabilmektedir (Andriessen, Rijkens et al. 2014, Vandeweghe, Vervack et al. 2017, Marghalani, Weber et al. 2018). Bununla birlikte, ağız içi tarama tekniği ile karşılaştırıldığında, fotogrametri sistemi her bir resimdeki tüm ölçülen verileri alır ve referans noktaları yardımıyla tarama gövdelerinin birbirine göre konumunu tam olarak tek bir resimde hesaplar. Bu yöntem sayesinde potansiyel olarak tarama resimlerini üst üste bindirmeden tarama gövdelerinin konumlarını hesaplamayı mümkün kılar. Ek olarak, fotogrametri sistemi, ağız içi tarayıcı sistemlere göre daha geniş bir tarama aralığına ve daha hızlı tarama hızına sahip birden fazla kameraya sahiptir. Tarayıcı, tükürük, kan ve nemli ortamların doğruluk üzerindeki etkisini en aza indiren görüntüleri ağız dışından alır. Ancak fotogrametri sisteminin bazı sınırlamaları vardır; sadece hastanın ağız boşluğundaki implant abutmentlerinin

konum bilgilerini kaydeder. Bu nedenle, yumuşak doku bilgisi elde etmek için başka prosedürlere ihtiyaç vardır (Ma, Yue et al. 2021).

Fotogrametrik görüntüleme sistemiyle çalışan tarayıcılardan iCam 4D ile alınan ölçülerin en yüksek hassasiyet verilerine sahip olduğu gözlene de doğruluk verileri daha düşük bulunmasının sebebi, sistemin iki aşamalı olmasından kaynaklanmıştır. Birinci aşamada tek görüntü üzerinden implantların birbiriyle konumunun tespitinde başarılı sonuçlar elde etse de ikinci tamamlayıcı ölçüde ağız içi tarayıcılara ihtiyaç duyulması sebebiyle doğruluk verilerinin azaldığı görülmüştür.

Bu çalışma, tam ark implant rehabilitasyon vakalarında implantların abutment replikalarının üç boyutlu pozisyonunu karşılaştırdı; bu nedenle, tarama gövdelerinin konumu, dijital kitaplıkta implant abutment kopyalarına dönüştürüldü. Ancak, farklı bileşenler arasında doğal bir bağlantı hatası vardır ve tarama gövdelerinin konumu, implant abutment kopyalarının gerçek konumunu temsil etmeyebilir. Bununla birlikte, bağlantı hataları klinik olarak kaçınılmazdır. Dijital ölçü teknikleri, implant abutmentlerinin konumunu elde etmek için sadece 1 bağlantı prosedürü gerektirirken, geleneksel ölçü tekniği 2 bağlantı prosedürü gerektirir.

Çalışmamızın hala birkaç limitasyonu bulunmaktadır. Tükürük, dişeti oluğu sıvısı, nemli ortam, mukozal hareketlilik ve ağız açıklığı gibi faktörler göz ardı edildiğinden hastanın ağız içi ortamı tam olarak simüle edilmemiştir. Farklı fotogrametri sistemlerinin doğruluğunun yanı sıra implant sayısı, implantlar arası mesafe, açı ve derinliğin üzerindeki etkisi araştırılmalıdır. Fotogrametri sistemi, klinik uygulamalar için destek sağlasa da halen tarayıcının etkinliğini doğrulamak için daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

Dijital iş akışında implant abutmentlerinin konumunu bulmak için bir bağlantı prosedürü gerektirirken, yarı-dijital iş akışında iki bağlantı prosedürü gerektirir (Ma, Yue et al. 2021). Her farklı bağlantı prosedürü, parçalar arasında doğal bir bağlantı hatası oluşma riski vardır. Bağlantı prosedürleri sayısı arttıkça hata payının da artması beklenmelidir. Yarı dijital iş akışında alçı model elde edildikten sonra kullanılan tarama gövdelerinin konumu, implant analoglarının gerçek konumunu temsil etmeyebilir (Kim, Nicholls et al. 2006). Bu nedenle çalışmamızda hata payını

minimumuna indirmek için sadece bağlantı parçaları karşılaştırılarak analoglar dahil edilmemiştir.

