

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

**TAM ARK İMPLANT ÖLÇÜLERİNDE DİJİTAL VE
KONVANSİYONEL YÖNTEMLERİN 3 BOYUTLU
NETLİK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Berkman ALBAYRAK

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

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

**ERZURUM
2019**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

“Tam Ark İmplant Ölçülerinde Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerin 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırılması”

Dt. Berkman ALBAYRAK

Tez Savunma Tarihi : 20.06.2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yurdanur ŞANLI UÇAR

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi Olarak Kabul Edilmiştir.



Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekan

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2019

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	4
2.2. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavileri	6
2.2.1. Diş Kayıplarının Anatomik Sonuçları	6
2.2.1.1. Tam Dişsizliğin Sert Doku Etkileri	6
2.2.1.2. Tam Dişsizliğin Yumuşak Doku Etkileri.....	7
2.2.2. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavi Gereksinimleri	7
2.3. Osseointegrasyon	8
2.4. İmplant Tedavilerinde Başarı.....	10
2.4.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Faz.....	11
2.4.2. İmplant Tedavisinde Protetik Faz	12
2.4.3. Biyomekanik Prensipler.....	12
2.5. İmplant Üstü Protez Çeşitleri.....	14
2.5.1. Siman Tutuculu Protezler	15
2.5.1.1. Siman Tutuculu Protezlerin Avantajları	15
2.5.1.2. Siman Tutuculu Protezlerin Dezavantajları	15
2.5.2. Vida Tutuculu Protezler.....	16

2.5.2.1. Vida Tutuculu Protezlerin Avantajları.....	16
2.5.2.2. Vida Tutuculu Protezlerin Dezavantajları	17
2.6. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar	17
2.7. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü	22
2.7.1. Konvansiyonel Ölçüler	22
2.7.1.1. Konvansiyonel İmplant Ölçü Teknikleri	23
2.7.1.1.1. Kapalı Kaşık (İndirekt Transfer) Ölçü Tekniği	23
2.7.1.1.2. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniği	24
2.7.1.1.3. Açık Kaşık (Pick-up) Ölçü Tekniği	25
2.7.1.2. Konvansiyonel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri	27
2.7.1.3. Konvansiyonel Ölçü Sonrası Model Eldesinde Kullanılan Alçılar	28
2.7.1.4. Konvansiyonel Ölçülerin Dijital Ortama Aktarılması	29
2.7.1.5. Konvansiyonel İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler	29
2.7.2. Dijital Ölçüler	35
2.7.2.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler	38
2.7.3. Konvansiyonel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları	49
2.8. Dijital Laboratuvar Tarayıcıları	50
2.9. Ağız İçi Tarayıcılar	51
2.9.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri.....	53
2.9.1.1. Aktif Triangulasyon	53
2.9.1.2. Konfokal Mikroskopi.....	53
2.9.1.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)	54
2.9.1.4. Aktif Wavefront Örnekleme	54
2.10. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri	56
2.10.1. Ölçü Netliği.....	56

2.10.2. Referans Tarayıcılar.....	56
2.11. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk Sonuçları.....	59
2.12. Amaç ve Hipotez	61
3. MATERYAL VE METOT.....	62
3.1. İmplantlı Tam Çene Modelinin Elde Edilmesi	62
3.2. 3D Referans Modelin Elde Edilmesi	65
3.3. Ağız İçi Tarayıcılar ile Dijital Ölçülerin Alınması	67
3.4. Konvansiyonel Ölçülerin Alınması	71
3.5. İmplantlar Arası Karşılaştırmalı Mesafe ve Açık Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi .	77
3.6. İstatistiksel Olarak Bulguların Değerlendirilmesi	82
4. BULGULAR.....	84
4.1. Tam Ark Vakada Ölçü Grupları Arasında Mesafe ve Açık Parametrelerde Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar.....	84
4.2. Ağız İçi Tarayıcıların Tekrarlanabilirlik Düzeyleri.....	91
4.3. Mesafe ve Açık Parametrelerde Komşu İmplantlar Arası Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar	94
5. TARTIŞMA.....	103
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	119
KAYNAKLAR	121
EKLER	148
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	148
EK-2 ETİK KURUL ONAY FORMU	149

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin başlangıcından itibaren her anımda bana yardımcı olup desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, bu tez çalışmasını Amerika’da gerçekleştirmemi sağlayan ve 3.5 sene boyunca üzerimdeki emeğini, yol göstericiliğini ve sırdaşlığını asla unutamayacağım değerli tez danışmanım Prof. Dr. Funda BAYINDIR’a,

Tez çalışmamı gerçekleştirmem için beni Chicago Illinois Üniversitesi’ne kabul ederek, bilgi ve deneyimleriyle çalışmama büyük katkıda bulunan, akademik yolda ufkumu genişleten değerli hocalarım Assoc. Prof. Cortino SUKOTJO ve Dr. Alvin G WEE’ye,

Ailemden ayrı kaldığım 3.5 senelik uzmanlık eğitimim süresince bana yalnız olmadığımı hissettiren; desteğini, tecrübesini ve muhabbetini her daim benle paylaşan sevgili hocam Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU’na,

Klinik ve akademik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Dr. Öğretim Üyesi Hatice ÖZDEMİR, Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan Sağsöz POLAT ve Dr. Öğr. Üyesi Alper ÖZDOĞAN’a,

Sabırla, titizliğiyle ve engin bilgisiyle her vaka ve çalışmamda kapısını çaldığım, bir gün olsun beni geri çevirmeyip hep yol gösteren ve uzmanlığıma anlam katan Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU’ya,

Uzmanlığımın ilk gününden itibaren klinik ve özel hayatımda arkadaşlığıyla, abiliğiyle, cana yakınlığıyla bu süreç boyunca Erzurum’u benim için “evim” yapan, en değerli teşekkürlerden birini hak eden sevgili Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA’ya,

Bu yola birlikte çıkıp, ter akıtıp, yeri geldiğinde bocalayıp toparladığımız; her daim omuz omuza vererek birlikte yol kat ettiğimiz kıymetli asistan arkadaşlarıma,

Bize güzel kalplerini açıp hep yanımızda olan, birlikte emek verdiğimiz tüm hemşire, teknisyen ve personel ekibimize,

Tez çalışmamın istatistiksel analizlerinde bize yardımcı olan Prof. Dr. Ömer AKBULUT ile ölçüm ve karşılaştırmaların gerçekleştirilmesinde büyük katkısı olan Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ'a,

Bu tez çalışmasında her türlü ürün tedarikini sağlayıp, değerli vakitlerini ve desteklerini benden esirgemeyen başta Osman ÖZCAN olmak üzere Murat ÖZCAN, Guido HOUG ve tüm Dyna Dental ailesi ile Zhermack firmasına,

Uzmanlığım için Erzurum'a beni uğurlarken gözyaşı döken, her anımda bana yanımda olduklarını hissettirip düştüğümde ayağa kaldıran, hayata dair en büyük şanslarım olan canım kardeşlerime, anneme, babama ve tüm aileme,

Ve beni hem Erzurum'a hem Chicago'ya gitmem konusunda cesaretlendiren, bu 3.5 sene boyunca derdimle dertlenip sevincimi doyasıya kutlayan, bu süreci beraber tamamladık diyebileceğim en büyük destekçim ve hayat arkadaşım Aydan BOZKURT'a,

Sonsuz teşekkür ediyorum.

Bu tez çalışmasında kullanılan Carestream 3500 ağız içi tarayıcı, 2015/434 no.lu Atatürk Üniversitesi BAP Projesi desteğiyle alınmıştır. Çalışmada kullanılan tüm implant ve protetik parçalar Dyna Dental firması (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda), konvansiyonel ölçü materyalleri ise Zhermack firması (Zhermack SpA, İtalya) tarafından tedarik edilmiştir.

Dt. Berkman ALBAYRAK

ÖZET

Tam Ark İmplant Ölçülerinde Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerin Netlik Karşılaştırılması

Amaç: İdeal klinik tabloyu yansıtmayan bir tam dişsizlik vakasında, ağız içi tarayıcılarla elde edilecek dijital ölçüler ile konvansiyonel ölçü arasındaki netliğin mesafe ve açı parametrelerinde karşılaştırılması ve bu parametrelerin ölçü yöntemlerinin netlikleri üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Materyal ve Metot: Dişsiz bir alt çene modelinde 47, 44, 43, 41, 33, 34, 35 ve 37 no.lu bölgelere; sırasıyla 40°, 0°, 20°, 0°, 15°, 0°, 0° ve 25° açılanmalar ile toplam 8 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantlara scan body yerleştirilerek, bu çalışma modeli Activity 885 Mark 2 Scanner ile taratılmış ve 3 boyutlu referans model elde edilmiştir. Dijital ölçüler Carestream 3500 (D1), Cerec Omnicam (D2) ve 3Shape Trios 3 (D3) olmak üzere 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılarak alınırken; konvansiyonel ölçüler (K1) splintsiz açık kaşık ölçü tekniği ile alınmış ve elde edilen alçı modeller Straumann 7 Series dijital laboratuvar tarayıcısı ile dijitalize edilmiştir (4 ölçü grubu, n:10). Bu ölçü gruplarındaki scan bodyler arası mesafe ve açılar ölçülerek, bir tersine mühendislik programı olan Rapidform'da referans model değerleri ile karşılaştırılmıştır. Normal dağılım gösteren değişkenlerde grup ortalamaları arasındaki farklılık tek yönlü ANOVA testi ile analiz edilirken; normal dağılıma uymayan değişkenlerin analizinde ise non-parametrik Kruskal-Wallis-H testinden yararlanılmıştır.

Bulgular: D1 ölçü grubu 123.1 µm ile anlamlı düzeyde netliği en yüksek ölçü grubunu oluştururken; sırasıyla 209.8 µm ve 229.7 µm netlik değerleri olan D3 ile D2 ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılık bulunamamıştır. K1 ölçü grubu ise 345.3 µm lik netlik değeriyle tüm dijital ölçü gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bir boyutsal farklılık göstermiştir (p<0,05). Açı ölçümlerinde ise; 0.2609° ile en düşük açısal boyutsal farklılık yine D1 grubunda tespit edilirken; D3 grubu 0.3273°, D2 grubu 0.5347° ve K1 grubu 0.738° açısal boyutsal farklılık göstermiştir. Gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece D1 ve K1 ölçü grupları arasında tespit edilmiştir (p<0,05). Ölçümler sonrası elde edilen veriler; dijital ölçü netliğinin mesafe artışından olumsuz etkilenirken, konvansiyonel ölçü grubunda boyutsal farklılığın azaldığını; açılanmalardaki farklılığın ise ölçü netlikleri ile belirli bir pozitif veya negatif korelasyon halinde olmadığını ortaya koymuştur.

Sonuç: Yüksek açılanmaların bulunduğu ideal olmayan tam ark implant vakalarında; ağız içi tarayıcılar ile konvansiyonel ölçü tekniğinden daha yüksek netlikte ölçüler elde edilebilmektedir. Çalışma sonuçlarına göre, Carestream 3500 tarayıcının en iyi görüntüleme yapan ağız içi tarayıcı olduğu tespit edilmiştir. Aynı zamanda gövde mesafesinin arttığı vakalarda dijital ölçülerin olumsuz, konvansiyonel ölçülerin ise olumlu etkilendiği tespit edilirken, açılanmanın bu yöntemlere belirli bir pozitif veya negatif etkisinin bulunmadığı saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: açılanma, dijital implant ölçüsü, konvansiyonel implant ölçüsü, ölçü netliği, tam ark

ABSTRACT

Three-Dimensional Accuracy of Conventional vs. Digital Full-Arch Implant Impressions

Objective: In a case of edentulism that does not reflect the ideal clinical scenario, it is aimed to compare the accuracies of the digital impressions which are obtained with intraoral scanners and the conventional impressions, in terms of distance and angulation; and evaluate the effects of these parameters on the accuracies of these impression techniques.

Material & Method: The full-arch implant model to be used in this study; was obtained by placing 8 implants in an edentulous lower jaw to mimic a clinically unfavorable condition. These implants were placed in sites of 47, 44, 43, 41, 33, 34, 35 and 37 with 40°, 0°, 20°, 0°, 0°, 15°, 0° and 25° angulations, respectively. Subsequently, scan-bodies were placed on implants and the model was scanned with Activity 885 Scanner Mark 2 to obtain a 3D reference model. Digital impressions were taken by using 3 different intraoral scanners: Carestream 3500, Cerec Omnicam and 3Shape Trios 3. For conventional impression group, non-splinted open tray impression technique was used and the casts were scanned by Straumann 7 Series lab. scanner (4 different impression groups, n:10). In these impression groups, the distance and angles between the scan bodies were measured and compared with the reference model values in Rapidform, which is a reverse engineering program. The differences between the groups' mean values were analyzed by one-way ANOVA test. Non-parametric Kruskal-Wallis-H test was used in the analysis of variables that did not comply with normal distribution.

Results: D1 impression group was found to be significantly the most accurate group with 123.1 μm . There was no significant difference between D3 and D2 impression groups with 209.8 μm and 229.7 μm accuracy values, respectively. K1 group showed a significantly higher deviation with the mean value of 345.3 μm than all digital impression groups ($p < 0.05$). In angle measurements; the lowest angular deviation with 0.2609° was determined in D1 group. D3, D2 and K1 impression groups showed angular deviations of 0.3273°, 0.5347° and 0.738°, respectively. In angular deviations, a statistically significant difference was found just between D1 and K1 impression groups ($p < 0.05$). Datas obtained after measurements; showed that the accuracy of digital impressions is adversely affected, while the accuracy of conventional technique is positively affected by the distance increase. However, the difference in angulations didn't show a positive or negative correlation with the accuracies of both impression groups.

Conclusion: In non-ideal full-arch implant cases with high angulations; intraoral scanners can give more reliable data compared to conventional impression techniques, in terms of accuracy. According to the study results, Carestream 3500 scanner was found to be the best intraoral scanner that captures the images with the highest accuracy. Hence, it was determined that the digital impressions were affected negatively and the conventional impressions positively by the increase in distance between the abutments. However, there is no positive or negative correlation between the difference in angulations and the accuracies of both impression groups.

Keywords: accuracy, angulation, conventional implant impressions, digital implant impressions, full-arch

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

3D	: 3 boyutlu
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
CBCT	: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
D1	: Carestream 3500 (Carestream, Rochester, NY, ABD) dijital ölçü grubu
D2	: Cerec Omnicam (Sirona, Bensheim, Almanya) dijital ölçü grubu
D3	: Trios 3 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka) dijital ölçü grubu
IDS	: International Dental Show
K1	: Konvansiyonel ölçü grubu
Ncm	: Newton santimetre
PEEK	: Polieter eter keton
PVS	: Polivinil siloksan
SLActive	: Sand Blasted - Large Grit - Acit Etched
STL	: Standart Triangle Language
Ti	: Titanyum
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Scan-body bölümleri	39
Şekil 3.1. Promedius tam dişsiz alt çene modeli.....	62
Şekil 3.2. İmplantasyon öncesi alt çene modeli.....	63
Şekil 3.3. İmplant bölgeleri ve açılanmaları.....	63
Şekil 3.4. İmplantların belirlenen açı ve mesafelerde yerleştirilmesi.....	64
Şekil 3.5. Ti-base abutment ve scan-body yerleştirilmiş çalışma modeli	65
Şekil 3.6. İmplantlı alt çene modeli üzerindeki scan body açılanmaları	65
Şekil 3.7. Activity 885 Mark 2 Scanner ile gerçekleştirilen referans model taraması ...	66
Şekil 3.8. Activity 885 Mark 2 Scanner ile elde edilen 3D referans model	66
Şekil 3.9. Carestream 3500 ağız içi tarayıcı	67
Şekil 3.10. Cerec Omnicam ağız içi tarayıcı	67
Şekil 3.11. Trios 3 ağız içi tarayıcı.....	67
Şekil 3.12. Carestream 3500 ile elde edilen tarama görüntüsü	69
Şekil 3.13. Cerec Omnicam ile elde edilen tarama görüntüsü.....	70
Şekil 3.14. 3Shape Trios 3 ile elde edilen tarama görüntüsü	71
Şekil 3.15. Açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiş olan çalışma modeli.....	72
Şekil 3.16. Çalışma modeline uygun hazırlanmış bireysel ölçü kaşığı	72
Şekil 3.17. Konvansiyonel implant ölçüsü	74
Şekil 3.18. Konvansiyonel alçı model (vestibül).....	75
Şekil 3.19. Konvansiyonel alçı model (oklüzal).....	75
Şekil 3.20. Alçı modeldeki scan bodyler (sağ).....	75
Şekil 3.21. Alçı modeldeki scan bodyler (sol).....	76
Şekil 3.22. Straumann 7 Series laboratuvar tarayıcısı	76

Şekil 3.23. Straumann 7 Series ile dijitalize edilmiş olan alçı model görüntüsü	77
Şekil 3.24. Üçgen piramitin tabanı	78
Şekil 3.25. İlk oluşturulan referans düzlem	78
Şekil 3.26. 2. referans düzlemi	79
Şekil 3.27. Scan body üzerindeki referans düzlemler	79
Şekil 3.28. Kesit daireleri	79
Şekil 3.29. Merkez noktalardan çekilen doğru	80
Şekil 3.30. Scan body koordinatları ve elde edilen 16 adet referans (merkez) nokta ...	80
Şekil 3.31. Ölçümler için scan body numaralandırmaları	81
Şekil 4.1. Ölçü gruplarının mesafe açısından boyutsal farklılık değerleri	86
Şekil 4.2. Ölçü gruplarının mesafe açısından normalden sapma düzeyleri	86
Şekil 4.3. Ölçü gruplarının mesafe açısından ortalama boyutsal farklılık değerleri	87
Şekil 4.4. Ölçü gruplarının açısal yönden boyutsal farklılık değerleri	88
Şekil 4.5. Ölçü gruplarının açısal yönden normalden sapma düzeyleri	89
Şekil 4.6. Ölçü gruplarının açısal yönden ortalama boyutsal farklılık değerleri	89
Şekil 4.7. Mesafe parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (μm)	90
Şekil 4.8. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri (μm)	92
Şekil 4.9. Ölçü gruplarının tekrarlanabilirlik (precision) değerleri	93
Şekil 4.10. Ölçü gruplarının tekrarlanabilirlik değerlerinin normalden sapma düzeyi	93
Şekil 4.11. Ölçü gruplarının ortalama tekrarlanabilirlik (precision) değerleri	94
Şekil 4.12. Komşu implantlar arası mesafe parametresinde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (μm)	98

Şekil 4.13. Komşu implantlar arası açısal parametrede ortaya çıkan boyutsal

farklılıklar (°) 102



TABLULAR DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. Ölçü gruplarındaki 1. scan body ile diğer scan bodyler arasındaki mesafe değerlerinin, referans model değerleri ile farkları	85
Tablo 4.2. Ölçü gruplarındaki 1. scan body ile diğer scan bodyler arasındaki açı değerlerinin, referans model değerleri ile farkları	87
Tablo 4.3. Ölçü gruplarının mesafe parametresinde ortalama boyutsal farklılık değerleri (mm)	90
Tablo 4.4. Ölçü gruplarının açı parametresinde ortalama boyutsal farklılık değerleri (°)	91
Tablo 4.5. Dijital ölçü taramalarında ağız içi tarayıcıların kendi ortalama değerlerinden sapma miktarları (µm).....	92
Tablo 4.6. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri.....	92
Tablo 4.7. 1 ve 2. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	95
Tablo 4.8. 2 ve 3. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	95
Tablo 4.9. 3 ve 4. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	96
Tablo 4.10. 4 ve 5. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	96
Tablo 4.11. 5 ve 6. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	97
Tablo 4.12. 6 ve 7. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	97

Tablo 4.13. 7 ve 8. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm).....	98
Tablo 4.14. 1 ve 2. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)....	99
Tablo 4.15. 2 ve 3. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)....	99
Tablo 4.16. 3 ve 4. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)..	100
Tablo 4.17. 4 ve 5. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)..	100
Tablo 4.18. 5 ve 6. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)..	101
Tablo 4.19. 6 ve 7. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)..	101
Tablo 4.20. 7 ve 8. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)..	102

1. GİRİŞ

Günümüzde beslenme alışkanlıkları, kötü ağız hijyeni, artmış erken çocukluk çağı çürükleri, dental travma, sosyoekonomik durum, genetik faktörler ve genel sağlık problemleri gibi çeşitli etkenler dolayısıyla kişilerde diş kayıpları gerçekleşmekte ve neticesinde tek diş eksikliğinden tam diş eksikliğine varan klinik tablolarla karşılaşmaktadır. Kişilerin bu diş eksiklikleri; diş kaybı sayısı, çene ilişkileri ve oklüzyon durumu, yaşı, genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve sosyoekonomik durumları göz önünde bulundurularak çeşitli protetik yöntemlerle tedavi edilmektedir. Bu yöntemler temel olarak; diş üstü sabit protezler, hareketli bölümlü protezler, hareketli total protezler, implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezler olarak sıralanabilir. Aynı zamanda hastalardaki diş ve doku kaybı miktarı arttıkça, protetik tedavilerin de komplike hale geldiği söylenebilir.¹

Tam dişsizlik klinik tablolarında, kişinin periodontal doku kaybı sonrası stomatognatik sisteminde de çeşitli değişiklikler ortaya çıkmaktadır. Hareketli total protez ile rehabilitasyon sonrası bu sistemde ortaya çıkan problemlerin giderilmesi tam anlamıyla mümkün olmamaktadır. Hareketli total protezler ile hastalara estetik, fonksiyon ve fonasyon ancak belli ölçülerde geri kazandırılabilir.² Diş kayıpları sonrası ortaya çıkan kemik rezorpsiyonları, çiğneme kaslarındaki güç kaybı, proprioepsiyon kaybı, hareketli protezlerde elde edilen retansiyon miktarı, kullanılan akrilik dişlerin yüzey özellikleri ve aşınma karakterlerine bağlı olarak hareketli total protezler ile çiğneme fonksiyonunun ancak çok az bir miktarı geri kazandırılabilir.

İmplantların uzun dönemli başarılı sağ kalım sonuçlarını ortaya koyan klinik araştırmalar sonrası; günümüzde parsiyel ve tam dişsizlik vakalarının implant üstü protezler ile rehabilitasyonu, en sık başvuru tedavi yöntemi haline gelmiştir.

Osseointegre implantların uzun dönemde % 90-99 oranında başarı göstermesi sayesinde implant üstü protezler, konvansiyonel protezlere iyi bir tedavi alternatifi oluşturmuştur.³ Tam dişsizlik vakalarında hareketli protezlere nazaran implant üstü sabit protezlerin; çiğneme fonksiyonunu, protez retansiyonunu ve dolayısıyla hasta konforunu arttırması, kullanılabilir restoratif materyal çeşitliliğinin artmasına imkan tanınması gibi birçok avantajı bulunmaktadır.

Tam dişsiz alt çenelerin rehabilitasyonunda kullanılabilir çeşitli implant üstü protez seçenekleri mevcuttur. 2002 yılında oluşturulan “McGill Konsensus” una göre implant üstü hareketli protezlerde en az iki implant uygulanması ön görülürken, implant sayılarının artmasıyla birlikte sabit ve hibrit protez uygulamaları da mümkün olabilmektedir.⁴ Ancak implant sayısının artışı; cerrahi aşamadaki operasyon sahasının artışı ile birlikte, protez yapım aşamasında ortaya çıkabilecek boyutsal değişiklik miktarını, uygunsuz gerçekleştirilen bir protezin uzun dönemde yaratabileceği olumsuz etkileri de arttırmakta ve tedaviler daha komplike hale gelmektedir.

Osseointegre olmuş implantlarda uzun dönem başarıyı etkileyen faktörler arasında hastanın genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve çiğneme karakteri kadar; artık siman varlığı, oklüzyon ve özellikle abutment-protez ara yüzündeki pasif uyum düzeyi gibi protetik faktörler önemli rol oynamaktadır. İmplant üstü sabit protezlerde pasif uyumu sağlamak için; ölçü ile ağız içindeki implant, diş, yumuşak doku gibi yapıların çalışma modeline doğru aktarılması, doğru protetik parçaların kullanılması ve protetik üretim aşamasında boyutsal değişimin minimum düzeyde tutulması gerekmektedir. Kullanılan implant parçaları, ölçü materyalleri ve alçılarda ortaya çıkan hacimsel değişimler, kullanılan ölçü tekniği, çalışma modellerinin tedavi süresince deforme olmadan saklanma şansı gibi birçok parametre; ölçünün netliğini ve dolayısıyla abutment-protez ara yüzündeki pasif uyumu etkileyebilmektedir.⁵

İmplant üstü protez ölçülerinde dünya çapındaki genel yaklaşım hala konvansiyonel ölçü almak olsa da son zamanlarda CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) ve ağız içi tarayıcı sistemlerinin gelişmesiyle birlikte dijital implant ölçüleri de yaygınlaşmaktadır. Günümüze kadar yapılmış olan birçok çalışmada implant üstü protezlerin konvansiyonel ölçülerini etkileyen farklı implant ölçü postları, ölçü materyalleri, alçı çeşitleri, ölçü teknikleri, farklı implant sayıları ve derinlikleri, implantlar arası farklı açı ve mesafeler gibi birçok parametre değerlendirilmiş olsa da dijital implant ölçülerine yönelik yapılmış olan çalışmalar sınırlı kalmaktadır.⁶ Tam dişsiz çenelerdeki dijital implant ölçülerine dair birkaç çalışma mevcut olmakla birlikte⁷⁻¹², ancak sınırlı sayıdaki tam dişsiz çene çalışmalarında farklı açığa sahip implantlar değerlendirilebilmiştir. Dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı mevcut çalışmalarda, optimum klinik tablolara yer vermeye çalışılmış ve ideal durumlarda başvurulabilecek yöntemler üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Ancak implantların açılı yerleştirilmek zorunda kalındığı, geniş gövde uzunluğuna sahip olan tam dişsiz çene implant vakalarında hangi ölçü yönteminin kolay bir şekilde en hassas ve en tutarlı sonuçları ortaya koyduğu konusunda bir görüş birliğine varılamamıştır.

Bu uzmanlık tezinin amacı; ideal klinik tabloyu yansıtmayan bir tam dişsizlik vakasında, yeni jenerasyon ağız içi tarayıcılarla elde edilecek dijital ölçüler ile açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilecek konvansiyonel ölçü arasındaki netliğin karşılaştırılması, farklı açı ve mesafe parametrelerinin ölçülerde ortaya çıkaracağı potansiyel boyutsal değişimlerinin değerlendirilmesi, güncel dijital implant ölçülerinin konvansiyonel ölçü yöntemlerine tam dişsizlik vakalarında ne düzeyde alternatif yaratabildiğinin tespit edilmesi ve dijital ölçü sistemlerinin kendi aralarında hassasiyet düzeylerinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Tek diş eksikliğinden tam diş eksikliklerine kadar tüm diş kayıplarının rehabilitasyon sürecinde uygulanacak tedavinin; uzun dönem takip çalışmalarındaki başarısı ve güvenilirliği, estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından hastada ortaya çıkmış olan eksiklikleri ne düzeyde geri kazandırabildiği, maliyeti, uygulanma kolaylığı ve süresi gibi birçok parametre göz önünde bulundurularak tercih edilmesi oldukça önemlidir.¹³

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implant; sabit ve hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, çene kemiğinin içi ve/veya üzerinde proteze retansiyon sağlaması ve destek olması için kullanılan protetik alloplastik materyeldir.¹⁴

İmplantoloji ise; teşhis, tedavi ve dental implantların uygulanması, implant destekli restorasyonların yapımı ile tam veya parsiyel dişsiz hastaların memnuniyetini, fonksiyon ve estetik beklentilerini karşılayan bilim dalı olarak tanımlanmaktadır.¹⁵ İmplantoloji, geçtiğimiz 40 yılda kapsamlı protetik tedavi açısından bir devrim yaratmıştır ve günümüzde protez uzmanlığının 4. dalı olarak kabul edilmektedir. İmplant üstü restorasyonların, parsiyel ve tam dişsizliğe sahip hastaların yaşam kalitesini önemli derecede iyileştirdiği görülmektedir.^{16,17}

Modern dental implantoloji, Brånemark'ın (1929-2014) İsveç Gothenburg Üniversitesi'nde ve Schroeder'in (1918-2004) İsviçre Bern Üniversitesi'nde yaptığı çalışmalar ile başlamıştır.¹⁸ 1960'larda Brånemark, kemik hücrelerinin titanyum (Ti) çevresinde büyüdüğünü ve titanyumu reddetmeden direkt yapıştığını gözlemlemiştir. Titanyumun bu yüksek biyoyumluluğu göstermesinin ardından dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini belirtmiş; titanyum-kemik arasında gerçekleşen bu yapışmayı da 'osseointegrasyon' olarak adlandırmıştır. 1977 yılında ise

Brånemark, dental implantlar ile tedavi ettikleri hastaların 10 yıllık takip sonuçlarını yayınlamıştır.¹⁹ 1982 yılında Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry'de, Brånemark yaptığı sunumda kök formunda titanyum vidaların kullanımı ile dental implantolojide yeni bir çağın başladığını bildirmiştir. 1976 yılında Schroeder ve Straumann, dental implant osseointegrasyonu ile ilgili ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Devamında gerçekleştirilen çalışmalarda temel kemik biyoloji bilimi, dental implant metal yüzey özellikleri ve metalurji bilimi sayesinde yeni dental implantlar geliştirilmiştir.²⁰

Dental implantlar, yerine kondukları doğal diş köklerinden farklı özelliklere sahiptirler. Osseointegrasyon sonrası kemikle direk temas halinde bulunarak doğal bir ankiloz durumu ortaya çıkarırlar.²¹ Dişlerden farklı olarak, bir periodontal ligament tarafından çevrelenmedikleri için; implantların kemik içerisindeki elastikiyetleri ve hareket miktarları daha azdır. Yapılan çalışmalara göre dişlerin kemik içerisindeki hareketlilik miktarı 100 µm olabilirken, bu miktar implantlarda yaklaşık 10 µm kadardır.²² Bundan dolayı implantların, abutment ile protezin altyapısı arasındaki uyumsuzluğu tolere edebilme kabiliyeti dişlere göre daha düşüktür.²³

İmplant üstü sabit ve hareketli protezlerin sağladığı avantajlar;

1. Mevcut kemiğin korunması
2. Oklüzo-vertikal ilişkinin korunması
3. Yüz estetiğinin muhafazası/iyileştirilmesi
4. Fonasyon ve fonksiyon etkinliğine katkısı
5. Stomatognatik sisteme ve çiğneme etkinliğine katkısı
6. Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi
7. Komşu dişlere müdahale edilmemesini mümkün kılması
8. Protez hacmini azaltma olanağı sağlaması

9. Hareketli protez yerine sabit protez kullanımını mümkün kılması
10. Hareketli protez retansiyon ve stabilizasyonunu arttırması
11. Uzun dönem başarılı restorasyon yapımını mümkün kılması şeklinde sıralanabilir.¹⁴

2.2. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavileri

2.2.1. Diş Kayıplarının Anatomik Sonuçları

Alveol kemik gelişimi için doğal dişlerin varlığı oldukça önemlidir; yoğunluk ve hacmin korunabilmesi için kemiğin bu dişlerden gelecek uyarılara ihtiyacı vardır. Bir diş kaybı sonrası o bölgedeki kemikte ortaya çıkan fonksiyon ve dolayısıyla stimulus eksikliği, trabekül ve kemik yoğunluğunun azalması ve kemik hacmindeki vertikal ve horizontal yönlü kayıplara neden olur. Diş kaybı sonrası ilk yıl; horizontal yönde % 25 oranında azalma görülürken, vertikal yöndeki kayıp 4 mm'yi bulur. Tam dişsiz hastalarda gerçekleştirilmiş olan 25 yıllık bir takip çalışmasında, alt çenedeki kemik kaybının üst çeneye göre 4 kat daha fazla gerçekleştiği ortaya konmuştur¹⁴

Konvansiyonel hareketli protezler kemikte stimulus meydana getiremez ve dolayısıyla kemik hacminin ve yoğunluğunun korunmasına katkıda bulunamazlar. Çiğneme sırasında ortaya çıkan kuvvetler kemiğin tamamına değil sadece yüzeyine iletilmiş olur; bu nedenle kanlanması azalmış olan alveol kemiğinde rezorpsiyon gerçekleşir.

2.2.1.1. Tam Dişsizliğin Sert Doku Etkileri

1. Alveolar kemiğin vertikal kaybı
2. Alveolar kemiğin horizontal kaybı
3. Keratinize yumuşak doku kaybı
4. İlerleyen vakalarda bazal kemik kaybı

5. Artan ağrılı noktalarla belirginleşen linea mylohyoidea ve linea obliqua interna
6. Spina musculi genioglossilerin belirginleşmesi, ağrılı noktalar ve protezin hareketliliğinin artması
7. Kas bağlantılarının kret tepesine yakın konumlanması
8. Posterior destek olarak görev alan mylohyoid ve buksinatör kaslarının kasılması ile protezin kalkması
9. Anatomik eğim nedeniyle protezin anteriora hareketi
10. Mukozanın incelme sebebiyle abrazyona hassasiyetinin artması.²⁴

2.2.1.2. Tam Dişsizliğin Yumuşak Doku Etkileri

Kemik kaybı ile birlikte keratinize yapışık dişetlerinde de ciddi kayıplar ortaya çıkar. Yumuşak doku kalınlığı zaman içerisinde azalır, hareketli total ve bölümlü protezlerde vuruk oluşumuna neden olur. Aynı zamanda nötral dengenin bozulması sonucu dil boyutsal olarak büyüyerek protez stabilitesini düşürür.²⁴

2.2.2. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavi Gereksinimleri

Son yıllarda dünya popülasyonundaki demografik değişimler, yaşlı nüfus sayısında artış olduğunu göstermektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılmış olan bir araştırmada, 45-54 yaş aralığındaki kişilerin alt çenelerinde % 31.3, üst çenelerinde ise % 13.6 oranında dişsiz sonlanma olduğu ortaya konmuştur. Tam dişsiz hastaların tüm nüfusun % 10'unu oluşturmakta ve yaşam sürelerinin uzamasıyla birlikte bu oranın daha da artması beklenmektedir.²⁵ Türkiye'de gerçekleştirilmiş bir başka araştırmada ise 65-74 yaş aralığındaki popülasyonda % 48 oranında dişsizlik saptanırken, fonksiyonel dentisyona sahip kişilerin popülasyonun ancak % 12.4'ünü oluşturduğu tespit edilmiştir.²⁶ Bu çalışmalar da göz önünde bulundurulduğunda implant tedavilerine olan

ihtiyacın gün geçtikçe arttığı görülmektedir. Bu artışın başlıca etkenleri şu şekilde sıralanabilir:

1. Yaşam sürelerinin artması
2. Yaşa bağlı olarak artan dişsizlik
3. Diş kaybına bağlı olarak gelişen psikolojik ve fonksiyonel problemler
4. Konvansiyonel sabit protetik tedavilerin doğal dentisyon prognozuna olumsuz etkisi
5. Bölümlü hareketli protezlerin konfor ve estetik eksikliği
6. Tam dişsizliğin anatomik sonuçları
7. Total hareketli protezlerin performans eksikliği
8. İmplant üstü protezlerin sağladığı fonksiyon, retansiyon ve prognoz avantajı
9. İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarıları.¹⁴

Alt çenelerde tüm dişlerin kaybedilmesi sonrası daha ciddi alveolar kemik atrofisi gelişmesine bağlı olarak; retansiyonu ve stabilitesi düşük hareketli total protezler hastalarda rahatsızlık yaratmakta ve konforlu bir protez kullanımını mümkün kılmamaktadır. Bu açıdan, özellikle tam dişsiz alt çenelere uygulanan implant üstü restorasyonlar oldukça önem arz etmektedir. Şiddetli kemik kaybı görülen bazı durumlarda özellikle posterior bölgelerde yeterli kemik desteği sağlanamadığı takdirde kemik hacmini artırma yöntemlerine başvurulabileceği gibi; zaman zaman hastanın sağlık ve zaman koşulları da göz önünde bulundurularak, implantlar ideal olmayan açılarda ve mesafelerde yerleştirilebilmektedir.²⁷

2.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, kemik dokusunun alloplastik bir materyale arada bağ dokusu bulunmadan direk temas ederek bağlanmasıdır. Brånemark ışık mikroskobu altında kemik dokusunun titanyum materyalini çevreleyerek ayrılmaz bir bağlantı

gerçekleştirdiğini tespit etmiş ve bu şekilde osseointegrasyonun ilk konseptini geliştirmiştir.²⁸ İmplantların cerrahi operasyon ile kemik içine yerleştirilmesi sonucu 2 tip doku cevabı gelişmektedir: fibrointegrasyon ve osseointegrasyon. Fibrointegrasyonda, implant ile kemik dokusu arasında bağ dokusunun büyümesiyle fibröz yumuşak doku oluşur ve implantasyon başarısızlıkla sonuçlanır. Kemik hücrelerinin implant yüzeyiyle direk temas oluşturacak şekilde proliferasyonu olması sonucu ise osseointegrasyon gerçekleşir ve başarılı bir implantasyon elde edilmiş olur.¹⁸

Osseointegrasyon başarısı; implant geometrisi ve yüzey özellikleri, uygulanan cerrahi teknik ve sterilizasyon gibi materyal ve hekim kaynaklı faktörlere bağlı olduğu gibi; hastanın genetik yapısı ve genel sağlık durumu, ilaç kullanımı, sigara ve alkol kullanımı gibi alışkanlıkları, ağız hijyeni ve operasyon sahasını travmatize etmekten kaçınması gibi tedavi edilen kişi kaynaklı birçok faktörden de etkilenmektedir.^{29,30} Başarılı bir osseointegrasyon sonrası kemik kaybına sebep olan faktörler ise uygulanan protezin uygunluğuna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

5 ila 29 yıla kadar gerçekleştirilmiş olan takip çalışmalarında osseointegrasyon implantlardaki sağ kalım oranı % 87.89 ile % 100 olarak tespit edilmiştir.³¹ Bu sonuçlar implantların ağız içerisinde oldukça uzun süreler boyunca hizmet edebildiklerini göstermektedir. Ancak implant tedavi planlaması yapılırken zaman içerisinde gerçekleşebilecek osseointegrasyon kaybı da göz önünde bulundurulmalıdır.³²

Brånemark implantların 3 muhtemel sebeple kaybedilebildiğini belirtmiştir:

1. İmplantasyon sonrasındaki iyileşme sürecinde implant-kemik ara yüzünde bağ doku gelişimi
2. İmplant üzerinde tekrarlanan yüklemeler
3. İmplant çevresindeki marjinal kemiğin apikale inmesi³³

2.4. İmplant Tedavilerinde Başarı

İmplant tedavilerinin uzun dönem başarılarını tespit etmeye yönelik günümüze kadar birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. İmplant tedavilerinin başarısı; peri-implanter kemik ve yumuşak doku, protez ve hastanın memnuniyet durumu değerlendirilerek belirlenir.³⁴ Başarıyı etkileyen hastaya bağlı faktörler olduğu gibi, implantasyonların gerçekleştirildiği cerrahi aşamalardan, daimi protezin hastaya teslim edildiği protetik aşamalara kadar hekime bağlı olarak ortaya çıkan birçok faktör de mevcuttur.

Zarb ve Albrektsson³⁵, 1998 yılında yapmış oldukları çalışma sonucunda dental implantlardaki başarı kriterlerini şu şekilde belirtmişlerdir:

1. İmplantlar, klinik testlerde hiçbir şekilde mobiliteye sahip olmamalıdır.
2. Radyografik değerlendirmelerde peri-implanter bölgede radyolüseni olmamalıdır.
3. Hastada implantasyon nedeniyle ortaya çıkabilen ağrı, enfeksiyon, parestezi ve nöropati gibi semptomlar bulunmamalıdır.
4. İmplantasyondan sonraki ilk yılın ardından kemik kaybı miktarı yıllık 0.2 mm'yi aşmamalıdır.
5. İmplantların 5 yıllık sağ kalım oranı % 85, 10 yıllık sağ kalım oranları % 80'den az olmamalıdır.³⁵

Günümüz teknolojisi ve implantoloji alanındaki gelişmeler doğrultusunda, daha yakın tarihli yayınlanmış olan çalışmalarda sistemik olarak sağlıklı bireylerde uygun şekilde gerçekleştirilmiş olan implant tedavilerinde 15 yıllık başarı oranlarının % 95'e çıktığı görülmüştür.³⁶ Papaspyridakos ve ark³⁴, 2012 yılında yapmış oldukları çalışma sonucunda ise peri-implanter bölgedeki sert doku miktarı ve yumuşak doku sağlığı, protetik başarı ve hasta memnuniyeti gibi parametrelerin de implant tedavisindeki başarı kriterleri arasında yer alması gerektiğini belirtmişlerdir.

Uzun süreli bir başarı için, ilk etapta implantın uygun bir cerrahi operasyonla kemiğe yerleştirilmesi ve ardından pasif uyumu sağlayan implant üstü protezin uygulanarak kemiğin dinamik bir düzen içinde bulunan osseointegrasyon düzeyinin dengede tutulması gerekmektedir.^{37,38}

2.4.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Faz

Başarılı bir osseointegrasyon için ilk olarak atravmatik cerrahi tekniklerin uygulanması, yumuşak ve sert dokularda ortaya çıkabilecek travma ve ısı artışının önlenmesi gerekmektedir.³³

İmplant cerrahisinin başarılı olması açısından kemiğin kalite ve kantitesi de oldukça önemlidir.³⁹ İmplantolojinin ilk yıllarında sadece yeterli vertikal ve horizontal hacimli kemiğe sahip tam dişsiz hastaların implant tedavisi için endike olduğu düşünülse de; günümüzde geliştirilen ileri cerrahi teknikleri ve uzun dönem başarısı kanıtlanmış olan kısa ve dar çaplı implantların ortaya çıkması sayesinde hemen hemen her hastaya implant tedavisi uygulanabilmektedir.⁴⁰

Benic ve ark.⁴¹, yetersiz kemik miktarına (vertikal ve horizontal) sahip hastalarda uygulanan kemik ogmentasyon yöntemlerinin, öngörülebilir sonuçlarla kemik rejenerasyonunu sağlayabildiğini bildirmişlerdir.

Uygulanabilen ileri cerrahi teknikler arasında;

- Kemik hacmi artırma teknikleri,
- Sinüs lifting işlemleri,
- Onlay kemik greft uygulamaları,
- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyon işlemleri sayılabilmektedir.³⁹

İmplantlara yönelik gerçekleştirilmiş olan eski çalışmalarda implantasyon sonrası sağlıklı bir osseointegrasyon için protetik aşamalara kadar 6 ay beklenmesi tavsiye edilirken; implant yüzey özelliklerinin gelişimine bağlı olarak günümüzde bu

süre oldukça azalmıştır.⁴² Çeşitli fiziksel, kimyasal ve biyokimyasal yöntemlerle gerçekleştirilen bu yüzey işlemleri arasında tormalama, titanyum plazma sprej uygulaması, kumlama, yüzeylerin biyoaktif peptid ve ajanlar, polimerler, bifosfonatlar ve hidrofilik ajanlar ile kaplanması, nanoyüzeylerin değiştirilmesi ve biyoseramik kullanımı gibi birçok yöntem bulunmaktadır.⁴³ Yapılan çalışmalarda modifiye Sand Blasted - Large Grit - Acit Etched (SLActive) yüzeylerinde osteoblastların büyüdüğü, alkalen fosfataz aktivitesinin arttığı ve osteokalsin üretimi ile karakterize farklılaşmış bir fenotipe sahip olan osteoblastların gözlemlendiği bildirilmiştir.⁴³

Günümüzde konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler (CBCT), 3D printerlar sayesinde üretimi gerçekleştirilen cerrahi rehber plaklar ile implantasyon aşamaları hem daha hassas hale getirilmiş, hem cerrahi uygulama süreleri kısaltılarak post-operatif komplikasyonların minimize edilmesi sağlanmıştır.⁴² Uzun dönem başarılı sonuçları kanıtlanmış olan immedat implantasyon ve immedat yükleme protokolleri sayesinde tedavi süreleri de oldukça kısaltılmıştır.⁴⁴

2.4.2. İmplant Tedavisinde Protetik Faz

İmplant üstü protetik planlama yapılırken; mevcut diş eksiklikleri, implantasyon için uygun kemik bölgeleri, protez retansiyonu ve yeterli implant desteği, biyomekanik, oklüzyon, interoklüzal mesafe, ağızda bulunan dişler ve yumuşak doku durumu, çiğneme fonksiyonu, hastanın konfor ve estetik beklentisi ile maliyet gibi birçok parametre göz önünde bulundurulmalıdır. Uygun şartlar oluştuğu takdirde günümüzde birçok hastaya implant tedavisi uygulanabilmektedir ve bu tedavi öncesi yapılacak planlamalarda da yer alan en önemli faktörlerden biri biyomekanik prensiplerdir.

2.4.3. Biyomekanik Prensipler

Mühendislik alanındaki mekanik prensiplerin, biyolojik problemlerin çözümünde kullanılmasına dayanan bir bilim dalıdır. İmplantolojide, implant gövdelerinin ve protez

dayanağı olarak kullanılan üst parçalarının aşınma, kırılma ve yorulmalarını önlemek; uzun süreli bir başarı elde etmek adına dikkat edilmesi gereken prensiplerdir.⁴⁵

Literatürde, osseointegrasyonu tamamlanmış olan implantların peri-implantitis ve mekanik aşırı yüklenme sonrasında kaybedildiğini ortaya koyan birçok çalışma mevcuttur. Hem peri-implantitis oluşumuna elverişli bir ortam oluşturmamak, hem de implantın aşırı yüklenmesini engellemek için protetik planlamanın doğru bir şekilde yapılması; yumuşak dokuyla iyi bir uyum içerisinde protez uygulanması ve bu protezin uygulanmasının ardından zaman içinde peri-implanter kemiğe etki edecek mekanik streslerin önceden hesap edilerek minimuma indirgenmesi gerekir.⁴⁶

Birçok çalışmada gingivitis bulunmayan vakalarda aşırı yüklenme koşullarına bağlı olarak peri-implanter bölgede kemik rezorpsiyonlarının gerçekleştiği ortaya konulmuştur.^{47,48} Oklüzal kuvvetlerin miktarı ve doğrultusu, kemik-implant-protez kompleksindeki her bir parçada oluşacak gerinim ve gerilme miktarını belirlemektedir.⁴⁹ Çiğneme, parafonksiyon ve yutkunma sonucu ortaya çıkan oklüzal yükler zaman içerisinde marjinal kemik kaybına, vida gevşemelerine ve bu parçalarda deformasyona sebep olabilir.^{50,51}

Oklüzal yüklerin fizyolojik sınırlar içerisinde implantlar üzerine etki etmesi, yeniden yapılanma süreçlerini tetikler ve osseointegrasyon güvenilirliğine katkıda bulunur. Ancak bu yüklerin fizyolojik sınırları aştığı durumlarda, peri-implanter kemik üzerinde aşırı gerinim ve stres oluşur. Bu sürecin sonucunda da peri-implanter bölgede kemik rezorpsiyonu gelişerek osseointegrasyonu bozar.⁴⁹ Bunu önlemek adına her vakada hastaya özgü şartlar doğru bir şekilde değerlendirilerek protetik planlamanın yapılması ve osseointegrasyonun uzun süre bozulmayacak şekilde uygun implant üstü protez çeşidinin uygulanması gerekir.

2.5. İmplant Üstü Protez Çeşitleri

İmplant üstü protezler; implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezler olmak üzere temelde 2 gruba ayrılır. İmplant üstü hareketli protezler genellikle implant sayısı, implant-mukoza destekleri ve ataşman çeşitlerine göre sınıflandırılırken; İmplant üstü sabit protezler ise geri kazandırdıkları doku miktarına göre sınıflandırılmaktadırlar.¹⁴

Misch¹⁴ implant üstü protezleri 5 sınıfa ayırmıştır:

1. SP 1: Kuru geri kazandıran implant üstü sabit protezler
2. SP 2: Kuruyla birlikte bir miktar koronal kök bölgesini de geri kazandıran implant üstü sabit protezler
3. SP 3: Kuru ve kökle birlikte yumuşak dokuyu da belli ölçüde geri kazandıran implant üstü sabit protezler
4. HP 4: Yeterli implant sayısı ve konumlandırılmasıyla gerçekleştirilen implant destekli hareketli protezler
5. HP 5: Düşük sayıda implantla gerçekleştirilen hem implant hem mukoza destekli hareketli protezler.

İmplant üstü protetik tedaviler, ağızdaki mevcut sert doku ve yumuşak doku kaybına göre gerçekleştirilmekte ve yerine geri kazandırdığı doku miktarına ve implant desteğine göre bu şekilde sınıflandırılmaktadırlar.

2002 yılında McGill Konsensus Konferansı'nda tam dişsiz alt çenelerde uygun stabilite, çiğneme etkinliği ve kullanım kolaylığını sağlayacak implant üstü hareketli protezlerin yapımı için en az 2 adet implant uygulanması protez uzmanları tarafından kabul görmüştür. Alt çenede 2 adet implant ile uygulanan implant üstü hareketli protezlerin konvansiyonel total protezlere göre hastaların yaşam kalitesi indekslerini belirgin ölçüde arttırdığı saptanmıştır.¹⁶ Eski çalışmalarda, tam dişsizlik vakalarında

implant üstü sabit protez tedavisi için her bir çeneye en az 6 implant uygulanması gerekliliği belirtilse de, günümüzde geliştirilmiş olan All-on-4 konseptleri sayesinde kemik rezorpsiyonları ve maksiller sinüs genişlemesi bulunan kişilere 4 implant üzerine implant üstü sabit protez uygulanması da mümkün hale gelmiştir.

İmplant üstü sabit protezler, implant ve abutment tutunma prensiplerine göre de siman tutuculu ve vida tutuculu protezler olmak üzere 2 gruba ayrılırlar.

2.5.1. Siman Tutuculu Protezler

Farklı materyaller ve altyapılarla üretilen implant üstü protezlerin, implant gövdesine vidalanmış olan abutment üzerine siman yardımıyla yapıştırıldığı uygulamadır. Abutment preparasyon şekli ve simantasyon tekniği diş üstü sabit protezlere benzerlik göstermektedir. Ayrıca bu protez çeşidinde yaratılmış olan siman boşluğu sayesinde minimum düzeydeki abutment-protez uyumsuzluklarının tolere edilebilmesi mümkün olmaktadır.⁵²

2.1.1.1. Siman Tutuculu Protezlerin Avantajları

1. Klinik ve laboratuvar işlemleri kolaydır.
2. Protezde pasif uyum daha rahat sağlanır.
3. Açılı implantlarda daha kolay estetik sağlanır.
4. Daha düşük maliyetlidir.
5. İmplant-abutment kompleksi üzerindeki stresleri daha düşüktür.
6. Vida gevşeme ve kırılmalarına daha az rastlanır.
7. Oklüzal uyum daha rahat sağlanır.¹⁴

2.1.1.2. Siman Tutuculu Protezlerin Dezavantajları

1. Simantasyon sonrası diş eti sulkusunda kalan artık simanın temizlenmesi zordur ve protetik tedavi sonrası gelişen peri-implantitisin başlıca sebebinin ortaya çıkarır.

2. Siman kaynaklı hidrostatik basınç nedeniyle protezler abutmentlere tam oturmamış olurlar ve marjinal kemik düzeyinde siman kalabilir.
3. Simante edilen protezin çıkarılma işlemi daha zordur.
4. Abutment çapları doğal dişlere nazaran daha küçüktür ve retansiyon sağlamak bazı vakalarda güç olabilir.¹⁴

2.5.2. Vida Tutuculu Protezler

Siman kullanılmadan protez üzerinde hazırlanmış olan giriş yollarından geçirilen vidanın abutment veya implant gövdesine bağlanmasıyla ağıza uygulanan protez çeşididir. Vidaya rahat ulaşım sağlayarak protezin çıkarılmasını kolaylaştırmak, abutment boyunun 4 mm'nin altında olması gereken vakalarda retansiyonu arttırmak ve bilhassa siman kaynaklı peri-implantitise engel olmak için tasarlanmış protezlerdir.