Bu sonuçların tekrarlanması veya klinik pratiğine yönelik çeşitli şekilde geliştirilmesi için dijital ve yarı dijital implant üstü ölçü yöntemlerinin in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Çalışmada kullanılan endüstriyel tip referans tarayıcılarının hasta üzerinde kullanılamamasından kaynaklı, her iyi yöntemde üretilen dijital ölçülerin sanal ortamda karşılaştırılması mecburiyeti yaratmıştır. Bu çalışmaların protetik parçaları üretilerek ve Sheffield testiyle vidaların pasif uyumunun dijital, radyografik ve/veya mikroskopik olarak bağlantı parçalarıyla uyumunun kontrol edilmesi, buna ilaveten bu protezlerin klinikte hasta üzerinde uygulanmasının uzun dönem prognozunun karşılaştırılması vaka bazlı hangi yöntemde seçim yapabilmek adına oldukça faydalı olacaktır.

Vakalarda açılı implant ve multi-unit kullanımının gerekli olduğu veya implant sayısı ve ağız içi dağılımının çeşitli varyasyon gösterdiği durumlarda dijital yöntem içerisinde verilerin kaybını azaltmak amacıyla splintlenmesinin alınacak dijital ölçülerin doğruluk ve hassasiyet verilerini arttıracığı düşünülmektedir.

Gelecekte bu uygulamalara yönelik daha fazla çalışma yapılması, vaka bazlı en doğru ve en hassas ölçü tekniğinin kullanılarak implant üstü protetik tedavilerin prognoz sonuçlarında daha başarılı sonuçlar alınacağı öngörülmektedir.

Gelecek çalışmalarda, implantların farklı açı ve konumlarda yerleştirilmesi, protetik restorasyonların implant seviyesindeki uyumsuzluğunu minimuma indirerek doğruluk ve hassasiyeti arttıracaktır.

6.SONUÇ

Dijital ve yarı dijital iş akışı teknikleriyle alınan ölçülerin doğruluğu ve hassasiyeti, mesafe ve açısal parametreler içinde değerlendirilmiştir. Her iki iş akışının içerisindeki sistemlerin birbirine göre doğruluk ve hassasiyetlerinin ayrı ayrı karşılaştırıldığı bu in-vitro çalışmanın sınırları içinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

Yarı dijital iş akışı ile alınan ölçüler dijital iş akışı ile alınan ölçülere göre daha yüksek doğruluğa (mesafesel ve açısal) sahiptir. Ancak test edilen masaüstü tarayıcılar arasında ölçülerin doğruluğu bakımından herhangi bir fark bulunmamıştır.

Test edilen ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülerin doğruluğu (mesafesel ve açısal), fotogrametrik tarayıcı ile alınan ölçüler ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur.

Fotogrametrik tarayıcılar ile alınan ölçüler en yüksek hassasiyete sahiptir.

Yarı dijital iş akışı ile alınan ölçüler ise ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülere göre daha yüksek hassasiyete sahiptir.

Kullanılan masaüstü veya ağız içi tarayıcıların ise hassasiyet bakımından kendi aralarında herhangi bir fark bulunmamıştır.

7.KAYNAKÇA

"<https://www.3shape.com/en/press/2019/3shape-trios-4-intraoral-scanner-wins-cellerant-best-of-class-award>."

Abdel-Azim, T., et al. (2014). "The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant–Based Single Units and Complete-Arch Frameworks." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **29**(6).

Acar, A. and Ö. İnan (2001). "İmplant destekli protezlerde okluzyon." Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi **4**(1): 52-56.

Agnini, A., et al. (2015). Digital dental revolution: The learning curve, Quintessenza Edizioni.

Ahlholm, P., et al. (2018). "Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review." J Prosthodont **27**(1): 35-41.

Ajioka, H., et al. (2016). "Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression." PLoS One **11**(10): e0164048.

Akalin, Z. F., et al. (2013). "Effects of Implant Angulation, Impression Material, and Variation in Arch Curvature Width on Implant Transfer Model Accuracy." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **28**(1).

Akca, K. and M. C. Çehreli (2004). "Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants." The International journal of oral & maxillofacial implants **19**(4): 517-523.

Al-Turki, L. E. E., et al. (2002). "Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses." International Journal of Prosthodontics **15**(1).

AlBaker, A. M. (2013). "The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with conventional complete dentures." Gerodontology **30**(1): 61-66.

Albrektsson, T. (1988). "A multicenter report on osseointegrated oral implants." The Journal of prosthetic dentistry **60**(1): 75-84.

Albrektsson, T., et al. (1981). "Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man." Acta Orthopaedica Scandinavica **52**(2): 155-170.