Siman boşluğu gibi uyumsuzluğu tolere edebilecek bir yapıya sahip olmamasından ve implant/abutment ile alt yapının direk temas halinde olmasından dolayı; pasif uyum, vida tutuculu protezler için daha da büyük bir gerekliliktir. İmplant parçalarının üretim aşamalarından, ölçü aşamaları, model elde edilmesi, protez üretimi ve hastaya uygulanmasına kadar birçok aşamada ortaya çıkabilecek boyutsal değişimler pasif uyum miktarını etkileyebilmektedirler. Bu dezavantajına rağmen günümüzde vida tutuculu protez kullanımı daha da popülerlik kazanmaktadır.⁵²

2.5.2.1. Vida Tutuculu Protezlerin Avantajları

1. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olup, abutment boyunun 4 mm'den daha kısa olmasını gerektiren vakalarda daha iyi bir retansiyon elde edilir.
2. Siman kaynaklı peri-implantitis gelişimi elimine edilmiş olur.
3. Moment kuvvetleri daha düşüktür.

4. İmplant-abutment kompleksinde, vidada veya protezde bir problem olduğunda proteze zarar verilmeden kolaylıkla vidaya ulaşılabilir ve protez çıkarılabilir.¹⁴

2.5.2.2. Vida Tutuculu Protezlerin Dezavantajları

1. Klinik ve laboratuvar işlemleri daha zordur, hasta başında geçirilen süreyi arttırır.
2. Protezde pasif uyum sağlamak daha zordur.
3. Vida gevşeme ve kırılmalarına daha müsaittir.
4. Maliyetleri daha yüksektir.
5. Vida giriş yolları protezin estetiğini etkileyebilir.
6. Vida giriş yolları, genellikle ideal oklüzal yüzey hazırlığını mümkün kılmaz.
7. Geçici restorasyon yapımı daha zordur.
8. Abutment-alt yapı ara yüzündeki mikro boşluklarda bakteri invazyonu gerçekleşebilir.
9. Küçük oklüzal tablaya sahip ve oklüzal yüzeyin vidaya yakın konumlanması gereken vakalarda porselen kırıkları ortaya çıkabilir.¹⁴

2.6. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar

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

İmplant üstü sabit protez yapımı ve hastalara uygulanmasında kullanılan parçalar;

İmplant Gövdesi ve İmplant Kapağı

İmplant gövdesi, cerrahi operasyon ile çene kemiği içerisine yerleştirilen ve implant denilen yapının kendisini oluşturan parçadır. Kemikle direk temas ederek osseointegrasyonu gerçekleştiren ve iyileşme başlığı, abutment ve ataşman gibi protetik yapıların bağlanacağı temel parça olarak nitelendirilebilir. Brånemark'ın biyouyumluluğunu ortaya çıkardığı titanyum implant gövdelerinin yanında günümüzde zirkonyum gibi farklı metallere de üretilmekte, kemik retansiyonunu arttırmak için dış yüzeyine çeşitli işlemler uygulanmaktadır. İmplant kapağı ise, iki aşamalı cerrahi operasyonlarda implantasyon aşaması sonrasında sert ve yumuşak dokuların implantın iç yüzeyine doğru ilerlemesini engellemek için implant gövdesinin üzerine yerleştirilen bir vidadır.^{53, 54}

İyileşme Başlığı

Tek aşamalı cerrahi implant uygulamaları sonrası veya iki aşamalı cerrahilerde osseointegrasyon süreci sonrası implant gövdesine oturtulan bir parçadır. Diş etinin daimi restorasyon yapımı öncesi şekillenmesini sağlayarak, daha uygun bir dişeti çıkış profilinin elde edilmesine katkıda bulunur. Yumuşak dokunun implant gövdesine doğru büyüyerek üzerini kapamaması için dişeti seviyesinden daha uzun olacak şekilde seçilmesi önemlidir.⁵³

Anahtar ve Raşet

Anahtar; implant kapağı, iyileşme başlığı, abutment vidası, locator, top başlı ataşman gibi tutucular, scan-body, ölçü postları gibi parçaların implant gövdesine veya analoga sıkılarak oturtulması veya gevşetilerek çıkarılmasında kullanılan metal parçadır. Raşet ise anahtarın el ile tutulan kısmına oturtularak, daha kontrollü ve az emek harcayarak vidalı parçaların birbirine bağlanması veya birbirinden ayrılmasını sağlayan parçadır. Torklu ve torksuz çeşitleri mevcuttur. Torklu olan çeşitlerinde,

uygulanen kuvvet miktarı Newton santimetre (Ncm) cinsinde raşet üzerinde yazmaktadır. Aynı zamanda implantasyon aşamasında implantın kemik içerisine kontrollü bir şekilde yerleştirilmesi, daimi restorasyonun hasta ağızına uygulanma seansında da abutment ve ataşman tipi tutucuların yüksek kuvvette torklanması için de kullanılmaktadır.⁵

Abutment ve Abutment Vidası

Abutment, implant gövdesine abutment vidası ile bağlanan transmukozal komponenttir. Geçici ve daimi restorasyonların üzerine oturtularak tasarlandığı ve bitirildiği temel parçadır.^{53,54} Farklı diş eti yükseklikleri ve farklı açıları olduğu gibi; üretilecek protez tipine uygun şekilde titanyum, zirkon, polieter eter keton (PEEK), plastik, altın gibi çeşitli materyallerden üretilmiş abutment tipleri vardır.

Abutmentler uygulanacak restorasyon tipine bağlı olarak temelde ikiye ayrılır:

Geçici abutment

Osseointegrasyon süresince veya sonrasında hastaya belli bir süre geçici restorasyon veya eski hareketli total protezini kullanırmak amacıyla üretilmiş olan abutment tipidir. Hastaları osseointegrasyon sürecinde dişsiz bırakmamak ve özellikle ön bölgedeki restorasyonlarda uygun dişeti çıkış profilini ve yumuşak doku estetiğini sağlamak için sıklıkla kullanılırlar.

Daimi abutment

Daimi restorasyonlarda kullanılan abutment tipidir. Kullanım amacına bağlı olarak; simante tip protezlerde kullanılan standart stok abutmentler, vida-retansiyonlu ve hibrit protez yapımında kullanılan multi-unit abutmentler, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak için tasarlanmış olan ti-base abutmentler, implant üstü hareketli protezlerde kullanılan ataşman tipi abutmentler (ball ataşman, locator, ERA vb.) ve kişiye özel

tasarım yapılmasını sağlayan, dökülebilir veya CAD/CAM’de tasarlanıp üretilebilir birçok abutment çeşidi mevcuttur.

Standart stok abutmentlar, diş hekimi veya teknisyen tarafından uygun ve açığı ve uzunluklarda modifiye edilebilen tipte abutmentlardır. Günümüzde birçok implant firması, “estetik abutment” adı altında preparasyon sürecini hızlandırmak için doğal kuron konturlarında abutmentlar üretmektedir. Bu abutmentlar çeşitli açılara sahiptir ve vakaya göre açığı doğrultma gerekliliğine bağlı olarak farklı çeşitleri kullanılmaktadır.⁵⁵

Gelişen CAD/CAM teknolojisi sayesinde günümüzde implant ve altyapı üretimleri gerçekleştirilebildiği gibi kişiye özel abutment üretimi de mümkün hale gelmiştir. Dijital ölçüler sonrası kişinin sert ve yumuşak doku özelliklerine uygun şekilde abutmentlar üretilebilmektedir. Bu abutmentlar; taranabilir abutmentlar, taranmış ve preparasyona hazır abutmentlar, sanal asiste ve robotik analog tasarımları şeklinde sıralanabilir.⁵⁵

Ölçü Postları

Çene kemiğinin içinde bulunan implant gövdesinin pozisyon ve açısını, ölçü alınarak çalışma modeline aktarılmasında kullanılan parçalardır.⁵⁴ Farklı implant ölçü tekniklerinde kullanılmak üzere hazırlanmış olan çeşitli ölçü postları mevcuttur:

Direkt Ölçü Postları (Direkt Transfer Parçası)

Çene kemiğindeki implant gövdesine vidalanarak bağlanır ve tek aşamalı ölçü tekniklerinde kullanılır.⁵⁴ Açık kaşık ölçü postu olarak da adlandırılırlar. Ölçü kaşığında bu postlara denk gelecek bölgeler delinir ve postun vida kısmının kaşığın dışında kalması sağlanır. Ağız içindeki ölçü materyalinin sertleşmesinin ardından vidası gevşetilir ve kaşık hastanın ağzından uzaklaştırılırken bu ölçü postları kaşık içerisinde sabit kalır. Genellikle kaşık içerisinde kalmasını sağlayacak şekilde üzerlerinde retantif

alanlar bulunur ve ağız içerisinde vidaya rahat ulaşım açısından indirekt ölçü postlarına göre daha uzundurlar.

İndirekt Ölçü Postları (İndirekt Transfer Parçası)

Direkt ölçü postları gibi implantların açı ve pozisyonlarının çalışma modeline transfer edilmesinde kullanılırlar.⁵⁴ Ancak direkt ölçü postlarından farklı olarak, bu postlar için kaşık delinmez. Ölçü materyalinin sertleşmesi sonrasında kaşık ağızdan çıkartılır, indirekt ölçü postları vidaları gevşetilerek implant gövdesinden ayrılır. Analogla tekrar birleştirilmesinin ardından ölçü üzerinde bulunan yuvaya manuel olarak oturtulur. Kapalı kaşık ölçü postları olarak da adlandırılırlar.

Snap Coping

Kapalı kaşık ölçü tekniğinin netliğinin artırılması için tasarlanmış olan, tepesi çeşitli şekillerde olup andırkatlı alanları ile ölçü materyalinin içinde kalan kepleri bulunan bir indirekt ölçü postu çeşididir.⁵⁶

Scan Body

Dijital implant ölçülerinde kullanılan ölçü postlarıdır ve dijital ortamda implantın çene kemiği içerisindeki 3 boyutlu konfigürasyonunun tespit edilmesini sağlar. Aynı zamanda implant firmasının kendi farklı versiyon ve çapta ürettiği implantlara özgü oluşturmuş olduğu dijital kütüphaneye olan entegrasyonunu sağlar. Şekli ve tepesindeki üçgen piramit alan sayesinde tarayıcı cihazlar implantın pozisyon ve açısını rahatlıkla tespit edebilmektedirler.⁵⁷ Ağız içi ve laboratuvar tipi tarayıcılarla taramalara yönelik üretilen çeşitleri olduğu gibi; ti-base abutment üzerine oturtulan “abutment-level” veya direk implant gövdesine bağlanan “implant-level” çeşitleri de mevcuttur.

Ti-Base Seti

Dijital iş akışlarında kullanılmak üzere ti-base abutment, abutment vidası ve abutment üzerine yerleştirilebilen scan body parçalarından oluşmaktadır.⁵⁷ Ti-base

abutment üzerine scan body yerleştirilerek tarama yapılabileceği gibi, daimi restorasyonlarda dayanak olarak, hibrit-abutment üretilmesinde tek başına da kullanılabilir. Rezin siman gibi çeşitli dental adezivlerle daimi restorasyonların üzerine simante edilmesiyle CAD/CAM sistemlerinde vida-retansiyonlu protez üretimini mümkün kılmaktadır.

Analog

Ölçülerde ve alçı modellerde implant gövdelerini taklit ederek, ölçü postları ve çeşitli abutmentlerin üzerine oturtulması ile hem implantların çene kemiği içerisindeki pozisyonunun çalışma modeline aktarılmasında hem de çalışma modelinde çeşitli abutmentlerin üzerine oturtulabilmesi sayesinde implant üstü protez yapımını sağlayan parçalardır.⁵⁴

2.7. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

İmplant üstü protez ölçü teknikleri, temel olarak konvansiyonel ve dijital ölçü teknikleri olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İmplant ölçülerindeki, bilhassa tam çene implant üstü restorasyon uygulanan tedavilerdeki genel yaklaşım polivinil siloksan (PVS) ve polieter gibi ölçü materyalleri kullanılarak konvansiyonel ölçü alınmasının ardından elde edilen alçı modelin bir dijital laboratuvar tarayıcısı yardımıyla 3 boyutlu modelinin elde edilmesi ve CAD/CAM sisteminde gerekli protetik üretim aşamalarının gerçekleştirilmesidir.^{58,59} Son yıllarda geliştirilen ti-base setleri, scan body çeşitleri ve geliştirilmiş ağız içi tarayıcılar sayesinde implantların dijital ölçüsü alınmaya başlasa da; tam çene implant vakalarında dijital ölçü netliğine dair hala yeterli düzeyde veri elde edilememiştir.⁷

2.7.1. Konvansiyonel Ölçüler

Konvansiyonel ölçü, çeşitli materyaller ve teknikler kullanılarak çalışma sahasının tam negatifinin elde edilmesi anlamına gelmektedir.⁶⁰ Dişli tam çenelerde

altın standart, elastomerik ölçü materyalleri ve rijit kaşıkların kullanılması ile konvansiyonel ölçü alınmasıdır.^{61, 62} Bu vakalarda herhangi bir parça değişimi olmadığı ve direk operasyon sahasının negatifi alındığı için teorik olarak ölçü boyutsal değişiminin daha az olması beklenmektedir.

İmplant ölçülerinde kullanılan konvansiyonel ölçülerde ise; ölçü postlarının ölçü içerisine uygun pozisyonda aktarılamaması veya ölçü içerisinde mikro-hareketler sonucu pozisyonunun değişmesi, analog-ölçü postu arasındaki kilitlenmenin yeterli düzeyde olmaması, ölçü materyallerindeki boyutsal değişimler ve alçının polimerizasyon esnasındaki genişmesi gibi birçok faktör ölçü netliğini etkileyebilmektedir.^{56, 63, 64} Konvansiyonel ölçü üzerinde birçok araştırma yapılmış olmasına rağmen henüz kusursuz bir teknik geliştirilememiştir.^{65, 66}

Ölçü netliğindeki kalitenin düşük olması protetik tedavilerde daimi restorasyonun uyumunu etkileyecek ve “*misfit*” olarak adlandırılan dayanak-protez arasındaki uyumsuzluğa yol açacaktır. Bu uyumsuzluk sonucu çeşitli abutment ve vida kırıkları/gevşemeleri, restorasyon kırıkları ve marjinal kemik kaybı gibi birçok mekanik ve biyolojik komplikasyon ortaya çıkmaktadır.⁶⁷

İmplant üstü protez ölçülerinde kullanılan konvansiyonel teknikler; ölçü postlarının ölçüye aktarım zamanı, kullanılan ölçü parçaları, ölçü postlarının splintlenme durumu ve kullanılan ölçü materyalleri gibi farklı parametrelere bağlı olarak sınıflandırılabilirler.

2.7.1.1. Konvansiyonel İmplant Ölçü Teknikleri

2.7.1.1.1. Kapalı Kaşık (İndirekt Transfer) Ölçü Tekniği

Bu ölçü tekniğinde açık kaşığa nazaran daha kısa ölçü postları kullanılır ve bu postlar ağız içerisinde implant gövdesine bağlanır; ayrıca ölçü kaşığında herhangi bir delme işlemi yapılmaz. Kaşıkla birlikte ağıza yerleştirilen ölçü materyalinin

sertleşmesinin ardından kaşık ağızdan çıkartılır. Ağız içinde kalmış olan ölçü postlarının vidaları gevşetilerek postlar çıkarılır ve tekrar analogla bağlanarak manuel olarak ölçü içerisinde bulunan yuvalarına uygun şekilde yerleştirilir.⁶⁸

Kapalı kaşık ölçü tekniği; az sayıda implant içerip fazla kompleks olmayan vakalarda ve arklar arası mesafesi kısa olan, öğürme refleksi veya astım gibi rahatsızlıkları sebebiyle ölçü kaşığının uzun müddet ağızda bulunmasına müsaade edemeyen, posteriora ve ulaşılması zor bölgede implantlara sahip olan hastalarda uygulanması kabul görmüş bir ölçü çeşididir.⁶⁸

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

Kapalı ölçü tekniklerindeki hekim ve ölçü parçalarındaki konfigürasyon bazı gelişebilen hataları elimine etmeye ve ölçü hassasiyetini arttırmaya yönelik geliştirilmiş olan, esasında bir kapalı kaşık ölçü tekniğidir. Ancak ölçü postlarının uç kısmına yerleştirilen snap-fit isimli plastik ölçü parçalarının, ölçü ağızdan uzaklaştırılırken ölçü materyalinin içinde kalması sebebiyle farklı bir ölçü tekniği olarak kabul edilmektedir. Ölçü postları tekrar implanttan ayrılarak analogla birleştirilir ve ölçü içindeki snap-fite tam oturacak şekilde yerleştirilir.⁵⁶

Snap-fit tekniğinin avantajları;

- I. Snap-fit plastik ölçü parçaları vidalanmadan hafif basınçla rahatlıkla ölçü postlarının üzerine yerleştirilebilir ve oldukça kısa süren bir işlemdir.
- II. Hasta ve hekim açısından oldukça rahat ve konforlu şekilde uygulanabilen bir tekniktir.
- III. Snap-fit ölçü parçalarına oturtulan ölçü postlarının ölçü içerisindeki stabilitesi artmakta ve bu şekilde ölçü hassasiyeti de arttırılabilmektedir.⁶⁹

2.7.1.1.3. Açık Kaşık (Pick-up) Ölçü Tekniği

Kapalı kaşık ölçü postlarına nazaran daha uzun ve daha retantif ölçü postları kullanılan ve ölçü kaşığında bu ölçü postlarına denk gelen yerlerin delinmesiyle vidalara ağız içerisinde ulaşılması sağlanan ölçü tekniğidir. Kullanılan bireysel veya standart açık kaşığın ölçü postlarının ulaşımına izin vermesi çok önemlidir.

Açık kaşık ölçü tekniğinde; ölçü esnasında ölçü materyalinin sertleşmesi beklenir, ardından ölçü postlarının vidaları gevşetilerek kaşık ağızdan uzaklaştırılır ve ölçü postlarının ölçünün içinde kalmış olması sağlanır. İmplant analogları ölçü içerisindeki postlara oturtulur ve vida sıkılarak sabitlenir. Ancak analogların sabitlenmesi sırasında rotasyonel hareketlerin oluşabilmesi ölçü hassasiyetini etkileyebilir ve daimi protezde ortaya çıkacak muhtemel bir uyumsuzluğa neden olabilir.⁷⁰

Açık kaşık ölçü teknikleri, implant gövdelerine bağlanan ölçü postlarının birbirlerine splintlenmesi (sabitlenmesi) veya splintlenmemesine göre 2 farklı yöntemle uygulanabilmektedir.

Splintli Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Ölçü postlarının birbirlerine splintlenerek açık kaşık ölçü alınması, metal-akrilik rezin bağlantılı tam ark implant üstü sabit protezlerin yapımı ile gündeme gelmiştir. Bu tekniğin geliştirilmesindeki esas amaç, tam ark implant ölçülerinde ölçü postlarını rijit bir materyal ile birbirlerine bağlayıp splintleyerek ölçü materyali içerisinde gerçekleşebilecek muhtemel hareketlerini engellemektir.⁷¹

Ölçü postlarının splintlenmesinde kullanılan materyaller:

- Akrilik/pattern rezinler
- Dual-cure akrilik rezinler ve ortodontik teller⁷²
- Ölçü plasterleri⁷²

- Karbon çelik pinler⁷³
- Light-cure kompozit rezinler⁷⁴
- Prefabrike akrilik rezin barlar.⁷⁵

Bu splintleme materyalleri arasında akrilik/pattern rezinler uygulama kolaylıkları ve maliyetleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilmektedirler. Bazı araştırmacılar akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesinin mümkün olduğunca elimine edilmesi adına splintlerin ince separeler ile ayrılmasını ve polimerizasyonun tamamlanma süresinin ardından ayrılan kısımların az miktardaki akrilik ile tekrar birleştirilmesini önermektedirler.^{76, 77} Mojon ve ark.⁷⁸, akrilik rezinlerin % 6.5 ila % 7.9 oranında polimerizasyon büzülmesine uğradığını, bu büzülmenin % 80'nin ilk 17 dakikada gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Amin⁷, Papaspyridakos⁹, Riberio⁷⁹ gibi araştırmacılar yapmış oldukları çalışmalarda bu polimerizasyon büzülmesini minimize etmek için 24 saat kadar beklemişlerdir.

Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Bazı klinik vakalarda, implantların açılanma olmadan paralel yüklenmesi mümkün olmamaktadır ve bu tip durumlarda implantlar çeşitli açılanmalarla çene kemiğine yerleştirilmektedir.⁸⁰ Anatomi ve operatör faktörlerine, bazen de mevcut doğal dentisyona bağlı olarak açılı yerleştirilen implantlar ölçü işlemlerini de oldukça etkileyebilmektedirler.

Birçok çalışma splintli açık kaşık ölçü tekniğinin splintsiz ölçü tekniğine göre daha başarılı sonuçlar elde ettiğini ortaya koysa da; ciddi açılanmalara sahip implantların bulunduğu bu tip klinik tablolarda splintlenmiş ölçü postlarının vidalarının gevşetilerek aynı anda implant gövdelerinden uzaklaştırılması imkansız olabilmektedir.⁸¹ Özellikle implant sayısının arttığı ve implant açılanmalarının 20° nin

üzerine çıktığı tam ark çalışmalarda, splintli açık kaşık ölçü tekniği yerine splintsiz ölçü tekniğinin kullanılmasının daha uygun olduğu ifade edilmiştir.^{79, 82}

2.7.1.2. Konvansiyonel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri

İmplant üstü sabit protez ölçülerinde, genellikle koyu kıvamlı (putty) ve akışkan kıvamlı (light-body) elastomerik ölçü materyallerinin aynı anda karıştırılıp uygulanması prensibine dayanan tek aşamalı ölçü tekniği kullanılmaktadır. Elastomerik ölçü materyallerinin başarılarını etkileyen en önemli faktörler; ıslanabilirlik, hidrofilitiklik, rijidite, boyutsal stabilite ve elastik hafıza şeklinde sıralanabilir. Islanabilirlik, ölçü materyalinin yüzey üzerine yayılma kapasitesini ifade eder ve elde edilecek ölçünün netliğini etkileyen önemli bir faktördür.^{83, 84}

Hidrofilitiklik, model elde etmek için ölçü üzerine dökülen alçının ölçü materyali yüzeyinde yayılma miktarını ifade eden bir kavramdır ve alçı modelin ağız ortamını yansıtma kapasitesini doğrudan etkilemektedir. Alçının ölçü materyali üzerinde kolaylıkla yayılabilmesi sayesinde ölçü üzerindeki detay noktalar alçı modelde net bir şekilde ortaya çıkarılabilmektedir.⁸⁵ Hidrofobik karaktere sahip polivinil siloksanlara (PVS) “sümfaktan” ilavesi sayesinde, polieter ölçü materyaline yakın düzeyde hidrofilitik özellikler gösterebildiği belirtilmiştir.⁸⁶

Konvansiyonel ölçü netliğini etkileyen bir diğer faktör ise ölçü materyalinin rijidite düzeyidir. Ölçü materyallerinin, bilhassa implant ölçülerinde kullanılan ölçü postlarının kaşığın ağızdan uzaklaştırılması esnasında ölçü içerisinde yer değiştirmesini engelleyebilecek düzeyde bir rijiditeye sahip olmaları gerekir. Yüksek rijiditeye sahip olan polieter ölçü materyalleri de bu sebeple implant ölçülerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar.⁶³

Boyutsal stabilite ve elastik hafıza da ölçü netliğini doğrudan etkileyen faktörlerdir.⁸⁷ Boyutsal stabilitesi yüksek ölçü materyalleri, klinik ve laboratuvar

ortamlarındaki farklı sıcaklık ve pH faktörlerinden; aynı zamanda ölçü sonrası geçen süreden minimum düzeyde etkilenecek ölçü netliğini koruma özelliklerine sahiptir. Elastik hafıza ise ölçü postları ile ölçü materyali arasında ortaya çıkabilecek stresi azaltarak daimi deformasyon oluşma ihtimalini azaltır.⁸⁸

İmplant üstü sabit protez ölçüleri açısından değerlendirildiğinde, polieter ve PVS oldukça iyi bir boyutsal stabilite ve yüksek netlik ortaya koysalar da ıslanabilirlikleri, sıcaklık ve pH değişimleri ile alçı model elde edilene kadar geçen süre içerisindeki uğradıkları hacimsel değişim göz önünde bulundurulunca implant ölçülerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olabilecekleri bilinmektedir.^{89,90} Bu ölçü materyalleri içinde PVS nin daha çok kullanılmasının sebeplerinden biri de daha az maliyetli olmasıdır.⁹¹

Bu materyallerin dezavantajlarını elimine etmek adına, son yıllarda ikisinin kombine edilmesi sayesinde vinil siloksaneter ölçü materyali de geliştirilmiştir.⁸⁰ Hidrofilik olması ve yüksek boyutsal stabilitesi olduğu ifade edilse de yapılmış olan çalışmalarda hassasiyeti yeterince iyi tespit edilemediği için fazlasıyla kullanım alanı bulamamıştır.⁹²

Polieter, PVS'ye kıyasla nispeten sert bir ölçü materyalidir ve PVS gibi yüksek akma dayanımı ve düşük elastik modülüsüne sahip bir ölçü materyaline göre teorik olarak ölçüde oluşacak daimi deformasyon miktarını azaltabilir.⁶³ Ancak elastik hafızası daha yüksek bir ölçü materyali olan PVS'nin, açılı implantlarda kaşığın implantlardan uzaklaştırılması esnasında daha az deformasyona uğradığını ve bu nedenle daha az boyutsal farklılığa sebep olduğunu ortaya koyan çalışmalar mevcuttur.^{63,80}

2.7.1.3. Konvansiyonel Ölçü Sonrası Model Eldesinde Kullanılan Alçılar

Dental alçıların, konvansiyonel ölçü netliği üzerinde kullanılan teknik ve ölçü materyali kadar etkili olduğu bildirilmiştir.⁶⁵ Geçmişte yüzey sertliği, abrazyon direnci ve detayları aktarabilme gibi birçok özelliğin değerlendirilmesi açısından çeşitli alçı

tipleri denenmiş olsa da günümüzde ölçü netliğini etkileyen en büyük problemin sertleşme sürecinde ortaya çıkan genleşme olduğu kabul edilmektedir.

Alçı genleşmesinin % 75'nin ilk 24 saat içerisinde gerçekleştiği; ancak 96 saat süresince devam ettiği tespit edilmiştir.⁹³ Alçı genleşmesi, alçı tipine bağlı olarak % 0.08 ila % 0.2 arasında gerçekleşmektedir. Bu genleşme ile ölçü materyalinde ortaya çıkan % 0.15 ila % 0.5 düzeyindeki polimerizasyon büzülmesinin birbirlerini kompanse edebileceği düşünülse de; bazı durumlarda ölçüde kliniksel kabul değerlerinin dışına çıkacak düzeyde boyutsal değişimler ortaya çıkabilmektedir.⁹⁴ Ortaya çıkan bu genleşmeyi elimine etmek için günümüzde konvansiyonel ölçü tekniklerinde sıklıkla tip IV ve tip V alçılar kullanılmaktadır ve bu şekilde protezlerde daha iyi bir pasif uyum elde edilmektedir.

2.7.1.4. Konvansiyonel Ölçülerin Dijital Ortama Aktarılması

Konvansiyonel ölçü teknikleriyle elde edilen alçı modellerin, dijital laboratuvar tarayıcıları ile taranarak 3 boyutlu modellerinin elde edilmesi ve implant üstü sabit protezlerin üretiminde CAD/CAM sistemlerinden yararlanılması mümkün olmaktadır. Günümüzde hassasiyet oranları oldukça yüksek laboratuvar tipi tarayıcılar üretilse de, bu tarama aşamasında oluşabilecek boyutsal değişimler de konvansiyonel ölçü tekniklerinin hassasiyetini etkileyebilmektedir.⁹⁵ İmplant tedavilerinde dünya üzerinde yaygın olarak başvurulan yöntemin de, çalışma modellerinin konvansiyonel yöntemler ile elde edilmesi ve ardından laboratuvar tipi tarayıcılar ile bu modellerin dijitalize edilmesi şeklinde olduğu söylenebilir.^{96, 97}

2.7.1.5. Konvansiyonel İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Günümüzdeki konvansiyonel iş akışı, daha çok ölçü aşamasının konvansiyonel tekniklerle gerçekleştirilmesi ve sonrasında alçı modelin elde edilmesini ifade eder; çünkü implant üstü tedavilerde protetik üretim aşamaları çoğunlukla CAD/CAM teknolojisi

kullanılarak gerçekleştirilir. Konvansiyonel ölçü teknikleri sonrasında elde edilen alçı modellerin laboratuvar tarayıcıları ile dijitalize edilmesi sonrası, gerekli tasarımlar yapılarak altyapı/protez üretimleri gerçekleştirilir.

Konvansiyonel implant ölçü tekniğinin birçok basamağa sahip olması sebebiyle, ağız içerisindeki implantların alçı modele aktarılmasında ve bu alçı modelin 3 boyutlu dijital modele dönüştürülmesinde boyutsal değişime sebep olacak birçok parametre mevcuttur. Konvansiyonel iş akışında ortaya çıkan bu boyutsal değişimlerin yarısının ölçü aşamasında, yarısının ise CAD/CAM'deki üretim sürecinde ortaya çıktığı söylenebilir.^{98,99}

Geçtiğimiz 30 sene boyunca farklı ölçü teknikleri ve materyalleri kullanılarak implant ölçü netlikleri üzerine birçok araştırma yapılmış olmasına rağmen bazı noktalarda görüş birliğine varılabilmemiş değildir.⁵⁶ Bu araştırmalar ışığında konvansiyonel ölçü hassasiyetini etkileyen faktörler; kullanılan ölçü kaşığı, ölçü materyali, ölçü parçalarının üretim hassasiyeti, ölçü postu seviyesi, ölçü tekniği, ölçü postlarının splintlenmesi, implant sayısı, mesafe, açı ve derinlikleri, hastanın ölçü alımı esnasındaki toleransı, kullanılan alçı tipi ve zamanlaması ile alçı modelin dijitalize edilmesinde kullanılan laboratuvar tarayıcısının hassasiyeti şeklinde sıralanabilir.

Ölçü Kaşığı

İmplant üstü protezlerde vakaya ve kullanılacak ölçü tekniğine göre standart ölçü kaşıkları veya kişiye özel hazırlanmış bireysel ölçü kaşıkları kullanılmaktadır. Standart ölçü kaşıklarının, sterilize edilebilir metal kaşık veya tek kullanımlık plastik kaşık gibi farklı çeşitleri vardır. Kaşık seçimi genellikle vaka özelinde kullanılacak ölçü tekniği ve zaman doğrultusunda yapılır. Açık kaşık ölçü tekniğinde çoğunlukla bireysel ölçü kaşıklarının kullanımı tercih edilirken, zaman kısıtlılığı mevcutsa metal kaşıklarda

uygun deliklerin açılması veya tek kullanımlık plastik kaşıkların pratik kullanımıyla da ölçüler alınabilmektedir.

Ölçü alınan çeneye gösterdiği uyum ve ölçü materyalinin kaşık içerisinde uniform kalınlıkta bulunmasını sağlaması nedeniyle bireysel ölçü kaşıkları netliği daha yüksek ölçü alınmasını sağlamaktadır.¹⁰⁰ Ancak, PVS ve polieter gibi rijiditesi ve boyutsal stabilitesi yüksek olan elastomerik ölçü materyalleri kullanıldığı takdirde bireysel ölçü kaşığı kullanımının çok mühim olmadığını ortaya koyan bazı çalışmalar da mevcuttur.¹⁰¹

Ölçü Materyali

İmplant üstü protez ölçülerinde kullanılacak ölçü materyalinin implant analoglarının pozisyonel distorsiyonlarını engelleyecek düzeyde yüksek kalitede özelliklere sahip olması gerekir. Bundan dolayı implant ölçülerinde genellikle PVS ve polieter kullanılır.^{102, 103} Üstün mekanik ve ıslanabilirlik özelliklerine sahip olması iddiasıyla üretilen vinil siloksaneter ölçü materyali de klinik uygulamalarda ve çalışmalarda kendine yer bulmuştur. PVS ile kimyasal bağ oluşturabilme özelliği de bir avantaj olarak ortaya çıksa da bu materyalin kullanım sıklığının artması için hassasiyetine yönelik çalışmaların ve verilerin artması gerekmektedir.¹⁰⁴

Ölçü Parçalarının Hassasiyeti

Üretim hassasiyetine bağlı olarak; birbirleriyle eşleşen protetik parçaların rotasyonel hareketler ve uyumsuzluk sonucu iyi bir uyum göstermeyebildikleri ortaya konmuştur.^{105, 106} Ma, bu protetik parçaların üretim hassasiyetlerinin 22-100 µm arasında değiştiğini belirtmiştir.⁵⁶ Bundan dolayı ölçü postunun implanta bağlanması ve ardından analogla bağlanması esnasında çeşitli boyutsal değişimler ortaya çıkabilmektedir.¹⁰⁷

Kullanılan Ölçü Postu

Ölçü postları direk implanta bağlanan implant-seviyesi ölçü postları ve multi-abutment üzerine oturtulan abutment-seviyesi ölçü postları olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Alikhasi ve ark.¹⁰⁸ yapmış oldukları bir çalışmada, bu ölçü postlarının ölçü hassasiyetini etkilemediği belirtilirken; Kwon ve Walker^{109, 110} gerçekleştirdikleri çalışmalar sonucunda implant-level ölçü postları ile alınan ölçülerde daha az boyutsal değişim ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

Ölçü postlarının yükseklikleri ve konfigürasyonları da ölçü başarısını etkileyebilmektedir. Uzun ölçü postlarının ölçü kaşığını ağızdan uzaklaştırmada zorluk yaratarak ölçü materyalinde stres yaratacağı düşünülse de; ölçü postları uzunluklarının ölçü hassasiyetine etkisi olmadığı belirtilmiştir.¹¹¹

İmplant Bağlantı Tipi

Ölçü postu ve abutment gibi parçaların implant gövdesine bağlanması internal (iç) veya eksternal (dış) şekilde gerçekleşmektedir. Eksternal bağlantıların anti-rotasyonel mekanizmaya sahip olduğu söylene de rotasyonel yapısında mikro-hareketlerin gözlemlendiği ve kısa anti-rotasyonel yapısı dolayısıyla internal bağlantılara göre boyutsal değişime daha müsait olduğu belirtilmektedir.¹¹² Bağlantı alanının daha geniş olması dolayısıyla daha iyi bir anti-rotasyonel özellik gösteren internal bağlantıların daha net ölçü alınmasını sağlayabileceği düşünülmektedir. Ancak böyle bir sonucun gösterildiği bir çalışma olmadığı gibi, açılı implantlarda ölçü postlarının aynı anda implant gövdelerinden uzaklaştırılması da oldukça zor olabilmektedir.^{88, 113}

Ölçü Tekniği

Kapalı kaşık ve açık kaşık olmak üzere temel olarak 2 farklı implant ölçü tekniği bulunmaktadır. Parsiyel dişsizlik vakalarında açık kaşığın daha iyi sonuçlar ortaya koyduğunu çalışmalar olduğu gibi¹¹⁴⁻¹¹⁷ aralarında anlamlı bir fark olmadığını ortaya

koyan birçok çalışma da mevcuttur.^{108, 118, 119} Tam çene implant vakalarında ise açık kaşık ölçü tekniğinin anlamlı derecede netliği yüksek sonuç verdiği birçok çalışmada kanıtlanmıştır.¹⁰⁷

Açılı implantlarda açık kaşık ölçü tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmekte ve kullanılması önerilmektedir.⁹¹ Ancak bu teknik özellikle implantların posterior bölgede bulunduğu durumlarda, öğürme refleksi ve ağız açma kısıtlılığı bulunan hastalarda oldukça zorlayıcı olabilmekte ve klinisyenler tarafından kapalı kaşık ölçü tekniği tercih edilebilmektedir.¹²⁰

Ölçü Postlarını Splintleme

İmplant ölçü postlarının splintlenmesi sayesinde rijit bir bağlantı sağlanır ve elastik ölçü materyali içerisindeki hareketleri minimize edilmiş olur.¹²¹ Papaspyridakos ve ark.¹⁰⁷ yayınladığı derlemede, splintli açık kaşık ölçü tekniğinin splintsiz tekniğe göre hem parsiyel hem total dişsizlik vakalarında daha yüksek netlikte ölçü alınmasını sağladığını belirtmiştir.

Splintleme için kullanılan splint materyalinin boyutsal stabilitesi ve polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesi için beklenen sürenin de ölçü hassasiyetini etkileyebileceği düşünülmektedir. En sık kullanılan splint materyalleri akrilik/pattern rezinlerdir ve bu rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesi için splintin belli noktalardan separeler yardımıyla bölünmesi ve 24 saat sonra tekrar birleştirilmesi önerilmektedir. Ancak bu durumun seans sayısını ve çalışma zamanını arttırması dolayısıyla ideal bir çözüm olmadığı da düşünülmektedir. Büzülmenin % 80'inin ilk 17 dakika içerisinde gerçekleştiğinin ortaya konmasıyla beraber kimi klinisyenler 24 saat beklemek yerine daha kısa süre bekleyip splintleri tekrar birleştirerek ölçü almayı tercih etmektedirler.⁷⁸

İmplant Sayısı ve İmplantlar Arası Mesafe

Total ve parsiyel dişsizlik durumlarında artan implant sayısı ve implantlar arasındaki farklı mesafeler de göz önünde bulundurularak ölçü hassasiyetinin değişebildiği ortaya konmuştur.¹²² Konvansiyonel ölçü teknikleri kullanılan parsiyel dişsizlik vakalarında lineer ve açısal boyutsal değişimler tam dişsizlik vakalarına göre daha düşüktür.¹²³ Dörtten fazla implantın bulunduğu vakalarda özellikle kapalı kaşık ölçü tekniğinin ölçü hassasiyetinin düştüğünü gösteren birçok çalışma mevcuttur.^{56, 107, 124, 125}

İmplantlar Arası Açılanma

İmplant ölçüleri esnasında ölçü postlarının elastik ölçü materyali içerisinde hareket etmesi ölçülerde çeşitli boyutsal değişimlere yol açmaktadır. Paralel implantların bulunduğu bir vakada kaşık kolay bir şekilde ağızdan uzaklaştırılabilirken; implantların paralel yerleştirilmesinin mümkün olmadığı, açılı yerleştirilmesi gereken bu gibi durumlarda açılanmanın artmasıyla birlikte ölçüdeki daimi deformasyon miktarı da artmaktadır.⁶⁷

İmplant ölçü teknikleriyle ilgili yapılmış olan bir çalışmada paralel implant ölçülerinin açılı implantlara nazaran daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koyan bazı çalışmalar^{3, 80, 112, 121} bulunurken; literatürdeki bazı çalışmalarda da anlamlı bir fark bulunamadığı belirtilmiştir.^{81, 116}

Çalışma Modeli Eldesinde Kullanılan Alçı Özellikleri

İmplant ölçüleri sonrası çalışma modeli elde edilmesinde kullanılan alçının boyutsal stabilitesi ve dökülme zamanı oldukça önemlidir.⁵⁶ Günümüzde implant vakalarında, genişleme oranları % 0.05 lere kadar düşürülmüş olan tip IV alçılar kullanılmaktadır.

Alçı Modelin Dijitalize Edilmesinde Kullanılan Laboratuvar Tarayıcı Özellikleri

İmplant üstü protez üretiminde CAD/CAM teknolojisinden yararlanarak dijital tasarım yapıp kazıma makinasında altyapı veya monolitik üstyapı üretimi yapabilmek için implant analogları ile elde edilmiş olan alçı modelin bir laboratuvar tarayıcısında taratılarak 3 boyutlu modelinin elde edilmesi ve CAD sistemine aktarılması gerekmektedir. Konvansiyonel ölçü ile implant pozisyonları alçı modellere aktarılırken, scan bodylerin bu modele oturtulması ve modelin tarayıcı ile taratılması sonucu analoglu model de bilgisayar ortamına aktarılmış olur.^{124, 126, 127}

Dijital laboratuvar tarayıcılarının hassasiyetleri 1 µm ila 20 µm arasında değişebilmektedir ve hassasiyet düzeyleri doğrultusunda ölçü ve alçının dökülmesi aşamalarının ardından ufak da olsa bir distorsiyona daha neden olabilmektedirler.

2.7.2. Dijital Ölçüler

Dijital diş hekimliği günümüzde popülaritesini git gide arttırmakta ve klinik uygulamalarda yaygın bir kullanım alanı bulmaktadır. Özellikle geçtiğimiz son 10 yılda birçok farklı dental firmanın ağız içi tarayıcı üreterek bunları farklı markalar ile piyasaya sürmesiyle birlikte ciddi bir rekabet ortaya çıkmıştır. Netlikleri ve kullanım hızları geliştirilmiş çeşitli ağız içi tarayıcıların üretilmesiyle birlikte implantoloji alanı ve uygulamaları da birçok değişime uğramıştır.¹²⁸

30 yıl kadar önce tek üye restorasyonu üretimi için geliştirilmiş olan CAD/CAM teknolojisi, bugün geldiğimiz noktada tam çene implant-üstü restorasyonların yapımını mümkün kılmaktadır. Bunun başlıca sebeplerinden biri, özellikle 2000’li yılların sonlarına doğru yüksek kalitede birçok ağız içi tarayıcı üretilmiş olmasıdır.¹²⁹ Bu ağız içi tarayıcılar ölçü aşamalarını oldukça basitleştirerek hasta başında geçirilen zamanı azalttıkları gibi, hasta-hekim-laboratuvar arasındaki iletişimi de kolaylaştırmıştır.^{130, 131}

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

1. İmplantasyon: Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri ve dijital ölçülerin karşılaştırılması (süperimpozisyonu) sayesinde uygun tedavi planlamasının yapılması ve 3 boyutlu printerlar sayesinde buna uygun cerrahi rehber plak üretimi
2. İmplant ölçüsü: Ağız içi tarayıcılar ile osseointegre implantların dijital ölçülerinin alınması
3. Protez üretimi: CAD/CAM ile implant üstü protezlerin üretimi⁹

Hastanın çene kemiği anatomisine ve planlanan protetik tedaviye uygun bir şekilde implantların yerleştirilmesinin ardından protetik aşamaların da dijital tekniklerle gerçekleştirilmesi birçok avantaj sağlamaktadır. Öncelikle, implant üstü protezlerin alt yapıları CAD/CAM sistemlerinde katı blok materyallerden üretilmektedir. Böylelikle materyal daha homojen bir yapıya kavuşmakta ve yüksek mekanik özellikler sergileyebilmektedir. CAD/CAM teknolojisi sayesinde alt yapı üretiminde kullanılan titanyum; özellikle konvansiyonel üretim tekniklerinde kullanılan değerli metal alaşımlarına göre daha ucuza mal edilebilirken, değersiz metal alaşımlarına göre de implantla aynı materyal olması dolayısıyla ağız içerisinde daha az galvanik korozyona uğramakta ve daha iyi bir biyolojik uyum göstermektedir.¹³²

Dijital implant ölçüleri, konvansiyonel ölçü tekniklerindeki kaşık seçimi, splint materyali ve ölçü materyali büzülmesi, alçı genleşmesi gibi birçok aşamayı elimine ettiği için implant üstü sabit protez yapımındaki hassasiyeti teorik olarak yükseltebilir.¹¹⁶ Dijital ölçü sayesinde iş akışı kolaylaştırıldığı ve bu tip boyutsal değişim faktörleri elimine edildiği gibi kaşık, ölçü materyali ve alçı masrafı, ölçü

kaynaklı enfeksiyon bulaşı, ölçü ve alçı model depolanması ve artikülasyon gibi birçok dezavantaj da ortadan kaldırılabilmektedir.¹³³⁻¹³⁵ Bir başka avantajı ise hekimin ölçüyü teknisyene ulaştırmadan hatalarını tespit edip oldukça hızlı bir şekilde ölçüyü tekrarlayabilmesi ve ardından laboratuvara e-mail yoluyla ölçüleri ulaştırabilmesidir.¹³⁵

Dijital implant ölçüsü, ilk olarak 2004 yılında Biomet 3i (Florida, ABD) firması tarafından BellaTek Encode ölçü sistemi ve Robocast teknolojisi olarak geliştirilmiştir. Bu sistemde iyileşme başlıkları 2 parçadır ve üstte bulunan parçanın kodlanmış vaziyetteki oklüzal yüzeyi sayesinde dijital ölçü alımı mümkün kılınmıştır. Bu oklüzal kod yardımıyla, sistemde dijital dizayn ortaya çıkarılmakta ve bireye özel abutment üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Ancak implant üstü restorasyonun üretimi için bu abutmentin ağıza uygulanarak tarayıcı ile bir kez daha taratılması gerekmektedir.²⁷

Günümüzdeki dijital ölçü tekniği sayesinde ağız içerisindeki implantın 3 boyutlu pozisyonunun CAD/CAM ortamına aktarılabilmesi için ise scan body/scan abutmentler kullanılmaktadır.¹²⁸ Bu scan bodyler; implantın heks pozisyonu, açısı ve derinliği hakkındaki gerekli verileri sağlamak üzere çentik, düzlem vb. çeşitli konfigürasyonlara sahiptirler. Metalden yapılmış olan tipleri mevcut olmasına rağmen ışığın yansımaları engelleyen plastik ve PEEK materyalinden üretilmiş tipleri daha çok kullanım alanı bulmaktadır.²⁷ Ağız içi tarayıcılar ile bu scan bodylerin taranması sonrası, implant firmasının dijital kütüphanesi kullanılarak implantların pozisyonları tespit edilebilmekte ve tasarımın ardından CAM teknolojisi ile protetik üretim aşaması gerçekleştirilebilmektedir.^{126, 136}

Ağız içi tarayıcı teknolojisinin bu denli gelişmesine rağmen, günümüzde bone-level seviyesindeki implantlarda implant çevresindeki yumuşak dokunun dijital ölçüsünün alınması tam anlamıyla mümkün olmamaktadır. Bununla birlikte dijital ölçüde tarayıcının elde ettiği görüntüleri birleştirip ölçü bütünlüğünü sağlayabilmesi

için çeşitli sert doku referans noktalarına ihtiyaç duymaktadır ve tam çene implant vakalarında ölçü bölgesi hareket edebilen mukoza ile kaplı olduğu için bu tip vakalarda dijital tekniğin çeşitli limitasyonlara sahip olduğu belirtilmektedir.¹³⁷

Günümüzde doğal dişli vakalarda tam çene gibi geniş alan kaplayan bölgelerin ölçülerinin dijital tekniklerle yüksek hassasiyette alınabildiği birçok çalışmada bildirilmiştir.^{97, 135, 138} Tam dişli çene ölçülerinde netlik karşılaştırması üzerine in vitro bir çalışma yapan Ender ve Mehl¹³⁸, dijital ölçünün konvansiyonel tekniğe benzer sonuçlar ortaya koyduğunu belirtmişlerdir. Ancak dişli çenelerin dijital taraması ile scan body yerleştirilerek taranan implant ölçüleri farklı protokollere ve parametrelere sahiptirler.¹³⁹

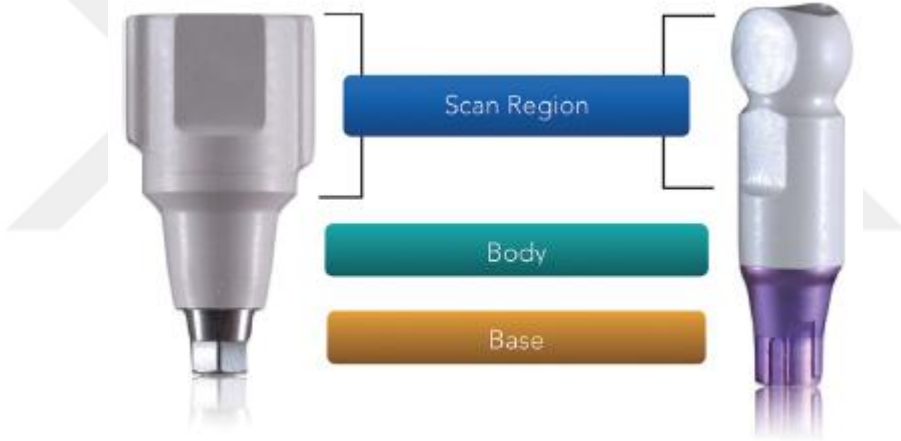
2.7.2.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Dijital implant ölçüsü, dijital iş akışlı implant tedavisindeki protetik aşamanın ilk basamağıdır. Konvansiyonel ölçü tekniğine göre çok daha farklı prensipler barındıran bu teknik; ölçü materyali ve alçıya bağlı ortaya çıkabilen boyutsal değişimleri elimine etmek üzere geliştirilmiştir. Ancak kullanılan çok çeşitli teknolojik alt yapıya, farklı implant sistemlerine ve insan faktörlerine bağlı olarak ağız içindeki implant pozisyonlarının dijital ortama aktarılmasında çeşitli boyutsal değişimlerle karşılaşabilmektedir.

Dijital ölçü tekniği; kullanılan ağız içi tarayıcının hacmi, kullanım hızı, görüntü çözünürlüğü, yazılım programı ve görüntülerin bu yazılımda dizilme, birleşme, artefaktları ortadan kaldırma kapasitesi gibi birçok özelliğinden etkilenmektedir. Teknolojik alt yapı kadar; kullanılan scan body ve bu scan body'nin implant firmasının dijital laboratuvarıyla uyumu, tarama protokolü, implant pozisyonu, hastaya ve hekime bağlı birçok faktör dijital ölçü netliğini değiştirebilmektedir.¹⁴⁰

Scan Body

Scan bodyler, ağız içi tarayıcı veya konvansiyonel ölçünün son basamağı olarak bir laboratuvar tarayıcısı ile taranarak implantların 3 boyutlu pozisyonlarının dijital implant kütüphanesiyle eşleştirilerek dijital ortama aktarılmasını sağlayan ölçü parçalarıdır. Ağız içi taramada kullanılmak üzere tasarlanan intraoral scan body ve alçı modele yerleştirilerek laboratuvar tarayıcısıyla kullanılmak üzere tasarlanan laboratuvar scan body tipleri mevcuttur. Bu scan bodylerin kullanımıyla dijitalize edilmiş implant ölçüleri üzerinde tasarımlar yapılarak; bireysel abutmentlar hazırlanabildiği gibi, implant üstü kuron, köprü, bar ataşman gibi protetik parçalar da CAD/CAM sistemlerinde üretilebilir.



Şekil 2.1. Scan-body bölümleri ¹⁴¹

Scan body ölçüsü ile üretici firma tarafından oluşturulan dijital kütüphane arasında yüksek hassasiyette yüzey eşleme algoritmasının gerçekleştirilebilmesi için, scan body yüzeylerinin uygun bir şekilde görüntülenmiş olması gereklidir.¹⁴² CAD programında dijital ölçüdeki nokta bulutları ve bu algoritma kullanılarak, otomatik olarak dijital implant analogunun pozisyonu 3 boyutlu düzlemde (hex pozisyonu, açı, mesafe) uygun bir şekilde tanımlanmış olur. Birçok implant firması dijital kütüphanesini ücretsiz kullanıma sunarken, bazı firmalar belirli laboratuvarlar ile

anlaşma yoluna giderler.¹⁴¹ Bundan dolayı, implant tedavisinde dijital iş akışı için dijital kütüphanenin elde edilmesi veya var olan bir laboratuvarla çalışılması gerekmektedir.