Alikhasi, M., et al. (2018). "Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection Type." International journal of dentistry **2018**.

Alshawaf, B., et al. (2018). "Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study." Clinical oral implants research **29**(8): 835-842.

Amin, S., et al. (2017). "Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study." Clin Oral Implants Res **28**(11): 1360-1367.

Andriessen, F. S., et al. (2014). "Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study." The Journal of prosthetic dentistry **111**(3): 186-194.

Anh, J.-w., et al. (2016). "A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction." The korean journal of orthodontics **46**(1): 3-12.

Aragón, M. L., et al. (2016). "Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models f: a systematic review." European journal of orthodontics **38**(4): 429-434.

Assif, D., et al. (1996). "Accuracy of implant impression techniques." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **11**(2).

Assif, D., et al. (1999). "Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **14**(6).

Assunção, W. G., et al. (2008). "Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants." Implant dentistry **17**(3): 248-256.

Bakıç, H., et al. (2021). "DİŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR." Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi **31**(2): 289-304.

Balshi, T. J. (1989). "Preventing and resolving complications with osseointegrated implants." Dent Clin North Am **33**(4): 821-868.

Baskai, K. G. (2014). Evaluation of Digital Implant Impressions using an Intra-oral Computerized Scanner (iTero) versus Conventional Implant Impressions: A 3-Dimensional Analysis of Accuracy, University of Toronto (Canada).

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

Bergin, J. M., et al. (2013). "An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques." The Journal of prosthetic dentistry **110**(4): 243-251.

Bernardini, F. and H. Rushmeier (2002). The 3D model acquisition pipeline. Computer graphics forum, Wiley Online Library.

Beuer, F., et al. (2008). "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." British dental journal **204**(9): 505-511.

Bilmenoğlu, Ç. (2018). "İmplantüstü sabit protezlerin yapımında dijital ölçü sistemlerinin karşılaştırılması."

Burawi, G., et al. (1997). "A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system." The Journal of prosthetic dentistry **77**(1): 68-75.

Burns, J., et al. (2003). "Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays." The Journal of prosthetic dentistry **89**(3): 250-255.

Buser, D., et al. (1998). "Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **13**(5).

Buzayan, M., et al. (2013). "Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **28**(6).

CADEM-A.Ş. (2014). <https://www.cadem.com.tr/tr/media/urunler/atos-3d-olcum-cihazı>.

Carr, A. B. (1991). "A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **6**(4).

Chadwick, R. (1992). "Close range photogrammetry—a clinical dental research tool." Journal of dentistry **20**(4): 235-239.

Chan, D., et al. (2011). "The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation." Operative dentistry **36**(5): 486-491.

Chandran, D. T., et al. (2010). "Two-and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination." Bio-medical materials and engineering **20**(5): 243-249.

Chee, W. and S. Jivraj (2006). "Impression techniques for implant dentistry." British dental journal **201**(7): 429-432.

Cheng, C.-W., et al. (2013). "Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report." Journal of Prosthetic Dentistry **109**(6): 347-352.

Chia, V. A., et al. (2017). "In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **32**(2).

Choi, J.-H., et al. (2007). "Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **22**(5).

Christensen, G. J. (2008). "Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions." J Am Dent Assoc **139**(6): 761-763.

Ciocca, L., et al. (2018). "In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants." International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery **13**(7): 1097-1108.

Cochran, D. L. (1999). "A comparison of endosseous dental implant surfaces." Journal of periodontology **70**(12): 1523-1539.

Conrad, H. J., et al. (2007). "Accuracy of two impression techniques with angulated implants." The Journal of prosthetic dentistry **97**(6): 349-356.

Cook, W. and F. Thomasz (1986). "Rubber gloves and addition silicone materials. Current note no. 64." Australian dental journal **31**(2): 140.

Cooper, L. F. (2009). "The current and future treatment of edentulism." Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry **18**(2): 116-122.

Daoudi, M., et al. (2001). "A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants." International Journal of Prosthodontics **14**(2).

de Avila, É. D., et al. (2012). "Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **27**(3).

Del Corso, M., et al. (2009). "Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility." Clinical implant dentistry and related research **11**(3): 214-221.

Del'Acqua, M. A., et al. (2008). "Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **23**(2).

DeLong, R., et al. (2003). "Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches." Journal of dental research **82**(6): 438-442.

Di Fiore, A., et al. (2019). "Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners." Journal of prosthodontic research **63**(4): 396-403.

Dutton, E., et al. (2020). "The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **32**(2): 204-218.

Eliasson, A. and A. Örtorp (2012). "The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments." Clinical implant dentistry and related research **14**: e30-e38.

Eliasson, A., et al. (2010). "The precision of fit of milled titanium implant frameworks (i-bridge®) in the edentulous jaw." Clinical implant dentistry and related research **12**(2): 81-90.

Ender, A. and A. Mehl (2013). "Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision." The Journal of prosthetic dentistry **109**(2): 121-128.

Ender, A. and A. Mehl (2014). "Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision." JoVE (Journal of Visualized Experiments)(86): e51374.

Ender, A. and A. Mehl (2015). "In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions." Quintessence International **46**(1).

Ender, A., et al. (2016). "In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions." Clinical oral investigations **20**(7): 1495-1504.

Ender, A. and A. Mehl (2013). "Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems Einfluss von Scanstrategien auf die Genauigkeit von digitalen intraoralen Scansystemen." International journal of computerized dentistry **16**: 11-21.

Enkling, N., et al. (2012). "Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials." Clinical implant dentistry and related research **14**(1): 144-151.

Feine, J., et al. (2002). "The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients." Gerodontology **19**(1): 3.

Fernandez, M. A., et al. (2013). "A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations." Journal of Prosthodontics **22**(5): 367-376.

Ferro, K. J., et al. (2017). "The glossary of prosthodontic terms."

Filho, H. G., et al. (2009). "Accuracy of impression techniques for Impants. Part 2—comparison of splinting techniques." Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry **18**(2): 172-176.

Flügge, T., et al. (2017). "A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach." Journal of Prosthodontics **26**(1): 34-41.

Flügge, T. V., et al. (2016). "Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners." The International journal of prosthodontics **29**(3): 277-283.

Flügge, T. V., et al. (2013). "Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner." American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics **144**(3): 471-478.

Francetti, L., et al. (2015). "Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up." Journal of periodontal & implant science **45**(6): 210-215.

Frisardi, G., et al. (2011). "Integration of 3D anatomical data obtained by CT imaging and 3D optical scanning for computer aided implant surgery." BMC medical imaging **11**(1): 1-7.

Fu, X., et al. (2017). "The application of multi-baseline digital close-range photogrammetry in three-dimensional imaging and measurement of dental casts." PLoS One **12**(6): e0178858.

Gaviria, L., et al. (2014). "Current trends in dental implants." Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons **40**(2): 50-60.

Giménez, B., et al. (2014). "Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **29**(4).

Giménez, B., et al. (2015). "Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth." Clinical implant dentistry and related research **17**: e54-e64.

Giménez, B., et al. (2015). "Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **30**(1).

Gimenez-Gonzalez, B., et al. (2017). "An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla." Journal of Prosthodontics **26**(8): 650-655.

Graves, S. L. (1994). "The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla." International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry **14**(6).

Greenberg, A. M. (2015). Dental Implants: An Evolving Discipline, An Issue of Oral and Maxillofacial Clinics of North America, E-Book, Elsevier Health Sciences.

Güth, J.-F., et al. (2013). "Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing." Clinical oral investigations **17**(4): 1201-1208.

Hakkı, S. and A. Ertuğrul (2009). "Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi." SÜ Diş Hek Fak Derg **18**: 336-341.

Herbst, D., et al. (2000). "Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures." The Journal of prosthetic dentistry **83**(5): 555-561.

Hobo, S. (1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Publishing (IL).

Huang, R., et al. (2020). "Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation." Clinical oral implants research **31**(7): 625-633.

Humphries, R. M., et al. (1990). "The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **5**(4).

Hussein, M. O. (2021). "Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review." The Journal of prosthetic dentistry.

Imburgia, M., et al. (2017). "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study." BMC oral health **17**(1): 92.

Iturrate, M., et al. (2019). "Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device." The Journal of prosthetic dentistry **121**(3): 447-454.

Jemt, T., et al. (1999). "Photogrammetry--an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study." International Journal of Prosthodontics **12**(4).

Jemt, T. and K. Book (1996). "Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **11**(5).

Joda, T. and U. Brägger (2015). "Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis." Clinical oral implants research **26**(12): 1430-1435.

Karl, M., et al. (2004). "In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **19**(1).