2004 yılında tanıtılan Robocast Teknolojisi'nin ardından 2008 yılında Straumann Group dijital implant ölçüsünde kullanılmak üzere ilk scan body üretimini gerçekleştirmiştir.¹⁴³ Başlangıçta bu scan bodyler tek bir ağız içi tarayıcı (iTero) ve tek bir tarama teknolojisi (paralel konfokal mikroskopi) ile kullanılmak üzere tasarlanmış ve sadece tek üye restorasyon üretiminde kullanılabiliştir. Bugün gelinen noktada ise, büyük implant firmalarının tamamı farklı ağız içi tarayıcılarla kullanılabilen scan body üretmektedirler. Piyasada bulunan ve farklı firmalar tarafından üretilen scan bodyler; üretildikleri materyal, boyut, şekil, yüzey konfigürasyonları, bağlantı biçimleri (implant level, abutment level vb.), tarayıcı-yazılım uyumu ve maliyet bakımından çok çeşitli özelliklere sahiptirler.^{144, 145}

Ağız içi ortamında tarama açısından mat, opak ve düzgün yüzeyler; parlak, translusent ve pürüzlü yüzeylere kıyasla büyük avantaj sağlamaktadır; ancak ağız içinde tükürük bulaşı sebebiyle sert ve yumuşak doku yüzeyleri ışığı yansıtabilecek parlak hale gelebilmektedirler.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸ Dijital ölçüler üzerine yapılmış olan çalışmalar; derin, keskin, açılı, undercut ve üzerinde fazla konfigürasyon bulunan yüzeylerin taranmasının daha düşük netlikte nokta bulutları ortaya çıkardığını ortaya koymuştur.^{81, 149, 150}

Optimum yüzey özelliklerini ihtiva etmesi açısından scan body'nin üretilmiş olduğu materyal oldukça önemlidir. Günümüze kadar PEEK, titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve çeşitli rezinler kullanılarak birçok çeşitte scan body üretilmiştir. Bu materyallerin üretim hassasiyetlerinin farklı olması da scan body'nin implant veya abutment ile olan uyumunu etkileyebilmektedir.¹⁴¹

İmplant firmalarının ürettikleri scan bodylerin üretim hassasiyetleri 11 µm ile 39 µm arasında değişmektedir.¹⁴⁵ Stimmelmayr ve ark.¹⁴⁵, 2012 yılında gerçekleştirdikleri

in vitro çalışmada da, scan bodylerin implant analogları ile olan uyumlarının orijinal implant gövdeleriyle olan uyumlarından daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Aynı zamanda intraoral scan bodyler, ağız içerisinde kolaylıkla yerleştirilebilmeleri ve fazla hacim kaplamamaları adına laboratuvar scan bodylerine göre daha kısa şekilde tasarlanmaktadır.¹⁴¹ Bu gibi durumlar, farklı ölçü teknikleri sonrası CAD yazılımında pozisyonlandırılan dijital implant analogunun doğruluğunu da doğrudan etkilemektedir.¹⁵¹

Scan body şekil ve yüzey konfigürasyonlarının da ölçü netliğini etkileyebileceği düşünülmektedir; ancak literatürde bu tip bir karşılaştırmanın yapıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Chia ve ark.⁶⁷, 2017 yılında yapmış oldukları çalışmada tek parça scan body kullanmışlar ve tek kullanım sonrası scan body yüzeyinde belirgin bir aşınmanın olduğunu belirtmişlerdir. Lin ve ark.⁸¹ ise, 2 parçalı scan body kullanmış oldukları çalışmalarında bu tip scan bodylerin implant pozisyonunun transferinde distorsiyona neden olabileceklerini belirtmişlerdir.

Birden çok implantın bulunduğu vakalarda, ağız içi tarayıcının birbirleriyle eşdeğer görünüme sahip scan bodyleri tararken, bu parçaları birbirinden ayırması ve ark içerisindeki doğru pozisyonunda görüntüsünü oluşturması oldukça zorlayıcı olabilmektedir. Bilhassa fotoğrafları birleştirme prensibiyle çalışan ağız içi tarayıcılar, taramayı devam ettirecek referans noktaları kaybettikleri takdirde farklı scan bodyleri birbirlerinin üzerine yapıştırabilirler.¹²⁷

Flügge ve ark.¹²⁷, kısa ve küçük scan body kullanıldığında ölçü hassasiyetinin azaldığını belirtmişlerdir. Ajioka ve ark.¹⁵² ise, 5 mm ve 7 mm uzunluğundaki scan bodyleri kullanarak yaptıkları netlik karşılaştırmasında scan body uzunluğu arttıkça açılanmada ortaya çıkan boyutsal değişimin arttığını belirtmişlerdir.

Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılımı

Dış hekimliğinde kontakt ve non-kontakt modda kullanılabilen 2 tip tarayıcı vardır. Güncel ağız içi tarayıcıların hepsi, görüntülenecek objeye temas etmeden yani non-kontakt modda kullanılırlar. Ancak farklı firmalar tarafından üretilen farklı ağız içi tarayıcılar; konfokal mikroskopi, triangulasyon, interferometri, dalga örnekleme (wavefront sampling), yapısal aydınlatma (structured light), lazer ve video gibi farklı prensiplerle çalışırlar.¹⁴¹ Bu çalışma prensipleri dolayısıyla ortaya çıkardıkları görüntü netlikleri arasında ciddi farklılıklar bulunabilmektedir.

Dijital ölçünün alınması sonrası taranan obje yüzeyinde elde edilen nokta bulutu kullanılarak yüzey yapılandırması gerçekleştirilir.¹⁵³ Bu işlem ağız içi tarayıcıya özel üretilen yazılım içerisinde bulunan algoritmanın bu nokta bulutları uygun şekilde sıralaması, düzenlemesi ve birleştirerek tek bir görüntü haline getirmesiyle gerçekleştirilir. Böylelikle taranan objenin 3 boyutlu modeli elde edilmiş olur.^{154, 155}

Nokta bulutu yoğunluğunun fazla olması, yazılımın yüzey işleme algoritmasının yüksek hassasiyetle gerçekleştirilmesini sağlar.¹⁵⁶ Böylelikle gerçek obje yüzeyine benzer bir 3 boyutlu dijital model elde edilmiş olur. Ölçü sonrası bazı yüzeylerde yetersiz tarama nedeniyle yetersiz nokta bulutu yer alır ve yazılım tahmini olarak bu yüzeyi kendi yapılandırır. Görüntülenememiş olan bu bölgelerde yazılımın gerçekleştirdiği yapılandırmalar kimi zaman gerçek hacme göre oldukça değişkenlik gösterebilmekte; bu da ölçüde çeşitli distorsiyonların ortaya çıkmasına neden olmaktadır.¹⁴¹

Dijital modeldeki yüzeyler STL (Standart Triangle Language) diliyle tanımlanmaktadır ve bu dilin boyutu hem ağız içi tarama sistemlerine göre, hem de aynı sistemin kullanıldığı farklı taramalarda değişebilmektedir. Ağız içi kameranın operatör tarafından kullanımına bağlı olarak, obje yüzeyleri farklı yoğunlukta

görüntülenebilmektedir. Bundan dolayı aynı objenin farklı kişiler tarafından veya farklı zamanlarda taranmasında elde edilecek değişik yoğunluklara göre, 3 boyutlu modellerde hatalı yüzeyler elde edilebilmektedir.¹⁵⁷

Ayrıca, ağız içi tarayıcılar farklı büyüklüklerde tarama uçlarına sahiptirler. Büyük uca sahip sistemlerin kullanılarak, kısıtlı ağız açma kapasitesine sahip hastalarda ve posterior bölgelerde yeterli görüntülemeyi yapmak bazen mümkün olmamaktadır. Bu da ölçü üzerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olan bir durumdur.¹⁵⁸

Opak Ajan Kullanımı

Ağız için tarayıcı sistemleri, opak ajan kullanım gerekliliğine göre farklılık gösterebilmektedirler. Opak ajan veya pudra gereksinimi daha çok eski jenerasyon ağız içi tarayıcılar için kullanılırken, piyasada hali hazırda bulunan True Definition (3M ESPE) vb. birkaç ağız içi tarayıcı dışındaki güncel tarayıcılar objeleri görüntülemek için genellikle opak ajan ihtiyacı duymamaktadırlar.¹⁵⁹⁻¹⁶¹ Metalik objelerin, örneğin titanyum içerikli eski tip scan bodylerin, taranması gibi bazı özel durumlarda da ışık yansımalarına engel olmak için opak ajanlar kullanılabilir.

Opak ajan uygulanması hastayı rahatsız edebileceği gibi obje üzerinde uniform kalınlıkta uygulanması da zordur. Farklı kalınlıklarda tabakaların oluşturulması da tarama netliğini doğrudan olumsuz etkileyebilecek bir faktördür.¹⁶²

Tarama Protokolü

Ağız içi tarayıcıların görüntü elde etme yöntemleri değişkenlik gösterdiği için; üretici firmalar kendi tarayıcıları için farklı tarama protokolleri önermektedirler.^{8, 163-165} Ancak tarama protokollerinin ölçü netliğine etkisi üzerine literatürde çok fazla çalışma olmaması dolayısıyla, bu konuda az sayıda veriye ulaşılabilmektedir.¹⁶⁴⁻¹⁶⁶

Ağız içi taramalar, objelerin ilk görüntüden uzaklık veya yakınlık derecelerine göre “çeyrek ark” (quadrant) olarak isimlendirilen bölgelere ayrılması ile

gerçekleştirilir. Örneğin posterior bölgeden başlanan bir taramada burası 1. quadrant iken, anterior bölge 2. quadrant olarak adlandırılır. Ağız içi tarayıcı elde edilen görüntüleri best-fit algoritması kullanarak en uygun şekilde birleştirmeye çalışır. Her bir birleştirmede doğal olarak belli düzeyde bir boyutsal değişim ortaya çıkar. Best-fit algoritmasının görüntüleri birleştirirken ilk görüntülenen alanı yani 1. quadrant bölgeyi referans olarak kullanması dolayısıyla, 2. quadrant bölgeye gidildikçe ölçü netliği azalmaktadır. Bundan dolayı taranan alanın uzaması daha fazla sayıdaki görüntünün birleştirilmesine, bu da boyutsal değişim oluşma ihtimalinin artmasına sebep olur.¹⁵⁰

6 implanta sahip alt tam çene implantlı bir model üzerinde dijital ölçü netlikleri karşılaştırması yapan Vandeweghe ve ark¹⁰, en düşük netliği en distalde bulunan 36 ve 46 numaralı bölgelerdeki implantlarda tespit etmişlerdir. Araştırmacılar, bu bölgelerin tarama yapılan arkın son noktaları olması ve quadrant etki sebebiyle, daha fazla distorsiyon ortaya çıkardığını belirtmişlerdir.

Ağız içi taramaya posterior bölgeden başlanması durumunda ise anterior bölgede daha fazla boyutsal değişim ortaya çıkmaktadır. Posterior bölgeler daha geniş yüzey alanı barındırmaları dolayısıyla, tarayıcı için daha iyi bir referans teşkil ederler. Bu nedenle 1. quadrant olmaları yani taramaya posterior bölgelerden başlanması tavsiye edilir.⁵⁹

Ender ve ark.¹⁶⁴, 2013 yılında 3 farklı ağız içi tarayıcı (Lava COS, iTero, Cerec Bluecam) kullanarak 6 farklı tarama protokolü üzerinde 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.¹⁶⁴

Tarama Yapılan Bölge

Tarama yapılan bölge, çeyrek ark (quadrant) etkisinin dışında içerdiği geometrik veriye göre ölçü netliğine etki etmektedir. Yüzey alanı az olan anterior bölgede yapılan bir taramada, arkin daha distal bölgelerinde yapılacak taramaya göre daha az veri elde edilir ve bu da çeşitli boyutsal değişimlerin ortaya çıkmasına sebebiyet verebilir.¹⁶⁴

Ender ve ark.¹⁵⁷ 2015 yılında yayınlamış oldukları makalede, aldıkları dijital ölçülerde gingival ve interproksimal bölgelerin daha fazla boyutsal değişime sahip olduğunu belirtmişlerdir. Kameranın bulunduğu tarayıcı ucun bu bölgelere yeterince giremediği için uygun açıda görüntüleme yapamadığını ve daha az miktarda veri elde edilebildiğini bildirmişlerdir.

Taranan Ark Uzunluğu

Taranan ark mesafesinin artmasıyla birlikte, nokta bulutları arasında yeterli düzeyde referans nokta elde edilmesi zorlaşır. Bu durumda ayrı ayrı elde edilmiş görüntülerin düzgün şekilde birleştirilebilmesi mümkün olmaz ve bunun sonucunda ya elde edilen görüntüde optik gürültüler (optic noise) ve distorsiyonlar meydana gelir ya da yazılım yüzey eşleme algoritmasını kullanamayacağı için taranan bazı bölgeleri kesip atar.¹⁶⁷ Özellikle dişsiz hastalarda yaşanan bu durumu elimine edebilmek için,

referans noktaları arttırmak adına scan bodyler birbirlerine splintlenebilir^{168, 169} ve böylece gövde aralarında da tarama sisteminin referans olarak kullanabileceği nokta bulutu kaynakları elde edilmiş olur.

Tarama Sırasında Kullanılan Görüntü Çözünürlüğü

Ağız içi tarama yapıldıktan sonra elde edilen görüntüler, tarama sistemlerindeki yazılımlarda bulunan meshing (düzeltme) algoritmaları kullanılarak uygun şekilde düzenlenir. Ham verilerin düzenlenmesi sayesinde 3 boyutlu model için istenen görüntüler elde edilir. Ancak bazı durumlarda meshing algoritmaları, dijital görüntü üzerinde orijinal objedekinden farklı yüzeyler yaratarak boyutsal değişime da neden olabilmektedirler.¹³⁴

Bu algoritmaların kullanım miktarını azaltmak için ağız içi tarayıcıların kalibrasyon testlerine tabi tutulması ve taramaların yüksek çözünürlük modunda gerçekleştirilerek taranan objeye dair daha yüksek kalitede veri elde edilmesi gerekir.¹³⁴ Ancak, yüksek çözünürlükte tarama yapmanın tarayıcı maliyetini arttırması, tarama sürecini uzatması ve sistem hafızasında daha fazla yer kaplaması gibi çeşitli dezavantajları da mevcuttur.¹⁴¹

Optik Gürültü (Optic Noise)

Ağız içi tarayıcının, tarama esnasında yansıyan ışık görüntülerine maruz kalması sonucu elde edilen görüntüler etkilenmekte ve optik gürültü ortaya çıkmaktadır.¹⁷⁰ Optik gürültüyü engellemek için, tarayıcının görüntüleme esnasında spesifik şekilleri aramasına izin veren önceden düzenlenmiş parametrelerin kullanılması gerekir.¹⁷¹ Doğal dişlerin her biri farklı şekillere sahip olduğu için dişli vakalarda alınan dijital ölçülerde bu yöntemi kullanmak mümkün değildir. Ancak scan bodylerin birebir aynı şekillere sahip olması sebebiyle, taranacak olan scan body'nin yazılımda seçilmesi ve boyutlarının önceden yazılıma tanıtılması sayesinde optik gürültüler engellenebilir.¹⁷²

Optik gürültünün minimize edilebileceği bir diğer yöntem de yüksek çözünürlükte tarama yapılarak yüzey yapılandırma işlemlerinde ortaya çıkan boyutsal değişimleri engellemektir.¹⁷² Aynı zamanda elde edilen 3 boyutlu görüntülerdeki nokta bulutlarının incelenmesiyle optik gürültüler tespit edilebilir ve tarama tekrarlanabilir.¹⁷⁰

Artifaktlar

Artifakt; mikroskobik, radyolojik ve ultrasonografik incelemelerde insan eliyle oluşturulmuş, yapay yapı veya görünüme verilen isimdir. Ağız içi taramalarda görüntülenmek istenen yapıların; komşu yapılar ve undercut bölgeler sebebiyle gölgelenmesi, ağız içerisinin yetersiz alana sahip olmasıyla birlikte tükürük nedeniyle nemli olması; dijital veri kalitesini düşürmekte ve 3 boyutlu modellerde yetersiz veri veya artifaktlar ortaya çıkarmaktadır.¹⁷³ Aynı zamanda optik yansımalar sonucu da artifaktların oluşabileceği düşünülmektedir.¹³⁵

Artifaktların oldukça fazla miktarda boyutsal değişime neden olduğu düşünülmektedir.¹³⁵ Ender ve ark.¹⁵⁷, 2016 yılında yaptıkları çalışmada Cerec Bluecam Software 4.0 ile elde ettikleri 3 boyutlu modellerde gingival marjin bölgesinde düzensiz sahaların ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Bu sahaların da üçgenlere bölünme (triangulasyon) sürecinde dağınık konumlanmış olan yüzey noktalarından kaynaklanan artifakt olduğunu bildirmişlerdir.

Operatör Tecrübesi

Bir dijital ölçünün netliğinde, operatörün kullanılacak ağız içi tarayıcıya dair geçmiş tecrübesinin ve o tarama sistemine olan bilgi birikiminin önemli olduğu düşünülmektedir. Konuyla ilgili gerçekleştirilen çalışmalarda, farklı tecrübelerine sahip operatörlerin elde ettikleri ölçüler arasında karşılaştırma yapılmıştır. 2014 yılında Gimenez ve ark.¹⁵⁰ yaptıkları çalışmada; 1 tecrübesiz operatör, 2 tecrübeli ve bir diğer tecrübesiz operatöre kıyasla anlamlı düzeyde netliği düşük ölçü elde etmiştir. Ancak

aynı araştırmacının 2015 yılında gerçekleştirdiği çalışmalarda; tecrübesez bir operatörün farklı bir ağız içi tarayıcı tecrübeseine sahip operatöre göre daha iyi sonuçlar elde ettiği, çalışma sonunda alınan ölçülerde ise artık anlamlı bir farklılığın kalmadığı belirtilmiştir.^{134, 167, 174}

Aynı zamanda bilgisayar dnyasında yetişip teknoloji ile i içe olan genç hekimlerin klinik uygulamalarında dijital iş akışına daha kolay adapte oldukları tespit edilmiştir. Yaşça büyük olup klinik akışlarını belli bir düzene oturtmuş olan hekimler ise, ağız içi tarayıcı ve yazılımlarını kullanmayı daha komplike bulmaktadırlar.^{175, 176}

İmplant Pozisyonu

Dijital implant ölçülerinin, implant aılanmalarından herhangi bir materyal deformasyonu veya ölçü postunun ölçü içinde hareket etmesi gibi bir durum söz konusu olmadığı için prensip olarak etkilenmemesi gerekir. Ancak bu konuda birçok çalışma gerçekleştirilmiş; bazı çalışmalar açılanmanın ölçüyü etkilemediğini, bazıları ise 15°-30° den yüksek açılanmaların ölçüyü etkileyebildiğini ortaya koymuştur.^{134,150}

İmplant derinliğinin arttığı vakalarda ise, ağız içi tarayıcı tarafından görüntülenebilecek scan body boyutu azalacağı için ölçü netliğinin etkilenebileceği düşünölmüştür. 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.^{134, 150, 167, 174}

Ağız İçi ve Hastaya Bağlı Faktörler

Günümüze kadar dijital implant ölçü netlikleri üzerine yapılmış olan çalışmalar genellikle in vitro ortamda gerçekleştirilmiş ve bu da kliniksel bilgiyi elde etmek adına bu çalışmalardaki en büyük limitasyonu oluşturmuştur. Ancak in vivo ortamdaki

tükürük, ağız açma kısıtlılığı ve ölçü esnasında hastanın gerçekleştirdiği hareketlerin dijital ölçüleri etkileyebileceği de düşünülmektedir.⁸

Çene hareketlerine bağlı olarak mukoza şeklinin değişmesi, ağız içi tarayıcının taramayı devam ettirebilmek adına referans nokta bulmasını zorlaştırabilecektir.¹²⁸

2.7.3. Konvansiyonel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları

İdeal implant ölçüsü; pratik, güvenilir, hassasiyeti yüksek, az zaman alıcı ve hasta ile hekim açısından rahat olmalıdır.¹⁷⁷ Konvansiyonel ölçüler kimi hastalar için ciddi derecede rahatsız edici olabilirken, dijital ölçüler hem hastalar için daha rahat hem hekimler açısından daha pratik bir alternatif sunabilmektedir.¹³⁷

Konvansiyonel ölçü tekniğinde; ölçü parçalarının ağızdan uzaklaştırılırken ölçü içerisinde hareket edebilmesi, ölçü materyalinin büzülmesi, alçının genleşmesi ve ardından tekrar dijital laboratuvar tarayıcısında taratılması gibi birçok potansiyel boyutsal değişim ve enfeksiyon faktörü mevcuttur. Dijital ölçü tekniği ise hem çok daha az aşamaya, hem de teknolojik aletlerce sağlanmış olan daha iyi bir standardizasyona sahiptir.¹⁷⁸

Ağız içi tarayıcı kullanımı sayesinde alçı model elde edilmek zorunda kalınmadığı gibi; ölçü kalitesi hem hekim hem teknisyen tarafından kolaylıkla değerlendirilebilmekte, hata tespit edildiği anda kolaylıkla taramanın bir kısmı veya tamamı yenilenebilmektedir. Böylelikle laboratuvarla hekim arasındaki iletişim de kuvvetlenir. Aynı zamanda ölçüler dijital ortamda saklanabildiği için; hem alçı modellerin depolanması kaynaklı bir yer sıkıntısı yaşanmaz, hem de ölçüler zarar görmeden uzun süre saklanabilmiş olur.^{179, 180}

Kaşık, splint materyali, ölçü materyali ve alçı kullanılmaması sayesinde hem bu malzeme masraflarından tasarruf edilebilmekte, hem de alınan ölçü elektronik ortamda anında laboratuvara da gönderilerek tedaviye oldukça hız kazandırılabilir.^{179, 180}

Schepke ve ark.¹⁸¹ tarafından 2015 yılında gerçekleştirilen in vivo çalışmada, tek implanta sahip hastalardan dijital ve konvansiyonel teknikler kullanılarak ölçü alınmış, ardından ölçü zamanı karşılaştırılmıştır. Dijital ölçüler ortalama 6 dakika 39 saniyede tamamlanırken, konvansiyonel ölçüler 12 dakika 13 saniye gibi anlamlı derecede daha uzun sürmüştür.

Özellikle öğürme refleksi, mobil dişi ve ağız açma kısıtlılığı bulunan hastalarda çok daha rahat ölçü alınmasını sağlayan dijital teknik¹⁵², aynı zamanda hastalarla hekim arasındaki iletişimi kolaylaştırır.⁸ Ender ve Wismeijer'in^{157,182} yapmış oldukları çalışmalarda, hastalarda dijital veya konvansiyonel ölçüler alınmış ve bu iki teknik arasındaki hasta tercihleri karşılaştırılmıştır. Hastaların yüksek çoğunluğu, öğürme ve ölçü materyalinin kokusundan rahatsız olma durumlarından dolayı dijital ölçüyü daha konforlu bulduklarını ve dolayısıyla onu tercih ettiklerini belirtmişlerdir.

Ancak dijital sistemler oldukça pahalı ekipmanlar içermektedirler. Güncel ağız içi tarayıcı fiyatları 15 bin-35 bin € arasında değişmektedir.¹⁸³ Bunun yanında tarayıcı yazılımlarının güncellenmesi de firmadan firmaya değişmek üzere ekstra ücretler gerektirir.^{162, 184} Elde edilen ölçülerin sadece belirli CAD/CAM sistemlerinde kullanılmasına izin veren, “kapalı sistem” prensibiyle çalışan ağız içi tarayıcıları; entegre edilmedikleri sistemlerle kullanmak için aylık ücret ödenmesi de gerekebilir.

2.8. Dijital Laboratuvar Tarayıcıları

Abutment üzerinde klasik döküm metal alt yapıların üretiminin oldukça zor olması; aynı zamanda titanyum, PEEK, zirkonyum ve tam seramik alt yapı ve protezlerinin üretimi için CAD/CAM teknolojisinden yararlanılması gerekmektedir. Dijital laboratuvar tarayıcıları, konvansiyonel ölçüler ile elde edilen alçı modellerin dijitalize edilerek CAD/CAM sistemine aktarılmasında kullanılan cihazlardır.

Günümüzde alçı modellerin 3 boyutlu dijital modellerinin elde edilmesinde kullanılan farklı firmaların ürettiği birçok laboratuvar tarayıcısı mevcuttur.

Straumann 7 Series Laboratuvar Tarayıcısı

2017 yılında Straumann Group (Basel, İsviçre), Dental Wings Inc. (Montreal, Kanada) firmasının tüm haklarını satın almış ve böylelikle dijital tarayıcılarını da kendi bünyesine dâhil etmiştir. Dental Wings 3 Series ve Dental Wings 7 Series laboratuvar tarayıcıları bu tarihten itibaren Straumann 3 Series ve Straumann 7 Series olarak üretilmeye başlanmıştır.¹⁸⁵

Bu tez çalışmasında kullanılmış olan Straumann 7 Series laboratuvar tarayıcısı iki optik ve bir video-asistan olmak üzere son nesil CMOS kameralara sahip olan ve bu sayede görüş açısını düşürerek yüksek çözünürlüklü görüntüleme gerçekleştirebilen bir tarayıcıdır. 5 akslı yapısı sayesinde geniş tarama hacmine (140 mm x 140 mm x 140 mm) sahip olan bu tarayıcı, aynı zamanda yüksek netlikte tarama gerçekleştirebilmek için mavi lazer teknolojisini kullanmaktadır.¹⁸⁶

Straumann 7 Series tarayıcı ile elde edilen görüntüler; sistemin tamamıyla entegre edilmiş olduğu “CARES Visual” yazılımıyla dijital tasarım ve protetik üretim aşamasına geçilebildiği gibi, STL formatında elde edilerek farklı CAD/CAM sistemlerinde de kullanılabilir.¹⁸⁶

2.9. Ağız İçi Tarayıcılar

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemlerinin 1980li yıllarda geliştirilmesiyle birlikte diş hekimliğinde dijital teknoloji devrimi yaşanmış ve bu teknoloji seneler içerisinde ciddi gelişimler göstermiştir. CAD/CAM sistemi; dijital görüntü eldesi, bu görüntü üzerinde protetik tasarımın yapılması ve kazıyıcının bu tasarıma ait verilere uygun şekilde bloklardan protetik üretimi gerçekleştirmesi olmak üzere 3 basamaklı bir işleyişe sahiptir. Dijital

görüntünün elde edilmesi ilk olarak dijital laboratuvar tarayıcıları tarafından gerçekleştirilse de 2003 yılından itibaren ağız içi tarayıcılar sayesinde 3 boyutlu veriler elde edilebilmektedir.¹⁸⁷

Mevcut ağız içi tarayıcı teknolojisi, tüm arkın 3 boyutlu modelini tek bir görüntüleme ile elde edebilecek donanıma sahip değildir. Dolayısıyla birçok farklı görüntünün elde edilmesi ve bunların üst üste konarak birleştirilmesi sayesinde ağız içi yapıların dijitalize edilmesi mümkün olmaktadır.¹⁸⁸ Ağız içi tarayıcılar da bu görüntülerin elde edilmesinde kullandıkları yöntemle bağlı olarak; dijital fotoğraflar olarak bunları birleştiren ve bir fotoğraf serisi oluşturan veya bu görüntüleri dijital video sistemi ile ortaya çıkaran tarayıcılar olmak üzere temelde ikiye ayrılırlar.¹⁰⁷

Ağız içi tarayıcılar, görüntülenmesi istenen objenin yüzeyine lazer veya yapılandırılmış ışık karakterinde ışınlar gönderirler. Ardından sahip oldukları iki veya daha fazla sayıdaki kamerayla ışınların o yüzeyde maruz kaldığı deformasyonu tespit ederek, güçlü işlemci ve yazılımları sayesinde 3 boyutlu koordinat hesaplamaları yaparlar. Yazılım, ürettiği nokta bulutları ve örgüler sayesinde taranan yüzeyin 3 boyutlu yapılandırmasını gerçekleştirir. Bu yazılımın saniyede binlerce nokta tespit ederek bunları işlemesi ve elde ettiği görüntüleri uygun şekilde birleştirmesi sayesinde 3 boyutlu bir model elde edilmiş olur.^{162, 189-191} Ancak dijital ölçüde karşılaşılan en büyük boyutsal değişim sebeplerinden biri görüntülerin birbirleriyle birleştirildiği bu aşamada gerçekleşmektedir.¹⁷³

Taraması gerçekleştirilen objenin kendine has özellikleri, transparanlığı, ışığın diğer obje yüzeylerinden yansması, hekim veya hastanın taramayı etkileyebilecek düzeydeki hareketleri sonucu dijital ölçülerde ortaya çıkabilecek boyutsal değişimlerin elimine edilmesi için ağız içi tarayıcılarda birçok farklı veri elde etme prensibi geliştirilmiştir.¹⁹²

Fotoğraf alma ve video kaydının da ötesinde; aktif triangulasyon, konfokal mikroskopi, çoklu tarama, optik koherens tomografisi ve aktif wavefront örnekleme gibi bu veri elde etme prensiplerine göre de ağız içi tarayıcı sınıflandırması yapılabilmektedir.¹⁸⁸ Piyasada bulunan mevcut ağız içi tarayıcılar içerisinde Cerec Omnicam ve Carestream 3500 aktif triangulasyon, 3Shape Trios konfokal mikroskopi, Straumann CARES çoklu tarama (multiscan imaging) ve 3M ESPE True Definition aktif wavefront örnekleme prensibini kullanmaktadırlar.¹⁶²

2.9.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri

2.9.1.1. Aktif Triangulasyon

Aktif triangulasyonun temel prensibi, ışık kaynağının (ağız içi tarayıcının) farklı dalga boylarına sahip olan ışığı yayması ve objeden yansıyan ışığın kameralar tarafından tespit edilip yazılımda işlenmesidir.¹⁶² Taranan bölgedeki mesafeye dair verilerin elde edilmesi de üçgenel düzlemde açısal ölçümler ile gerçekleştirilmektedir.¹³⁵ Cerec Omnicam ve Carestream 3500 ağız içi tarayıcıları bu prensiple çalışırken iki tarayıcı da objeye ait gerçek renklere görüntüler oluşturabilmektedirler.¹⁶²

2.9.1.2. Konfokal Mikroskopi

Konfokal mikroskopi prensibi, ağız içi tarayıcı tarafından paralel lazer demetlerinin yayılması ve bu demetlerin aynı optik yol üzerinden geri dönmesi sonrası algılanarak istenen derinlikte görüntülerin elde edilebilmesi esasına dayanmaktadır.¹⁶² Bu teknikle odaklanılan alan haricindeki ışık yansıtan objeler etkisiz hale getirilebilmektedir ve tüm objenin 3 boyutlu görüntüsü nokta birleştirme (*point and stitch*) yöntemiyle elde edilmektedir.¹⁸⁹ 3Shape Trios ve iTero gibi ağız içi tarayıcılar bu prensibe dayalı görüntüleme yaparken; iTero orijinal rengi görüntüleyebilme için renk

tekerleğine ihtiyaç duymakta, Trios ise yüksek tanımlama özelliğiyle kendisi direk olarak obje rengini görüntüye aktarabilmektedir.¹⁶²

2.9.1.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)

Minyatürize edilmiş 5 tarama modülüyle akıcı bir şekilde 3 boyutlu görüntüleme yapabilen Straumann CARES ağız içi tarayıcısının kullanmış olduğu görüntüleme tekniğidir. Bu küçültülmüş birden çok kamera sayesinde birçok farklı alan (diş, scan body ve yumuşak doku vb.) aynı anda görüntülenebilmektedir.¹⁹³

2.9.1.4. Aktif Wavefront Örnekleme

Görüntüleme dönemi açıklık prensibinin ve mavi ışık projeksiyonunun kullanıldığı bir tarama tekniğidir.¹⁸⁹ Yüksek çözünürlükteki kameralar ile farklı açılardan görüntü alarak, uzaysal mesafelerin hesaplanması ve 3 boyutlu konumlanmanın gerçekleştirilmesini sağlayan bu teknik 3M ESPE firmasının ürettiği Lava COS ve True Definition ağız içi tarayıcılarında kullanılmaktadır.¹⁶² Ancak ışık yansımalarının fazla olabileceği bu sistemde pudra kullanımı gerekmektedir.¹³⁵

Ağız içi tarayıcıları birbirinden ayıran kullanım hızları, opak ajan gereksinimleri, başlık büyüklükleri, satın alma ve güncelleme maliyetleri gibi birçok özellikleri vardır. Ancak alınan dijital ölçülerin başarısını etkileyen en önemli parametre “netlik”tir.^{97, 163} Son yıllarda geliştirilmiş kameraları ve yazılımları sayesinde netlikleri artırılmış olan ağız içi tarayıcılar, belli koşullarda tam çene gibi geniş bölgelerin ölçülerini kliniksel olarak kabul edilebilir değerlerde sağlayabilir düzeye getirilmişlerdir.^{97, 135, 138}

Carestream 3500 (Carestream, Rochester, NY, ABD)

Carestream firmasının 2014 yılında üreterek piyasaya sürmüş olduğu Carestream 3500; aktif triangulasyon prensibiyle çalışıp pudrasız görüntüleme yapabilen, aldığı görüntüleri birleştirerek taranan bölgenin 3 boyutlu görüntüsünü oluşturan bir ağız içi tarayıcıdır.⁸ Video-görüntüleme prensibiyle çalışan diğer ağız içi tarayıcılara kıyasla

dijital taramalar daha uzun sürebilmektedir. Gerçek renkte görüntü kaydetme özelliği sayesinde taranan bölgedeki diş, implant vb. yapılar ile yumuşak doku arasındaki sınırlar net olarak belirlenebilmektedir. “Carestream Dental’s Imaging” yazılımı sayesinde eksik taranan veya artefakt oluşturan alanlar tespit edilerek “*meshing*” uygulaması ile düzenlenebilmektedir. Açık sisteme sahip olduğu için alınan dijital ölçüler USB bağlantısı aracılığı ile bilgisayar ortamına STL dosyası olarak kaydedilebilir ve 3Shape, Dental Wings ve Exocad gibi CAD tasarım yazılımlarına aktarılabilir.¹⁹⁴

Cerec Omnicam (Sirona, Bensheim, Almanya)

Cerec Bluecam tarayıcısından sonra 2012 yılında tanıtımı yapılan Cerec Omnicam ağız içi tarayıcının trolley ve masa üstü olmak üzere 2 farklı versiyonu mevcuttur. Aktif triangulasyon ve konfokal mikroskopi prensibiyle çalışan bu cihaz, polarize olmayan beyaz LED ışığı ile görüntüleme yapmaktadır ve objeleri gerçek renklerinde kaydedebilme özelliğine sahiptir. 228 x 16 x 16 mm boyutunda küçük bir tarama ucuna sahip olması sayesinde ağız içerisinde kolay ölçü alma imkânı sunmaktadır. Cerec Omnicam ilk olarak kapalı bir sisteme sahip olmakla birlikte, güncel yazılımları sayesinde alınan görüntüler STL formatına dönüştürülebilmektedir.⁸

Trios 3 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka)

3-Shape firmasının 2011 yılında üretmiş olduğu Trios Standard ve 2013 yılında ürettiği Trios Colour cihazlarının ardından 2015 yılında International Dental Show (IDS)’da tanıtımını yaparak piyasaya sürmüş olduğu 3. jenerasyon ağız içi tarayıcısıdır. Dokunmatik ekranlı trolley, USB bağlantısı ve wireless aracılığı ile bilgisayara bağlanabilen farklı tipleri mevcuttur. Konfokal mikroskopi ve ultra hızlı optik görüntüleme prensibiyle çalışan bu ağız içi tarayıcı; Real Colour Scan, HD Photo

Function ve Digital Shade Determination özellikleri sayesinde objeleri gerçek renklerinde kaydedebilmekte ve pudrasız çalışmaktadır.⁸

2.10. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri

2.10.1. Ölçü Netliği

“Ölçü netliği” kavramı; doğruluk (trueness) ve tekrarlanabilirlik (precision) terimleri üzerinden tanımlanmaktadır. Doğruluk, ölçüsü alınan bölgenin gerçek uzaysal geometrisi ile alınan ölçü sonrası elde edilen 3 boyutlu modelin uzaysal geometrisi arasındaki boyutsal sapmaları ifade eder.^{97, 163} Ağız içi tarayıcıların, ağız içerisindeki veya orijinal bir çene modelindeki sert ve yumuşak dokuları dijitalize ederken koordinatları gerçeğine yakın yansıtabilmesi çok önemlidir.⁸ Tekrarlanabilirlik ise, aynı ağız içi tarayıcısı kullanılarak gerçekleştirilen taramalar arasındaki boyutsal sapma farklılıklarını ifade eder. Ağız içi tarayıcıların; doğruluğu yüksek görüntüleme yaptıkları kadar, farklı zamanlarda gerçekleştirilen benzer taramalarda birbirleriyle tutarlı sonuçlar verebilmeleri de oldukça önemlidir.¹⁹⁵

Ölçü doğruluğunun tespiti için, öncelikle taranan objenin gerçek uzaysal geometrisinin saptanması gerekir (ISO 5725-1).^{196, 197} Geçmişte 3 boyutlu fotogrametri, bilgisayarlı tomografi ve mikroskop gibi farklı yöntem ve cihazlar kullanılmış olsa da; bu yöntemlerle yeterince doğru veri elde edilemediği tespit edilmiştir.⁵⁶ Bundan dolayı günümüzde, bu objelerin doğruluk ve netlik kapasiteleri yüksek olan referans tarayıcılar ile taranması ile ölçü netlikleri karşılaştırılmaktadır.

2.10.2. Referans Tarayıcılar

İmplant ölçülerinin gerçek implant pozisyonları ile karşılaştırılabilmesi için modelin yüksek netlikte tarama yapabilen endüstriyel optik tarayıcılarda taranması veya koordinat ölçüm cihazlarında (Coordinate Measuring Machine) implant koordinatlarının tespit edilmesi gerekmektedir. Koordinat ölçüm cihazlarının netlikleri 1 µm olsa da;

yavaş tarama hızı ve geometrik konfigürasyonlara bağlı olarak özellikle interproksimal bölgelerin tarayıcı uç tarafından oldukça zor taranması gibi bazı dezavantajları mevcuttur.^{96, 143}

Optik tarayıcıların orijinal modeli taraması sonucu az miktarda da olsa boyutsal farklılıklar ortaya çıkar.⁹ Tarama netlikleri değişen Scan Rider, ATOS, Activity 880 Scanner ve Activity 885 Scanner gibi tarayıcılar 6 ila 10 µm arasında distorsiyona sebep olurlar. Ancak bu değer klinik açıdan oldukça düşük olduğu için, ölçü karşılaştırmaları açısından bu yöntem altın standart olarak kabul edilmektedir.^{7, 198, 199}

Bu referans tarayıcıların, kullanım yöntemleri ve boyutları gereği ağız içerisinde kullanılamamalarından ötürü ancak in vitro çalışmalarda ölçü netliği karşılaştırması yapılabilirken; in vivo çalışmalarda tekrarlanabilirlik veya ölçü sonrası elde edilen protetik parçaların uyumu gibi karşılaştırmalar gerçekleştirilebilmektedir.^{195, 197}

Activity 885 Mark 2 Scanner

Activity 885 Mark 2 scanner (Smart Optics, Bochum Almanya), x-y-z koordinatlarında 80 x 60 x 65 mm tarama alanına ve ISO 12836 standartlarına 6 µm hassasiyetinde görüntü alma kapasitesine sahip bir optik tarayıcıdır. Kullanılan secondDie yazılımı sayesinde ilk prototipi olan Activity 880 ve Activity 885 Scanner'a göre hem hassasiyet düzeyi geliştirilmiş, hem de %40 daha hızlı tarama yapabilme özelliğine kavuşmuştur. Üretici firma talimatları uyarınca gerçekleştirilen tam çene taramaları yaklaşık 16 saniye tarama ve 13 saniye eşleştirme olmak üzere toplam 29 saniye sürmektedir. Exocad dentalCAD (Exocad, Darmstadt Almanya) ile uyumlu olan bu optik tarayıcıda alınan görüntüler STL dosyası formatında elde edilebilmektedir.²⁰⁰

Bazı araştırmacılar ise ölçü netliğini, ölçü sonrası protetik altyapı üreterek bunların implant abutmentleri ile arasındaki gerilimlerini ölçerek²⁰¹⁻²⁰³, bazıları da mikroskop altında uyumlarını değerlendirerek gerçekleştirmişlerdir.^{177, 204, 205} 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.^{7-10, 67, 79, 81}

3 boyutlu karşılaştırmalar, model üzerinde belirlenen referans noktaların ölçü sonrası yer değiştirme miktarlarının 3 farklı düzlemde tespit edilmesiyle gerçekleştirilir. Her bir düzlemdeki farklılık tek tek tespit edilebileceği gibi, 3 boyutlu vektör hesaplamasıyla da ortaya çıkarılabilir. 3 boyutlu vektör hesaplamaları, implant ölçülerindeki boyutsal farklılıkları ortaya koymak adına daha pratik ve yüksek hassasiyette gerçekleştirilebilen bir yöntemdir.¹³⁷

3 boyutlu vektör hesaplamaları, referans model ile karşılaştırılmak istenen 3 boyutlu ölçü modeli arasındaki mesafe ve açı parametrelerinin karşılaştırılması ile gerçekleştirilir. Bunun bir yöntemi, referans model ile diğer 3 boyutlu modelin birbiri üzerine çakıştırılması (superimposition) tekniğidir. Tersine mühendislik yazılımlarına aktarılan bu STL dosyaları, çoğunlukla referans nokta bulutlarının yardımıyla best-fit algoritması kullanılarak üst üste çakıştırılır ve böylece aradaki boyutsal farklılık ortaya konarak doğruluk tespiti yapılabilir.⁸ En küçük kare metodu (least square method) ve sıfır yöntemi (zero method) de çakıştırma için daha az sıklıkta da olsa kullanılan yöntemlerdir.¹⁵⁰ Tekrarlanabilirlik düzeyi ise, aynı tarayıcı tarafından elde edilen görüntülerin çakıştırılması sonrası boyutsal farklılığın tespiti ile bulunabilmektedir.¹⁸³

Ancak bazı araştırmacılar, çakıştırma tekniğinde kullanılan yöntemlerin de bir miktar sapmaya neden olabileceğini ve bu yöntemin de birebir karşılaştırma sonuçlarını vermeyebileceğini belirtmişlerdir.^{134, 206} Bundan dolayı bazı araştırmacılar scan-bodyler üzerinde belirledikleri referans noktalar ve doğrular üzerinde karşılaştırma yaparak, implantlar arasındaki açı ve mesafelerin referans model ve diğer ölçülerdeki farklılığını

tespit etmişlerdir.^{150, 207} Bu şekilde karşılaştırma yapmadan, lineer ve açısal boyut farklılıklarını ortaya koymuşlardır.

Sonuç olarak farklı referans tarayıcılar ve farklı karşılaştırma teknikleri kullanılarak ölçülerde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar ortaya konabilmektedir. Farklı ölçü teknikleri ile elde edilen ölçüler, farklı ölçü netlik değerleri ortaya çıkaracak; bu da implant üstü protez üretim aşamasını etkileyerek protez-abutment ara yüzündeki uyum miktarını belirleyecektir.

2.11. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk Sonuçları

Bir implant protezinin abutment ile olan uyumu, direkt olarak alınan implant ölçüsünün netliğine ve protetik üretim hassasiyetine bağlıdır. Ancak CAD/CAM teknolojisi sayesinde protetik üretim aşamaları oldukça standardize edilebildiği ve 5 akslı kazıma cihazları sayesinde yüksek hassasiyette gerçekleştirilebildiği için, günümüzde pasif uyuma sahip bir protezin üretilebilmesi için en önemli ve primer aşama netliği yüksek bir ölçünün elde edilmesidir.²⁰⁸

İmplant tedavilerinde uzun süreli başarı için, protetik alt yapı ile abutment/implant arasında pasif uyumun sağlanması en önemli faktörlerden biridir. Pasif uyum, protetik alt yapının implant, abutment ve implantı çevreleyen kemik üzerinde kuvvet ve gerilime sebep olmayan; protez ile implant arasında oluşan bir uyumdur.²⁰⁹ Alt yapının tüm yüzeyinin abutmenta uygun şekilde teması sağlanarak, abutment-implant-kemik kompleksine fazladan yükleme yapılması engellenmiş olmaktadır.²¹⁰

İmplantların dişlerden farklı olarak periodontal dokuya sahip olmaması sebebiyle, kuvvet gelmesi halinde kemik içerisindeki gömülme miktarları dişlere göre 10 kat daha azdır. Dolayısıyla protetik alt yapının uyumsuzluğunu kompanse etme olanakları da daha sınırlıdır.¹³⁷ Her ne kadar kusursuz pasif uyumun elde edilmesi ölçü

ve protetik üretim aşamalarındaki boyutsal değişimler nedeniyle mümkün gözükme de, implant vakalarında mümkün olan en iyi pasif uyumun sağlanması gerekmektedir.²¹¹

Protez-abutment ara yüzünde ortaya çıkan uyumsuzluklar sonrası marjinal kemik kaybı, ağrı, gingival enflamasyon gibi biyolojik; implant/protez kırığı, abutment vidası gevşemesi veya kırılması gibi çeşitli mekanik komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Horizontal düzlemde ortaya çıkan uyumsuzluklar, implant üstü protez ile abutment vidası arasında çekme ve bükme gerilimlerine neden olurken; vertikal düzlemdeki uyumsuzluklar ise birbiriyle karşılıklı temas eden yüzeylerin daha da yakın hale gelmesi sonucu ekstra yüke sebep olması ve abutment vidasının daha hassas hale gelerek gevşemesi ve kırılmasına sebep olabilmektedir.⁶⁷

Klinik açıdan kabul edilebilir uyumsuzluk düzeyi konusunda çok çeşitli çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Papaspyridakos²¹² tek üye implant üstü sabit protezler üzerinde yaptığı çalışmada implant-level protezler için 91 µm ile 111 µm, abutment-level protezler için 59 µm ve 72 µm düzeyindeki uyumsuzluğun en yüksek kabul edilebilir sınır olduğunu belirtmiştir. Carr ve ark.²¹³, 38 µm ila 345 µm arasında değişen uyumsuzluğa sahip protezlerin hastaların marjinal kemik seviyelerindeki etkilerine bakmış oldukları çalışma sonucunda kemik rezorpsiyonu ile karşılaşmadıklarını belirtmişlerdir. Heckmann⁹⁹ ve Jemt²⁰⁹ ise, 150 µm düzeyindeki uyumsuzluğun klinik açıdan kabul edilebilir değer olduğunu belirtmişlerdir. Ancak bu çalışmaların çoğu teorik ve ampirik olarak elde edilmiş sonuçlar ortaya çıkarmıştır; dolayısıyla implant üstü protezlerin komplikasyona neden olmayacak, klinik açıdan kabul edilir uyum değerleri konusunda tam olarak görüş birliğine varılamamıştır.

2.12. Amaç ve Hipotez

Bu tez çalışmasının amacı;

- I. Tam çene implant ölçülerinde dijital ve konvansiyonel ölçü teknikleri arasında ölçü netliği açısından karşılaştırma yapmak
- II. Farklı görüntüleme prensiplerine sahip 3 farklı ağız içi tarayıcısını ölçü doğruluğu ve tekrarlanabilirliği açısından karşılaştırmak
- III. İmplantlar arasındaki değişkenlik gösteren açı ve mesafe parametrelerinin, farklı ölçü tekniklerinde ortaya çıkardığı boyutsal farklılıkları değerlendirmek

Çalışmanın hipotezi ise;

1. Farklı ağız içi tarayıcıları ile alınacak olan dijital ölçülerin, konvansiyonel ölçüye benzer netlikte veri sağlayacak olması
2. Video-görüntüleme özelliğine sahip ağız içi tarayıcıların (3Shape Trios 3 ve Cerec Omnicam), fotoğraf-görüntüleme prensibiyle çalışan tarayıcıdan (Carestream 3500) hem doğruluk hem tekrarlanabilirlik parametreleri değerlendirildiğinde daha yüksek netlikte görüntüleme yapmaları
3. Gövde mesafesinin arttığı bölgelerde dijital ölçü netliğinin düşmesi; ancak konvansiyonel ölçünün bu faktörden etkilenmemesi; açılanmanın arttığı bölgelerde ise konvansiyonel ölçü netliğinin düşerken dijital ölçülerin bu faktörden etkilenmemesidir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu uzmanlık tez çalışması Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Chicago Illinois Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi olmak üzere 2 ayrı merkezde, aynı operatör tarafından 6 aşama dâhilinde gerçekleştirilmiştir:

1. İmplantlı tam çene çalışma modelinin elde edilmesi
2. 3D referans modelin elde edilmesi
3. Dijital implant ölçülerinin alınması
4. Konvansiyonel implant ölçülerinin alınması
5. İmplantlar arası karşılaştırmalı mesafe ve açı ölçümlerinin gerçekleştirilmesi
6. İstatistiksel olarak bulguların değerlendirilmesi

3.1. İmplantlı Tam Çene Modelinin Elde Edilmesi

Bu çalışmada kullanılmış olan çene modeli, Promedius (Polonya) firması tarafından implantasyon amacıyla üretilmiş ve katalog numarası 10-0000 olan tam dişsiz alt çene modelidir. Poliüretan içerikli bu alt çene modeli, doğal kemik dokusuna benzerliği sayesinde hem cerrahi set ile implantasyon aşamasının kolay bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamakta, hem de implantlar için iyi bir stabilite ihtiva etmektedir. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1. Promedius tam dişsiz alt çene modeli



Şekil 3.2. İmplantasyon öncesi alt çene modeli

İdeal bir klinik tabloyu yansıtmayan implantlı alt çene modelini elde edebilmek için; bu poliüretan tam dişsiz alt çene modeline farklı mesafe ve açılarda 8 adet implant yerleştirilmesi planlanmıştır. (Şekil 3.2)



Şekil 3.3. İmplant bölgeleri ve açılanmaları

Bu planlama dâhilinde;

- 47 no'lu diş bölgesine distale 40° açılı,
- 44 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel),
- 43 no'lu diş bölgesine distale 20° açılı,
- 41 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel),
- 33 no'lu diş bölgesine 15° açılı,
- 34 no'lu diş bölgesine distale 0° açılı (paralel),
- 35 no'lu diş bölgesine 0° açılı (paralel),
- 37 no'lu diş bölgesine distale 25° açılı olacak şekilde alt çene modelinin kret

bölgesine implantların geleceği noktalar, lingual bölgeye de pergel yardımıyla implantların doğrultusunu belli edecek şekilde rehber çizgiler çizilmiştir. (Şekil 3.3)

Ardından bu çizgilerin rehberliğinde posterior bölgelere (47, 44, 35, 37) 4 adet “4.2 mm

x 11.5 mm” boyutlarında Dyna Helix ST Octa (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) implant; anterior bölgelere (43, 41, 33, 34) de 4 adet “3.2 mm x 10.0 mm” boyutlarında Dyna Helix ST Octa (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) implant cerrahi frezler kullanılarak standart kemik seviyesinde (bone-level) yerleştirilmiştir. (Şekil 3.4)

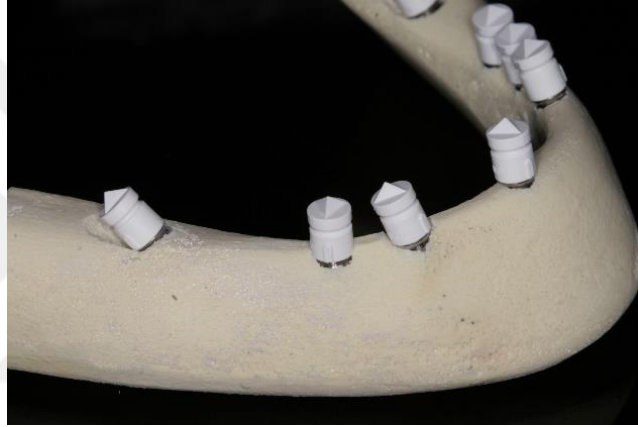


Şekil 3.4. İmplantların belirlenen açı ve mesafelerde yerleştirilmesi

İmplantasyon aşamasının tamamlanmasının ardından, implantlara octa içermeyen 8 adet Dyna üniversal ti-base abutment (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) el kuvvetiyle bağlanmış ve vidaları aracılığıyla sabitlenmiştir. 3 boyutlu taramalar öncesi son olarak, ti-base abutmentlar üzerine oturacak şekilde tasarlanmış olan Dyna scan body -üniversal plastik kepler- (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) yerleştirilmiş ve alt çene modeli dijital tarama yapılmak üzere uygun hale getirilmiştir. (Şekil 3.5, Şekil 3.6)