Kern, J. S., et al. (2016). "A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss." Clinical oral implants research **27**(2): 174-195.

Kihara, H., et al. (2020). "Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review." Journal of prosthodontic research **64**(2): 109-113.

Kim, K. R., et al. (2019). "Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression." The Journal of prosthetic dentistry **122**(6): 543-549.

Kim, S., et al. (2006). "Displacement of implant components from impressions to definitive casts." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **21**(5).

Knyaz, V. and S. Y. Zheltov (2008). Photogrammetric techniques for dentistry analysis, planning and visualisation. Proceedings ISPRS Congress Beijing, Citeseer.

Kostiukova, V., et al. (2014). "Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry." Stomatologia **93**(1): 53-59.

Krekmanov, L., et al. (2000). "Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **15**(3).

Kurbad, A. (2001). "Cerec goes inLab--the metamorphosis of the system." International journal of computerized dentistry **4**(2): 125-143.

Le Guéhennec, L., et al. (2007). "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration." Dental materials **23**(7): 844-854.

Lee, E. A. (1999). "Predictable elastomeric impressions in advanced fixed prosthodontics: A comprehensive review." PRACTICAL PERIODONTICS AND AESTHETIC DENTISTRY **11**: 497-504.

Lee, H., et al. (2008). "The accuracy of implant impressions: a systematic review." The Journal of prosthetic dentistry **100**(4): 285-291.

Lee, J.-H. (2017). "Improved digital impressions of edentulous areas." Journal of Prosthetic Dentistry **117**(3): 448-449.

Lee, S. J., et al. (2013). "An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions." The Journal of prosthetic dentistry **110**(5): 420-423.

Lehmann, K. M., et al. (2011). "The Effect of Optical Conditioning of Preparations with Scan Spray on Preparation Form." Acta Stomatologica Croatica **45**(2).

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

Lin, W.-S., et al. (2015). "Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **30**(1).

Lin, W.-S., et al. (2013). "The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone." The Journal of prosthetic dentistry **109**(3): 187-191.

Liou, A. D., et al. (1993). "Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials." International Journal of Prosthodontics **6**(4).

Logozzo, S., et al. (2014). "Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry." Optics and Lasers in Engineering **54**: 203-221.

Lorenzoni, M., et al. (2000). "Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system." Journal of oral rehabilitation **27**(7): 629-638.

Ma, B., et al. (2021). "Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study." BMC oral health **21**(1): 1-9.

Mangano, F., et al. (2017). "Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature." BMC oral health **17**(1): 1-11.

Mangano, F., et al. (2016). *Digital dentistry: new materials and techniques*, Hindawi. **2016**.

Marghalani, A., et al. (2018). "Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy." The Journal of prosthetic dentistry **119**(4): 574-579.

Martin Schimmel, P. and M. Dent (2014). "Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols."

Menini, M., et al. (2018). "Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure." Clinical oral investigations **22**(3): 1253-1262.

Misch, C. E. (2005). "Dental implant prosthetics. St. Louis." Mosby Inc **211**: 223.

Misch, C. E. (2008). "Treatment plans related to key implant positions and implant number." Contemporary Implant dentistry, ed **3**: 147-159.

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

Mizumoto, R. M., et al. (2020). "Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses." The Journal of prosthetic dentistry **123**(1): 96-104.

Moörmann, W. H. (2006). "The evolution of the CEREC system." The Journal of the American Dental Association **137**: 7S-13S.

Moura, R. V., et al. (2019). "Evaluation of the accuracy of conventional and digital impression techniques for implant restorations." Journal of Prosthodontics **28**(2): e530-e535.

Mpikos, P., et al. (2012). "The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external-and internal-connection implants." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **27**(6).

Mühlemann, S., et al. (2018). "Precision of digital implant models compared to conventional implant models for posterior single implant crowns: A within-subject comparison." Clinical oral implants research **29**(9): 931-936.

Naconecy, M. M., et al. (2004). "Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **19**(2).

Nallaswamy, D. (2017). Textbook of prosthodontics, JP Medical Ltd.

Nayyar, N., et al. (2013). "Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations." The Journal of prosthetic dentistry **109**(4): 210-215.

O'Toole, S., et al. (2019). "Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment." Dental materials **35**(3): 495-500.

Öngül, D., et al. (2012). "A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants." Australian dental journal **57**(2): 184-189.

Örtorp, A., et al. (2005). "Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study." Clinical implant dentistry and related research **7**(1): 43-50.