Şekil 3.5. Ti-base abutment ve scan-body yerleştirilmiş çalışma modeli



Şekil 3.6. İmplantlı alt çene modeli üzerindeki scan body açılanmaları

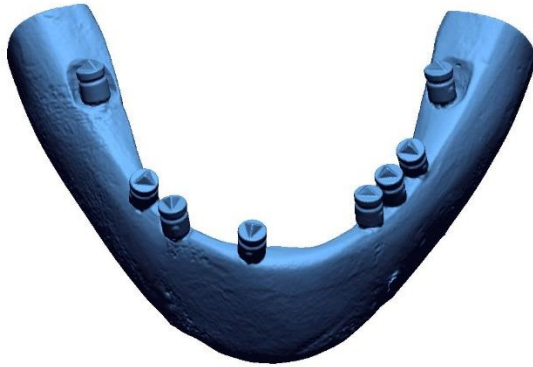
3.2. 3D Referans Modelin Elde Edilmesi

Alt çene modeline ti-base abutment ve scan-body'den oluşan 2 parçalı dijital tarama materyallerinin yerleştirilmesinin ardından, dijital ve konvansiyonel ölçü modellerinin karşılaştırmalı ölçümlerinin yapılabilmesi için kullanılacak olan 3 boyutlu referans model elde edilme aşamasına geçilmiştir. Bu tez çalışmasında, tarama netliği 6 µm olan Activity 885 Mark 2 Scanner (Smart Optics, Bochum Almanya) kullanılmıştır. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7. Activity 885 Mark 2 Scanner ile gerçekleştirilen referans model taraması

Referans taraması gerçekleştirilmeden önce alt çene modelinde tarama esnasında yansıma yaparak çeşitli distorsiyonlara sebep olabilecek titanyum bölgelere 3M High Resolution Scanning Spray (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulanmıştır. Ardından alt çene modeli tarama alanına uygun Şekilde yerleştirilerek dijital taraması gerçekleştirilmiş ve elde edilen 3 boyutlu görüntü Exocad DentalCAD (Exocad, Darmstadt, Almanya) programı aracılığıyla STL dosyası formatına dönüştürülerek karşılaştırmalı ölçümlerde kullanılacak olan 3 boyutlu referans model elde edilmiştir. (Şekil 3.8)



Şekil 3.8. Activity 885 Mark 2 Scanner ile elde edilen 3D referans model

3.3. Ağız İçi Tarayıcılar ile Dijital Ölçülerin Alınması

Bu tez çalışmasında; Carestream 3500, 3Shape Trios ve Cerec Omnicam olmak üzere 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. İlk dijital taramalar Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda mevcut olan Carestream 3500 cihazı ile gerçekleştirilirken (Şekil 3.9), diğer cihazlarla yapılan taramalar Chicago Illinois Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirilmiştir. (Şekil 3.10, Şekil 3.11)



Şekil 3.9. Carestream 3500 ağız içi tarayıcı ¹⁹⁴



Şekil 3.10. Cerec Omnicam ağız içi tarayıcı ²¹⁴



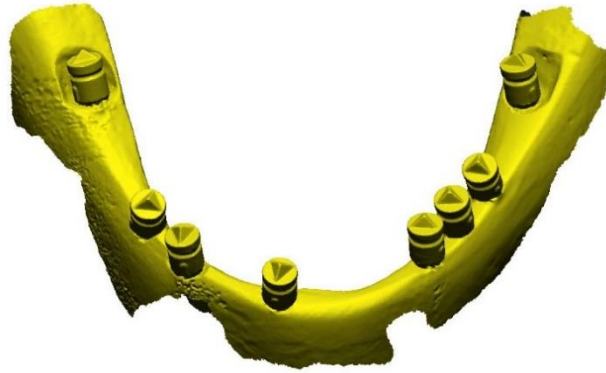
Şekil 3.11. Trios 3 ağız içi tarayıcı ²¹⁵

Bu tez çalışmasındaki tüm dijital ölçüler daha öncesinde sınırlı bir tecrübeye sahip olan tek bir operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Operatör tecrübesi faktörünü minimize etmek için Amin ve ark.⁷ 2015 yılında yapmış oldukları çalışmada izledikleri metod uygulanmış ve her ağız içi tarayıcı ile ilk olarak 10 deneme taraması gerçekleştirilmiştir. Bu şekilde operatörün farklı tarayıcıların çalışma yöntemlerine olan hâkimiyeti sağlanmaya çalışılmıştır. Mangano ve ark.¹⁶³ tavsiye ettikleri şekilde her bir tarama sonrası tarayıcının soğuması ve operatörün dinlenmesi için 5 dakika ara verilmiştir. Carestream 3500, Cerec Omnicam ve Trios 3 ağız içi tarayıcılarının her biriyle 10 deneme taraması yapıldıktan sonra bu tez çalışmasında kullanılmak üzere 10 adet final taraması gerçekleştirilmiştir.

Dijital taramaları standardize edebilmek amacıyla tüm ölçüler aynı tarama protokolüyle gerçekleştirilmiştir. Ender ve Mehl¹⁶⁴ 2013 yılında yapmış oldukları çalışmada netlik düzeyini en yüksek tespit etmiş oldukları BC –Rot (oklüzalden başlayarak 30° açıyla bukkal ve lingual yüzeyleri tarama) protokolü doğrultusunda; tüm taramalar 47 no.lu bölgedeki scan body'nin bukkal yüzeyinden başlayarak ilk olarak tüm scan bodylerin bukkal yüzeyleri taranmıştır. Ardından taramaya 37 no.lu bölgedeki scan-body'nin lingual yüzeyinden devam edilmiş, geriye kalan lingual ve oklüzal yüzeyler 47 no.lu bölgeye kadar taranmıştır. Bu aşamadan sonra taramalar detaylı şekilde incelenerek ortaya çıkan artefaktlar temizlenmiş ve eksik taranmış olan bölgelerin tekrar görüntülemeleri gerçekleştirilmiştir.

İlk dijital ölçüler Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan Carestream 3500 (Carestream, Rochester, NY, ABD) ağız içi tarayıcı ile gerçekleştirilmiştir. İmplantlı alt çene modelinin tarama yapılacak masa üstünde konumlandırılmasının ardından CS Imaging Software uygulaması açılmış ve “*new patient*” sekmesine tıklanarak, implant-üstü restorasyon

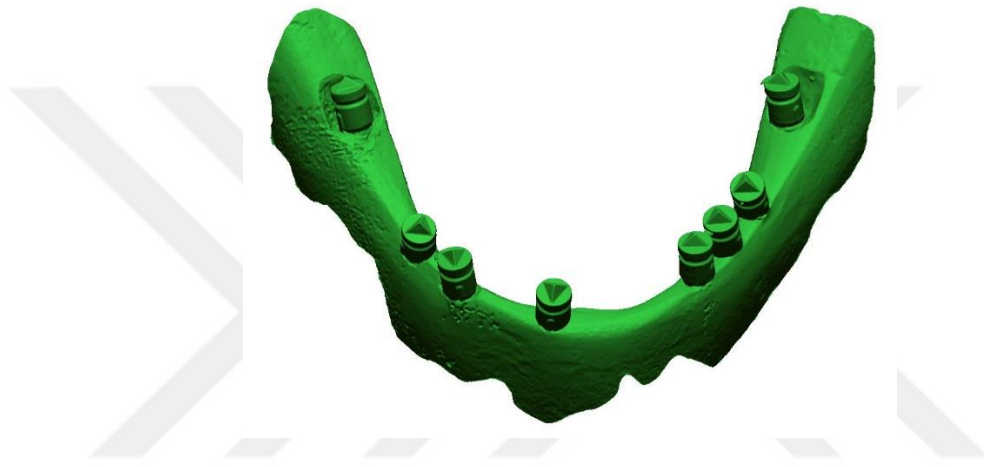
seçeneği seçilmiştir. Ardından tarama safhasına geçilmiş ve standart protokol dâhilinde sırasıyla 47, 44, 43, 41, 33, 34, 35 ve 37 no.lu dişlerin bukkal ve ara yüzleri taranmıştır. Sonrasında tarayıcı uç yönü tersine çevrilerek sırasıyla 37, 35, 34, 33, 41, 43, 44 ve 47 no'lu dişlerin lingual ve oklüzal yüzleri taranmıştır. Üretici firma talimatları doğrultusunda alınan her görüntünün % 30'luk miktarı bir sonraki görüntü içerisine de dâhil edilmeye çalışılmış, bu şekilde tarayıcının referans noktasını kaybetmemesine özen gösterilmiştir. Her bir tarama sonunda taranan yüzeyler incelenmiş, artefakt tespit edilen bölgeler “*cut*” seçeneği ile temizlenmiştir. Eksik kalan bölgelerin taraması tekrar gerçekleştirilmiş ve ardından “*next*” seçeneğine tıklanmıştır. Bu aşamada Carestream Dental's Imaging yazılımı sayesinde elde edilen 3 boyutlu görüntünün “*meshing*” işlemi gerçekleştirilmiş ve artefaktlı bölgeler yazılım tarafından düzenlenmiştir. Son olarak elde edilen görüntüler kaydedilmiş ve “*export*” seçeneği sayesinde STL dosyası olarak bilgisayarın masaüstüne kaydedilmiştir. (Şekil 3.12)



Şekil 3.12. Carestream 3500 ile elde edilen tarama görüntüsü

Dijital ölçünün 2. aşaması Chicago Illinois Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Cerec Omnicam ağız içi tarayıcısı ile gerçekleştirilmiştir. Trolley özelliğindeki bu tarayıcının yazılımının açılmasından sonra yine “*new patient*” segmentine tıklanarak gerekli bilgiler doldurulmuştur. 10 deneme taraması sonrası, 47 no.lu dişten başlanarak standart protokol dâhilinde 10 final taraması gerçekleştirilmiştir.

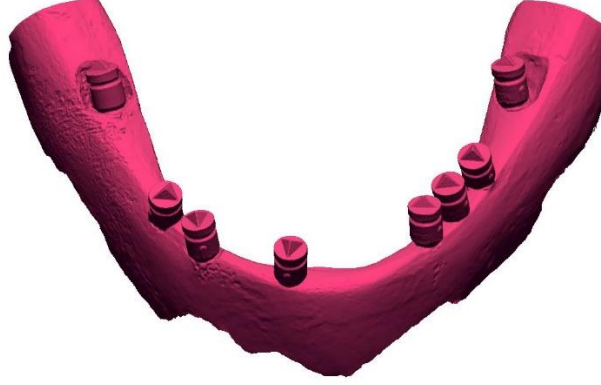
Cerec Omnicam cihazında özellikle scan bodyler arası mesafenin arttığı bölgelerde cihazın referans noktasını kaybetme hadisesine diğer cihazlara nazaran daha fazla rastlanmıştır. Bu gibi durumlarda daha önce taraması gerçekleştirilmiş bölgelere geri dönmüş ve tarama tekrar edilmiştir. Cihazın referans noktaları farklı algılayarak görüntüleri farklı eşleştirdiği durumlarda görüntüler silinerek taramalar tekrarlanmıştır. Her tarama sonrası yine eksik alanlar tekrar taranmış ve elde edilen modeller trolleyin masa üstüne STL formatında aktarılmıştır. (Şekil 3.13)



Şekil 3.13. Cerec Omnicam ile elde edilen tarama görüntüsü

Dijital ölçünün son aşaması ise Chicago Illinois Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Trios 3 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcısı ile gerçekleştirilmiştir. “*New patient*” segmentine tıklanmasının ardından sistem restorasyon tipinin karar verilmesini zorunlu kılmıştır. “E.max CAD” seçeneği seçilmiş olsa da bu tercihin alınan ölçüler üzerinde herhangi bir etkisi olmamıştır. Carestream’de olduğu gibi standart protokol izlenerek öncelikle 10 deneme taraması gerçekleştirilmiş, ardından 10 final taraması tamamlanmıştır. Video-görüntüleme prensibine dayalı olarak çalışan Trios 3 cihazı ile taramaların daha kısa sürede gerçekleştirildiği tespit edilmiştir. Her tarama sonrası yine artefaktlar temizlenmiş ve eksik taranan özellikle ara yüzlerin detaylı taramaları gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda Trios Dental Desktop yazılımı sayesinde otomatik olarak da artefaktlar düzeltilmiş ve Trios 3 ağız içi tarayıcının ilk

jenerasyonlarından farklı olarak dijital taramalar direk STL formatında bilgisayara aktarılabilmiştir. İmplantlı alt çene modelinden elde edilen bu STL görüntüler USB aracılığıyla bilgisayardan alınabilmiştir. (Şekil 3.14)



Şekil 3.14. 3Shape Trios 3 ile elde edilen tarama görüntüsü

3 farklı ağız içi tarayıcının kullanıldığı bu tez çalışmasında her bir tarayıcıdan 10'ar adet olmak üzere toplam 30 adet dijital ölçü elde edilmiştir. Tüm ölçüler tersine mühendislik programına aktarılabilir şekilde STL dosyası formatında elde edilmiş ve bu şekilde dijital implant ölçü aşaması tamamlanmıştır.

3.4. Konvansiyonel Ölçülerin Alınması

Konvansiyonel implant ölçülerinin alınması için ilk olarak çalışma modeli üzerindeki 8 adet scan-body ve 8 adet ti-base abutment sökülmüş, 81IC2 kodlu 8 adet açık kaşık ölçü postu implantlara el kuvvetiyle bağlanmıştır. Açılanmalar sebebiyle konverjan pozisyonda yerleşen ölçü postlarının birbirleriyle temas etmemesine özen gösterilerek pasif uyumları tatbik edilmiştir. (Şekil 3.15)



Şekil 3.15. Açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiş olan çalışma modeli

Ölçü postlarının çalışma modeline yerleştirilmesinin ardından bireysel açık ölçü kaşığı hazırlama safhasına geçilmiştir. Ölçülerde kullanılacak olan polivinil siloksan ölçü materyaline yeterli ve homojen kalınlıkta mesafe sağlamak için model üzerine 3 mm kalınlığında mum uygulanmıştır. Ardından model üzerine ışıkla polimerize olan akrilik rezin uygulanmış, kaşık sınırları molar bölgesinde 2 ve premolar bölgesinde 2 noktada olmak üzere toplam 4 noktada basis mandibula sınırında düzenlenmiştir. Böylelikle konvansiyonel ölçülerde operatörün kaşığı modele doğru itirmesi esnasında 4 noktanın stopper (durdurucu) görevi görmesi ve hem uygulanan kuvvetin hem ölçü materyali kalınlığının her ölçüde standardize edilmeye çalışılması planlanmıştır. Düzenlenmiş olan akrilik rezinin ışıkla polimerizasyonu sonrası kaşıklarda ölçü postlarına karşılık gelen bölgeler delinerek açık kaşık ölçü prosedürüne uygun hale getirilmiş ve cila, tesviye işlemleri sonrası 10 adet bireysel ölçü kaşığı elde edilmiştir. (Şekil 3.16)



Şekil 3.16. Çalışma modeline uygun hazırlanmış bireysel ölçü kaşığı

Çalışma modelindeki implantlar sırasıyla 40°, 0°, 20°, 0°, 15°, 0°, 0° ve 25° açılanmalara sahiptir. Alikhasi ve ark.⁸² ve Riberio ve ark.⁷⁹ yapmış oldukları çalışmalarda belirttikleri üzere, implant sayısının fazla olduğu ve implant açılanmalarının 20° nin üzerine çıktığı bu tip tam ark vakalarda ölçü postlarının splintlenmesi uygun görülmemektedir. In vitro çalışmalarda ağız ortamındaki gibi bir osseointegrasyon da sağlanamadığı için, splintli ölçünün modelden ayrılması sırasında implantların model içerisinde hareket etmesi ve modelin zarar görmesi de muhtemeldir. Dolayısıyla bu tez çalışmasında, açık kaşık ölçü postlarının splintlenmeden konvansiyonel ölçülerin alınması planlanmıştır.

Konvansiyonel implant ölçülerinde ölçü materyali olarak normal set Elite HD+ putty soft ve Elite HD+ light body (Zhermack SpA, İtalya) polivinil siloksan kullanılmıştır. Her ölçü öncesi bireysel kaşıklara Kerr polivinil siloksan kaşık adezivi (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Almanya) uygulanmış ve 10 dakika kadar beklenmiştir. Ardından bir hekim tarafından dispenser yardımıyla çalışma modelindeki ölçü postlarına akışkan kıvamdaki light body uygulanırken, diğer hekim tarafından putty kıvamındaki PVS'nin baz ve katalizörü 1:1 oranında çıplak elle homojen hale gelene kadar karıştırılmıştır. Karıştırılmış olan putty kısım kaşık içerisine yerleştirilmiş ve son olarak light body'nin putty üzerine hafif uygulanması ile birlikte kaşık çalışma modeli üzerine tek aşamalı ölçü alınmak üzere yerleştirilmiştir. Masa üzerinde gerçekleştirilen bu işlem sırasında stopper görevi gören kaşık sınırlarının masayla teması gerçekleşene kadar kuvvet uygulanmıştır. Ardından açık ölçü postlarının vida kısımlarına rahat ulaşabilmek amacıyla üstlerindeki PVS bir miktar temizlenmiş ve ölçü materyalinin sertleşmesi beklenmiştir. Üretici talimatlarında 5:30 dakika olarak belirtilmiş olan sertleşme süreci çalışmanın in vitro olması ve ağız içi sıcaklığında

gerçekleştirilmemesi sebebiyle 10 dakikaya çıkarılmıştır. 10 dakika sonunda vidalar gevşetilmiş ve ölçü kaşığı çalışma modelinden uzaklaştırılmıştır. (Şekil 3.17)

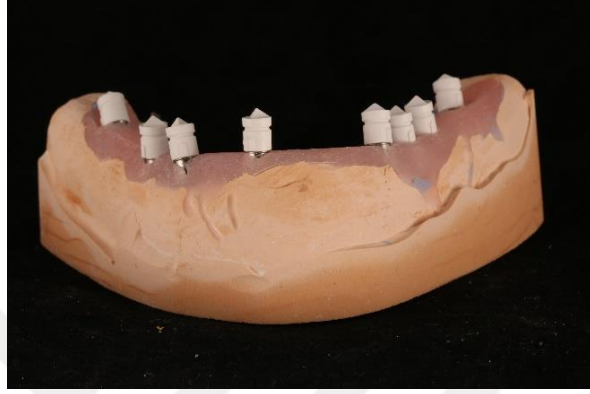


Şekil 3.17. Konvansiyonel implant ölçüsü

Ölçü kaşığının modelden uzaklaştırılmasının ardından ölçü materyalinin içinde kalan ölçü postları, 81IA0 kodlu Dyna implant analogları (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) ile el kuvvetiyle bağlanmıştır. Ölçü postu çevrelerine iki silikonun birbirine bağlanmasını önlemek amacıyla öncelikle Zhermack Gingifast separatörü uygulanmış; ardından alçı modelde dişetini taklit eden Zhermack Gingifast Elastic (Zhermack SpA, İtalya) ilave tipi silikon uygulanmıştır. Son olarak ölçü kaşığı kenarları mum ile sarılarak kutulama yapılmış ve ölçüler alçı dökümüne hazır hale getirilmiştir.

Üretici firma talimatları doğrultusunda dişeti silikonu uygulandıktan sonra, vakit kaybedilmeden alçı model elde etme safhasına geçilmiştir. Bu aşamada 2 saatlik sertleşme süresi sonrası genleşme oranı üretici firma tarafından $\leq 0.09\%$ olarak belirtilen GC Fujirock EP Classic (GC Corporation, Tokyo, Japonya) tip IV alçı kullanılmıştır. Standardizasyonu sağlamak amacıyla likit-toz oranı 1:5 olacak şekilde her modelde 150 gr tutarında alçı kullanılmış ve bu alçının vakumlu alçı karıştırıcıda hazırlanmasının ardından vibratör üzerinde döküm işlemi gerçekleştirilmiştir. GC Corporation firmasının belirtmiş olduğu alçı model ile kaşığın 40 dakikalık asgari ayrılma süresi 2 saate çıkarılmış ve alçı dökülmüş kaşıklar oda sıcaklığında bekletilmiştir.

2 saatlik sürenin tamamlanmasının ardından anahtar ile vidalar gevşetilmiş ve alçı modeller ölçü kaşıklarından ayrılmıştır. Karşılaştırmalı ölçümleri yapmak üzere laboratuvar tarayıcısında dijital taramaları gerçekleştirilecek bu alçı modellere tekrar 8 adet ti-base abutment ve 8 adet scan body yerleştirilmiştir. (Şekil 3.18, Şekil 3.19, Şekil 3.20, Şekil 3.21)



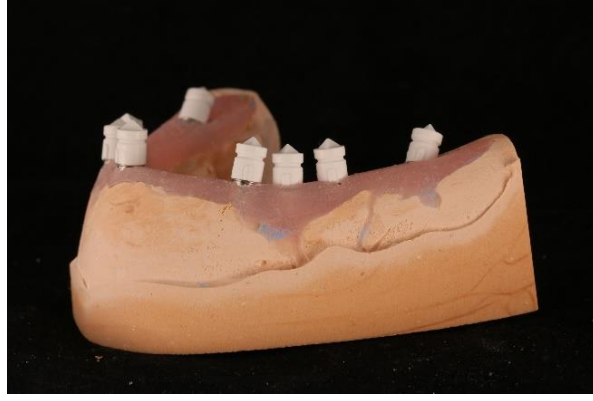
Şekil 3.18. Konvansiyonel alçı model (vestibül)



Şekil 3.19. Konvansiyonel alçı model (oklüzal)



Şekil 3.20. Alçı modeldeki scan bodyler (sağ)

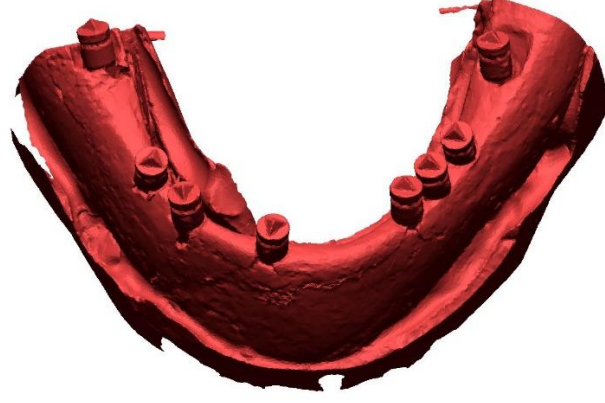


Şekil 3.21. Alçı modeldeki scan bodyler (sol)

Elde edilen alçı modellerin dijital taramaları gerçekleştirilmeden önce distorsiyonlara sebep olabilecek titanyum bölgelere yine 3M High Resolution Scanning Spray (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulanmıştır. Ardından her bir modelin, Chicago Illinois Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Straumann 7 Series (Basel, İsviçre) dijital laboratuvar tarayıcısına uygun pozisyonda yerleştirilmesi ile 3 boyutlu görüntüleri elde edilmiştir. (Şekil 3.22)



Şekil 3.22. Straumann 7 Series laboratuvar tarayıcısı



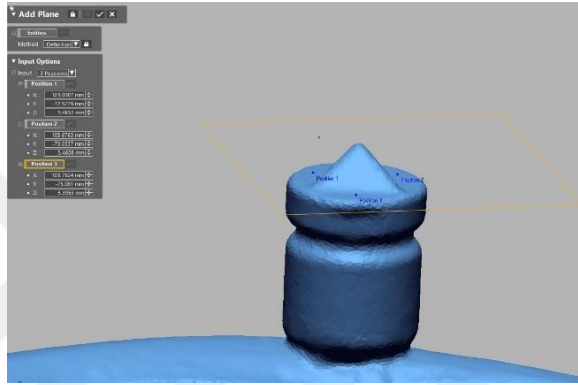
Şekil 3.23. Straumann 7 Series ile dijitalize edilmiş olan alçı model görüntüsü

10 adet açık kaşık ölçü sonrası elde edilen 10 alçı modelin Straumann 7 Series tarayıcısında dijitalize edilmesinin ardından konvansiyonel ölçü modelleri de STL formatında elde edilmiştir. (Şekil 3.23) Sonuç olarak, 3 boyutlu modeller üzerinde scan bodyler arasındaki mesafe ve açı ölçümlerini gerçekleştirerek referans model verileri ile karşılaştırmalarının yapılabilmesi için; Carestream 3500 ağız içi tarayıcısı ile elde edilen 10 STL dosyası, Cerec Omnicam ağız içi tarayıcısı ile elde edilen 10 STL dosyası, 3Shape Trios 3 ağız içi tarayıcısı ile elde edilen 10 STL dosyası ve Straumann 7 Series laboratuvar tarayıcısı ile alçı modellerin taranması sonrası elde edilen 10 STL dosyası olmak üzere toplam 40 farklı STL dosyası elde edilmiştir. Dijital ve konvansiyonel yöntemler kullanılarak ölçü alımı ve 40 adet 3 boyutlu görüntünün elde edilmesinin ardından mesafe ve açı ölçümleri aşamasına geçilmiştir.