Öztürk, B. (2015). Farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerin ve hareket serbestliğinin; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Papaspyridakos, P., et al. (2014). "Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **29**(4).

Papaspyridakos, P., et al. (2012). "Success criteria in implant dentistry: a systematic review." Journal of dental research **91**(3): 242-248.

Papaspyridakos, P., et al. (2016). "Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes." Clinical oral implants research **27**(4): 465-472.

Papaspyridakos, P. and K. Lal (2013). "Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function." Clinical oral implants research **24**(6): 659-665.

Papaspyridakos, P., et al. (2017). "Digital workflow for fixed implant rehabilitation of an extremely atrophic edentulous mandible in three appointments." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **29**(3): 178-188.

Patzelt, S., et al. (2014). "Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners." Clinical oral investigations **18**(6): 1687-1694.

Persson, A. S., et al. (2009). "Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness." Dental materials **25**(7): 929-936.

Pinto, J. M., et al. (2015). "Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models." Medical engineering & physics **37**(3): 328-334.

Prudente, M. S., et al. (2018). "Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit." The Journal of prosthetic dentistry **119**(3): 377-383.

Quaas, S., et al. (2007). "Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations." Journal of dentistry **35**(12): 903-908.

Ramsey, C. D. and R. G. Ritter (2012). "Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **24**(5): 299-308.

Rashidan, N., et al. (2012). "Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes." Clinical implant dentistry and related research **14**(2): 218-225.

Reddy, S., et al. (2013). "Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants." Nigerian journal of clinical practice **16**(3): 279-284.

Remillard, J. (2013). Cell feature extraction and labeling thereof, Google Patents.

Revilla-León, M., et al. (2021). "Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine." The Journal of prosthetic dentistry **125**(3): 470-478.

Revilla-León, M., et al. (2021). "Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine." The Journal of prosthetic dentistry.

Ribeiro, P., et al. (2018). "Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—an in vitro study." International journal of environmental research and public health **15**(8): 1599.

Rusinkiewicz, S., et al. (2002). "Real-time 3D model acquisition." ACM Transactions on Graphics (TOG) **21**(3): 438-446.

Rutkunas, V., et al. (2012). "Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study." International Journal of Prosthodontics **25**(5).

Sa, Y., et al. (2021). "Using existing interim complete dentures as an aid for an interocclusal record to align edentulous intraoral scans for implant-retained overdentures." The Journal of prosthetic dentistry **125**(6): 854-857.

Samet, N., et al. (2005). "A clinical evaluation of fixed partial denture impressions." The Journal of prosthetic dentistry **94**(2): 112-117.

Saruwatari, L., et al. (2005). "Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delamination-resistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro-and ultrastructure." Journal of Bone and Mineral Research **20**(11): 2002-2016.

Scala, R., et al. (2012). "Clinical evaluation of satisfaction in patients rehabilitated with an immediately loaded implant-supported prosthesis: a controlled prospective study." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **27**(4).

Schepke, U., et al. (2015). "Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference." The Journal of prosthetic dentistry **114**(3): 403-406. e401.

Schimmel, M., et al. (2021). "Accuracy of intraoral scanning in completely and partially edentulous maxillary and mandibular jaws: an in vitro analysis." Clinical oral investigations **25**(4): 1839-1847.

Schroeder, A., et al. (1981). "The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces." Journal of maxillofacial surgery **9**: 15-25.

Seelbach, P., et al. (2013). "Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow." Clinical oral investigations **17**(7): 1759-1764.

Shigeta, Y., et al. (2013). "Application of photogrammetry for analysis of occlusal contacts." Journal of prosthodontic research **57**(2): 122-128.

Sim, J.-Y., et al. (2019). "Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows." Journal of prosthodontic research **63**(1): 25-30.

Sirona (2010). "Sirona Dental Systems GmbH TiBase Operating Instructions."

Skalak, R. (1983). "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." Journal of Prosthetic Dentistry **49**(6): 843-848.

Smeets, R., et al. (2016). "Impact of dental implant surface modifications on osseointegration." BioMed Research International **2016**.

Spector, M. R., et al. (1990). "An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants." The Journal of prosthetic dentistry **63**(4): 444-447.

Stellingsma, C., et al. (2004). "Implantology and the severely resorbed edentulous mandible." Critical reviews in oral biology & medicine **15**(4): 240-248.

Stimmelmayer, M., et al. (2012). "Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study." Clinical oral investigations **16**(3): 851-856.

Strub, J. R., et al. (2006). "Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities." The Journal of the American Dental Association **137**(9): 1289-1296.

Tan, M. Y., et al. (2019). "Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **34**(2).

Techniques, G. O. M. (2013). Pontos Software, Retrieved.

Tohme, H., et al. (2021). "Comparison between stereophotogrammetric, digital, and conventional impression techniques in implant-supported fixed complete arch prostheses: An in vitro study." The Journal of prosthetic dentistry.

Touchstone, A., et al. (2010). "Digital transition: the collaboration between dentists and laboratory technicians on CAD/CAM restorations." The Journal of the American Dental Association **141**: 15S-19S.

Trindade, R., et al. (2015). "Current concepts for the biological basis of dental implants: foreign body equilibrium and osseointegration dynamics." Oral and Maxillofacial Surgery Clinics **27**(2): 175-183.

Vandeweghe, S., et al. (2017). "Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study." Clinical oral implants research **28**(6): 648-653.

Vigolo, P., et al. (2004). "An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses." The Journal of prosthetic dentistry **92**(5): 470-476.

Wang, J., et al. (2013). Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. Computer Graphics Forum, Wiley Online Library.

Wee, A. G., et al. (1999). "Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature." International Journal of Prosthodontics **12**(2).

Wenz, H., et al. (2008). "Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection." International Journal of Oral and Maxillofacial Implants **23**(1): 39.

Yamany, S. M. and A. A. Farag (2002). "Surface signatures: an orientation independent free-form surface representation scheme for the purpose of objects registration and matching." IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence **24**(8): 1105-1120.

Ye, X., et al. (2008). "Reverse innovative design—an integrated product design methodology." Computer-aided design **40**(7): 812-827.

Zaimoğlu, A., et al. (1993). "Diş hekimliğinde maddeler bilgisi." AÜ Basımevi, Ankara **515**.

Zaruba, M. and A. Mehl (2017). "Chairside systems: A current review Chairside-Systeme: Eine aktuelle Übersicht." Int. J. Comput. Dent **20**: 123-149.

Ziegler, M. (2009). "Digital Impression Taking with Reproducibly High Precision Digitale Abformung in reproduzierbar hoher Genauigkeit." International journal of computerized dentistry **12**: 000-000.

Zimmermann, M., et al. (2015). "Intraoral scanning systems-a current overview." International journal of computerized dentistry **18**(2): 101-129.

9.İNTİHAL RAPORU

DİJİTAL VE YARI-DİJİTAL İŞ AKIŞLARININ TAM ARK İMPLANT ÜSTÜ ÖLÇÜLERİ ÜZERİNDEKİ DOĞRULUK VE HASSASİYETİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Yazar Münir Demirel

Gönderim Tarihi: 11-May-2022 11:48AM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 1833696673

Dosya adı: 22222222222222222222.docx (17.63M)

Kelime sayısı: 16373

Karakter sayısı: 113860

DİJİTAL VE YARI-DİJİTAL İŞ AKIŞLARININ TAM ARK İMPLANT ÜSTÜ ÖLÇÜLERİ ÜZERİNDEKİ DOĞRULUK VE HASSASİYETİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 20	% 19	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 13
2	756d243f-9742-4892-987f-8834db07019e.filesusr.com İnternet Kaynağı	% 2
3	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
4	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	ŞAHİN, Erdal, AKTAŞ, Güliz, ÖZCAN, Nihal, AYDIN, Didem Hasanoğlu and AKÇA, Kıvanç. "Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inlab sistemi", Hacettepe Üniversitesi, 2009. Yayın	% 1
6	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to University of Edinburgh	

Öğrenci Ödevi

<% 1

8

Submitted to Istanbul University
Öğrenci Ödevi

<% 1

9

readgur.com
İnternet Kaynağı

<% 1

10

vs1.doczz.it
İnternet Kaynağı

<% 1

11

docplayer.biz.tr
İnternet Kaynağı

<% 1

12

tez.yok.gov.tr
İnternet Kaynağı

<% 1

13

9lib.net
İnternet Kaynağı

<% 1

14

"Poster Özetleri / Poster Abstracts", Turkish
Journal of Biochemistry, 2015
Yayın

<% 1

Alıntıları çıkart Kapat

Bibliyografyayı Çıkart Kapat

Eşleşmeleri çıkar Kapat