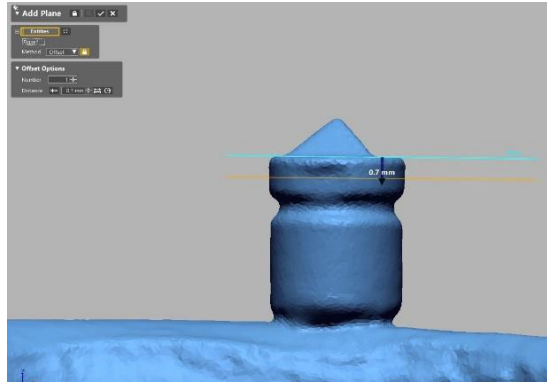
3.5. İmplantlar Arası Karşılaştırmalı Mesafe ve Açı Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

3 boyutlu görüntüler üzerinde ölçümlerin gerçekleştirilebilmesi için elde edilen tüm STL formatındaki dosyalar, bir tersine mühendislik yazılımı olan Rapidform (INUS Technology Inc., Seul, Güney Kore) programına aktarılmıştır. Ardından Rapidform programında ölçümlerin gerçekleştirilmesi için ilk olarak scan body üzerindeki referans noktaların belirlenmesi aşamasına geçilmiştir. (Şekil 3.24)

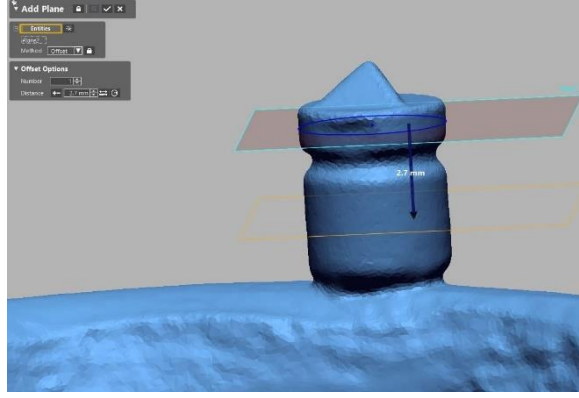
Scan bodylerin tepesinde bulunan üçgensel piramitlerin tabanına 0,7 mm ve 3,4 mm kadar uzaklıkta scan-bodylerde bulunan silindirlere ortalayacak şekilde 2 ayrı referans düzlemi oluşturulmuştur. (Şekil 3.25, Şekil 3.26, Şekil 3.27) Ardından mesh sketch eğrileri kullanılarak bu referans düzlemlerde kesit daireleri oluşturulmuş ve *point* komutu ile mesafe ölçümlerinin yapılacağı bu dairelerin merkez noktaları elde edilmiş (Şekil 3.28), açı ölçümlerinde kullanılmak üzere ise bu noktaları birleştiren doğrular oluşturulmuştur. (Şekil 3.29)



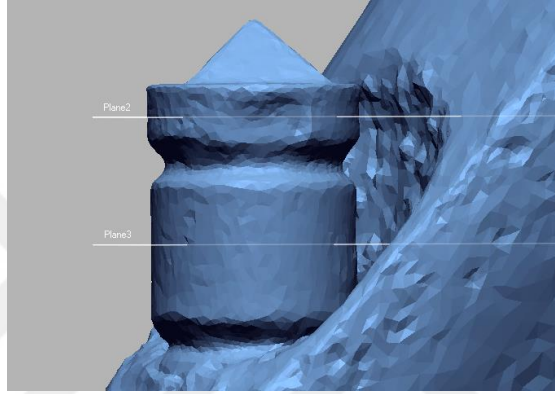
Şekil 3.24. Üçgen piramitin tabanı



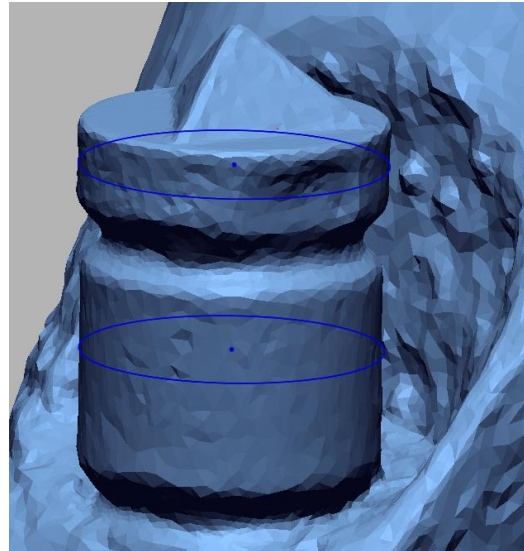
Şekil 3.25. İlk oluşturulan referans düzlem



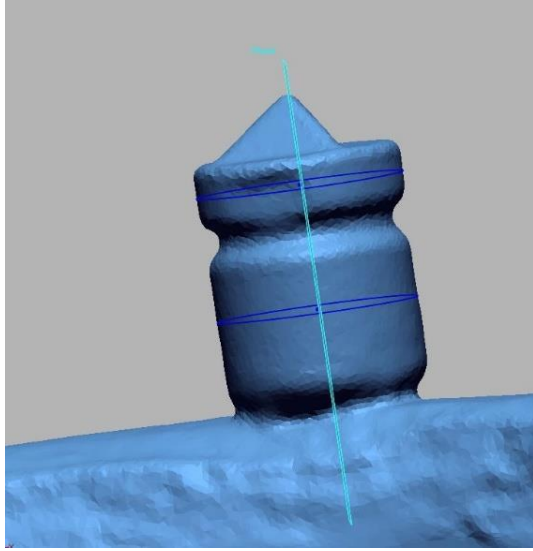
Şekil 3.26. 2. referans düzlemi



Şekil 3.27. Scan body üzerindeki referans düzlemler

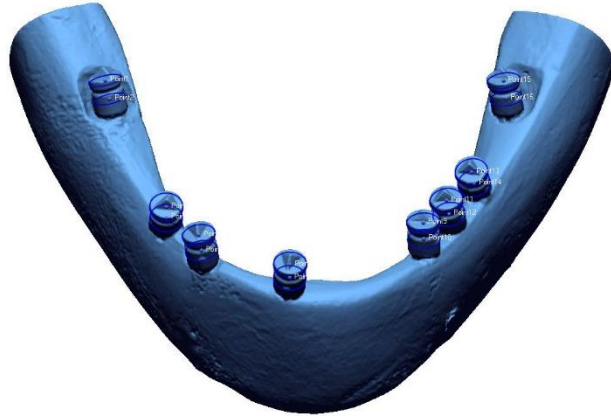


Şekil 3.28. Kesit daireleri



Şekil 3.29. Merkez noktalardan çekilen doğru

Bir tarama görüntüsündeki 8 scan body'nin tümü için belirlenen noktalara ait kartezyen (x,y,z) koordinatlar, yazılımdan (.txt) uzantılı olarak *export* edilmiştir. Her bir implant için alt ve üst daire merkezini gösteren noktaların farkı alınarak, her scan body'nin tam merkezini gösteren noktanın koordinatları belirlenmiştir. (Şekil 3.30)



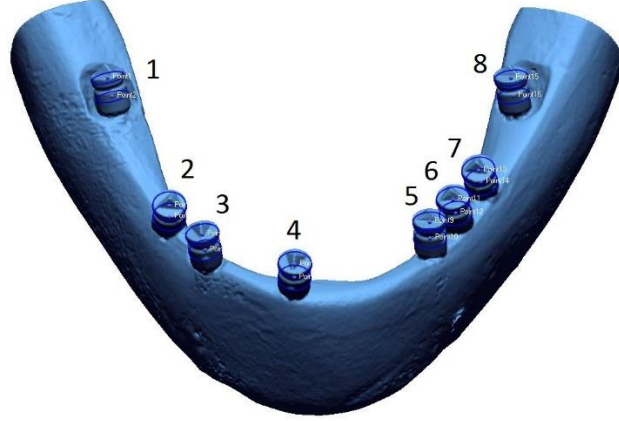
Şekil 3.30. Scan body koordinatları ve elde edilen 16 adet referans (merkez) nokta

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

$P_1(x_1, y_1, z_1)$ ve $P_2(x_2, y_2, z_2)$ noktaları arasındaki $|P_1P_2|$ uzaklığı;

$$|P_1P_2| = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Böylece tüm merkez koordinatları bilinen implantlar arası mesafe ölçümleri; ilk olarak sağ posterior bölgede bulunan 1 no.lu scan body referans alınarak sırasıyla 1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 1-6, 1-7 ve 1-8 no.lu scan bodyler arasında gerçekleştirilmiştir. (Şekil 3.31)



Şekil 3.31. Ölçümler için scan body numaralandırmaları

Benzer şekilde implantlar arasındaki açıyı hesaplamak için ise;

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

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

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

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

Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik (*precision*) düzeylerini saptamak adına ise; her bir ağız içi tarayıcının 10'ar adet taramasına ait mesafe verilerinin ortalaması (n:30) ile bu 10'ar verinin ortalaması hesaplanarak ağız içi tarayıcıların bütünsel

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

Son olarak, farklı gövde mesafelerinin ve açılanmaların boyutsal farklılıklar üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için ise; bu ölçümler sırasıyla 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7 ve 7-8 no.lu scan bodyler olmak üzere komşu scan bodyler arasında da gerçekleştirilmiştir. Böylelikle kısa ve uzun mesafeli implant üstü restorasyonlarda, paralel veya açılanmaların arttığı implant vakalarında alınan ölçülerde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar değerlendirilmeye çalışılmıştır.

Tüm mesafe ve aı hesaplanma işlemleri bir süreklilik arz ettiğinden, yani 40 farklı tarama için iki farklı yöntemle 7'şer mesafe ve 7'şer aı ölçümü yapılması gerektiğinden; Rapidform programından (.txt) uzantılı dosyalar alındıktan sonra hesaplamaların yapılabilmesi için, işlemler Matlab'te (MathWorks, Natick, Amerika Birleşik Devletleri) kod yazılarak gerçekleştirilmiştir.

3.6. İstatistiksel Olarak Bulguların Değerlendirilmesi

Ölçümler sonrası elde edilen veriler IBM SPSS Statistics 20.0 Release Notes programı ile analiz edilmiştir. n analiz ile değişkenlerin normal dağılıma uygunluk analizi, Kolmogorov-Smirnov testi ve Histogram grafiği ile sağlanmıştır.

Normal dağılım gösteren değişkenlerde grup ortalamaları arasındaki farklılık tek yönlü ANOVA testi ile analiz edilirken; farklı dağılım gösteren grupların belirlenmesinde Duncan oklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Ardından normal dağılıma uymayan bu değişkenlerin analizinde ise non-parametrik Kruskal-Wallis-H

testinden yararlanılmıştır. Tüm istatistiksel analizler verilerin mutlak değerlerinin alınmasının ardından gerçekleştirilmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.



4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında Promedicus poliüretan içerikli dişsiz alt çene modeline 4 tane açılı ve 4 tane paralel Dyna Helix ST Octa (Dyna Dental Engineering BV, Hollanda) implant yerleştirilmiştir. Çalışma modelinin elde edilmesinin ardından; Activity 885 Mark 2 Scanner (Smart Optics, Bochum Almanya) ile 3 boyutlu referans model elde edilmiştir.

Dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerini karşılaştırmak üzere, 3 farklı ağız içi tarayıcı kullanılması ve konvansiyonel alçı modellerin laboratuvar tarayıcısı ile taranması sayesinde 4 farklı gruba ait toplam 40 adet 3 boyutlu görüntü elde edilmiştir:

- D1: Carestream 3500 (Carestream, Rochester, NY, ABD) dijital ölçü grubu
- D2: Cerec Omnicam (Sirona, Bensheim, Almanya) dijital ölçü grubu
- D3: Trios 3 (3-Shape, Kopenhag, Danimarka) dijital ölçü grubu
- K1: Konvansiyonel ölçü grubu

Bu 4 farklı gruba ait 3D görüntüler ile referans 3D model arasında 2 farklı yöntem kullanılarak karşılaştırmalar yapılmıştır. Sağ posterior bölgede bulunan 1. scan body'nin referans alınması ile gerçekleştirilen ilk yöntemde, implantlar arası mesafe ve açı karşılaştırmaları gerçekleştirilmiş ve aynı zamanda ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri saptanmıştır. Komşu scan bodyler arası mesafe ve açı ölçümlerinin referans model verileriyle karşılaştırılması sayesinde ise uzun-kısa gövde mesafeleri ile paralel ve açılı implantların ölçülerde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

4.1. Tam Ark Vakada Ölçü Grupları Arasında Mesafe ve Açılal Parametrelerde Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar

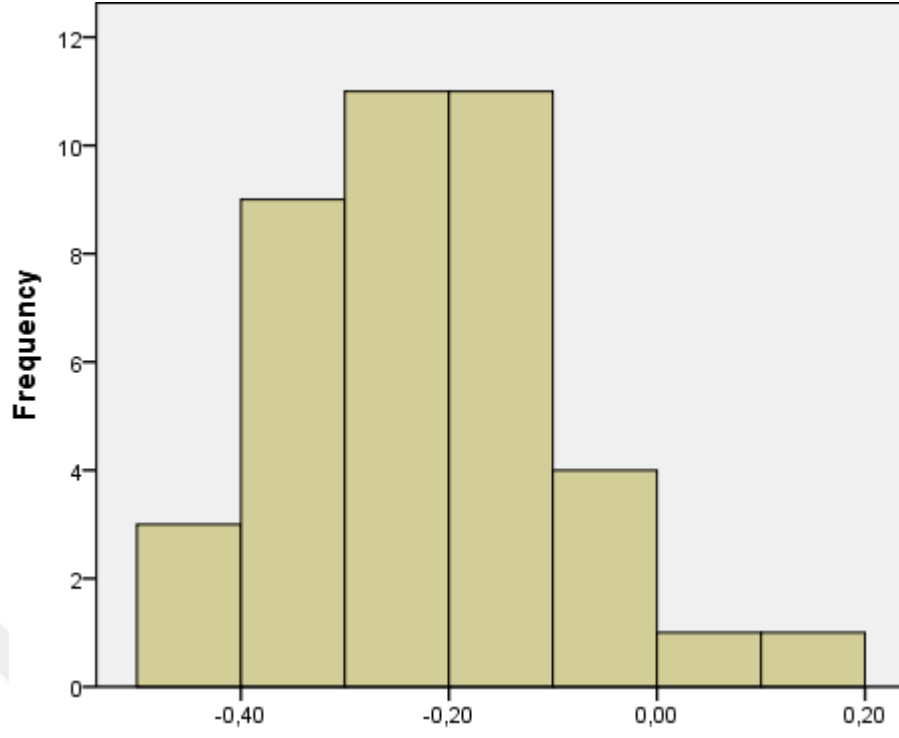
İmplantlar arası mesafe ve açı parametrelerinde; sağ posterior bölgede bulunan 1. scan body referans alınarak 4 grupta ilk ölçümler gerçekleştirilmiştir. Bu 4 gruptan elde

edilen verilerin referans modelden elde edilen verilerle karşılaştırılması sonrası mesafe

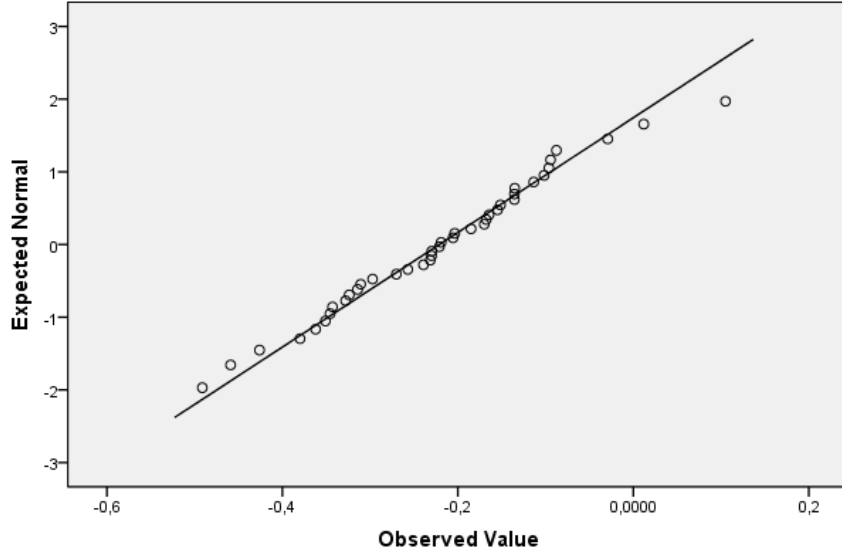
ve açılı farkları şu şekilde tespit edilmiştir: (Tablo 4.1, Tablo 4.2)

Tablo 4.1. Ölçü gruplarındaki 1. scan body ile diğer scan bodyler arasındaki mesafe değerlerinin, referans model değerleri ile farkları

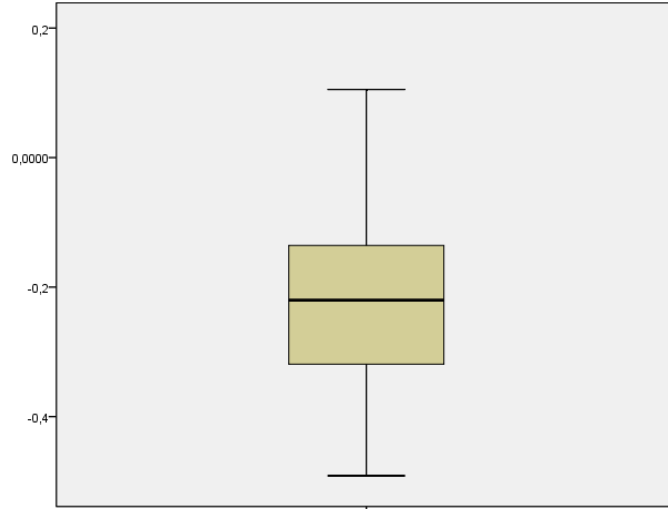
		N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	Ortalama için 95% Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
						Alt Sınır	Üst Sınır		
Mes. Farkı 1-2	D1	10	,046792	,0580011	,0183416	,005301	,088284	,0032	,1940
	D2	10	-,019348	,0578514	,0182942	-,060732	,022037	-,1135	,0748
	D3	10	-,063538	,0247316	,0078208	-,081230	-,045846	-,0923	-,0114
	K1	10	-,025108	,0561226	,0177475	-,015039	,065256	-,1039	,0891
	Total	40	-,002746	,0652929	,0103237	-,023628	,018135	-,1135	,1940
Mes. Farkı 1-3	D1	10	,035010	,0601604	,0190244	-,008026	,078046	-,0052	,1920
	D2	10	-,032416	,0613835	,0194112	-,076327	,011495	-,1265	,0617
	D3	10	-,074541	,0262357	,0082964	-,093309	-,055774	-,1034	-,0296
	K1	10	-,118323	,0498133	,0157523	-,153957	-,082689	-,2089	-,0447
	Total	40	-,047568	,0755895	,0119517	-,071742	-,023393	-,2089	,1920
Mes. Farkı 1-4	D1	10	,047112	,0874332	,0276488	-,015434	,109658	-,0381	,2790
	D2	10	-,086734	,0824309	,0260669	-,145702	-,027767	-,2538	,0119
	D3	10	-,102722	,0266752	,0084354	-,121805	-,083640	-,1577	-,0659
	K1	10	-,131716	,0789953	,0249805	-,188226	-,075206	-,2869	-,0402
	Total	40	-,068515	,0988630	,0156316	-,100133	-,036897	-,2869	,2790
Mes. Farkı 1-5	D1	10	-,037255	,0934887	,0295637	-,104132	,029623	-,1279	,1817
	D2	10	-,263876	,1846253	,0583837	-,395949	-,131803	-,7015	-,0534
	D3	10	-,202496	,0502660	,0158955	-,238455	-,166538	-,3139	-,1273
	K1	10	-,421988	,1047495	,0331247	-,496921	-,347054	-,6495	-,2900
	Total	40	-,231404	,1801704	,0284874	-,289025	-,173782	-,7015	,1817
Mes. Farkı 1-6	D1	10	-,126575	,1214036	,0383912	-,213421	-,039728	-,3321	,1017
	D2	10	-,298082	,1826688	,0577650	-,428755	-,167408	-,7250	-,1081
	D3	10	-,219660	,0585793	,0185244	-,261565	-,177755	-,3422	-,1308
	K1	10	-,481511	,0973229	,0307762	-,551131	-,411890	-,6535	-,3354
	Total	40	-,281457	,1776011	,0280812	-,338256	-,224657	-,7250	,1017
Mes. Farkı 1-7	D1	10	-,232690	,2160015	,0683057	-,387209	-,078172	-,7629	,0095
	D2	10	-,381265	,1874249	,0592690	-,515341	-,247190	-,8054	-,1963
	D3	10	-,326352	,0764659	,0241806	-,381053	-,271652	-,4670	-,1962
	K1	10	-,517740	,0954469	,0301830	-,586019	-,449462	-,6540	-,3778
	Total	40	-,364512	,1823356	,0288298	-,422826	-,306198	-,8054	,0095
Mes. Farkı 1-8	D1	10	-,430118	,4226768	,1336621	-,732482	-,127753	-1,5543	-,0823
	D2	10	-,525879	,1866686	,0590298	-,659414	-,392344	-,8859	-,3079
	D3	10	-,478973	,1085822	,0343367	-,556648	-,401298	-,6149	-,2719
	K1	10	-,770791	,1271558	,0402102	-,861753	-,679829	-,9590	-,5869
	Total	40	-,551440	,2708261	,0428214	-,638055	-,464826	-1,5543	-,0823



Şekil 4.1. Ölçü gruplarının mesafe açısından boyutsal farklılık değerleri



Şekil 4.2. Ölçü gruplarının mesafe açısından normalden sapma düzeyleri



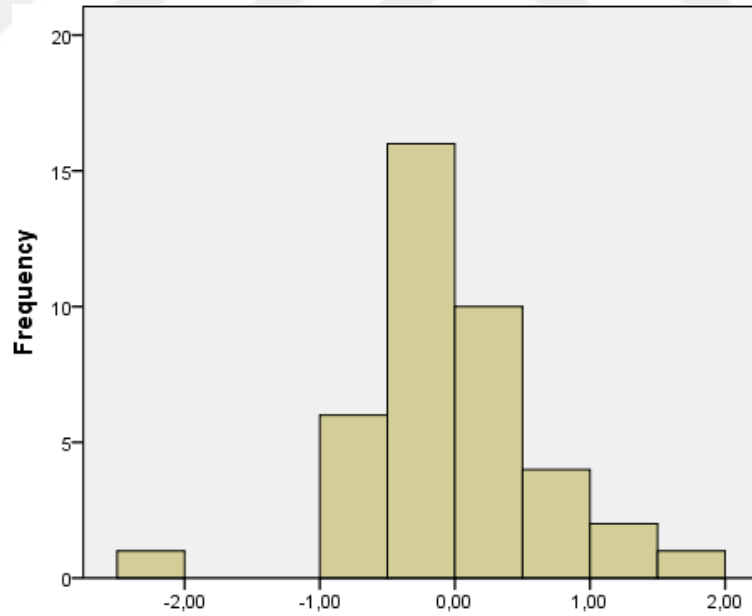
Şekil 4.3. Ölçü gruplarının mesafe açısından ortalama boyutsal farklılık değerleri

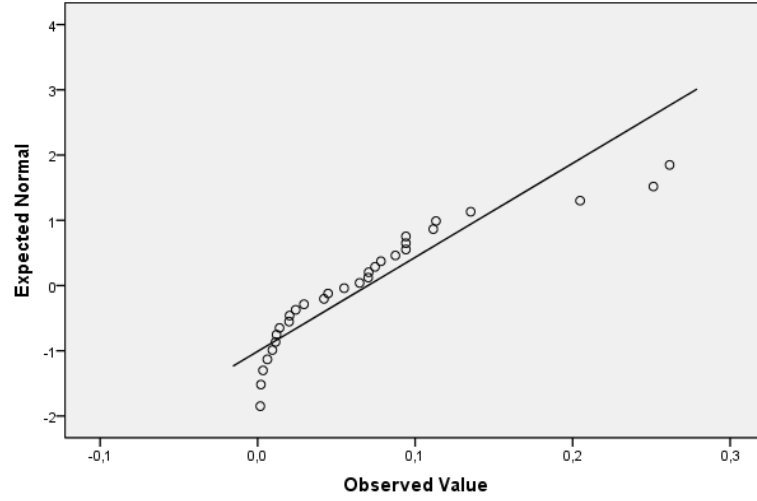
Tablo 4.2. Ölçü gruplarındaki 1. scan body ile diğer scan bodyler arasındaki açılış farklarının, referans model değerleri ile farkları

		N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	Ortalama için 95% Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
						Alt Sınır	Üst Sınır		
Açılış Farkı 1-2	D1	10	-,350415	,5704422	,1803896	-,758484	,057655	-1,5401	,4005
	D2	10	-,307081	,2690721	,0850881	-,499564	-,114599	-,7316	,2061
	D3	10	-,440686	,3811225	,1205215	-,713325	-,168048	-1,1848	,2736
	K1	10	1,028025	1,3702244	,4333030	,047825	2,008224	-2,2735	3,0186
	Total	40	-,017539	,9668100	,1528661	-,326740	,291661	-2,2735	3,0186
Açılış Farkı 1-3	D1	10	-,690970	,6797081	,2149426	-1,177204	-,204736	-1,6813	,7576
	D2	10	-,027727	,3014866	,0953384	-,243398	,187943	-,4982	,4764
	D3	10	-,228923	,3966261	,1254242	-,512652	,054807	-,8701	,4675
	K1	10	-,414416	1,1073738	,3501824	-1,206584	,377752	-2,0323	,6954
	Total	40	-,340509	,7127783	,1127002	-,568466	-,112551	-2,0323	,7576
Açılış Farkı 1-4	D1	10	-,047905	,5294385	,1674231	-,426642	,330833	-,7133	,6518
	D2	10	,308136	,8166311	,2582414	-,276047	,892318	-,9084	1,7317
	D3	10	-,469092	,4429165	,1400625	-,785936	-,152249	-1,1485	,1845
	K1	10	,613462	1,3458648	,4255998	-,349311	1,576236	-2,7533	2,0494
	Total	40	,101150	,9215298	,1457067	-,193569	,395870	-2,7533	2,0494
Açılış Farkı 1-5	D1	10	,063291	,4201205	,1328538	-,237245	,363827	-,7047	,6529
	D2	10	-,456887	1,1595021	,3666668	-1,286345	,372571	-1,6971	2,3761
	D3	10	-,617631	,2377585	,0751858	-,787713	-,447549	-1,1114	-,2851
	K1	10	,077101	1,3134199	,4153398	-,862463	1,016665	-2,8291	2,1543
	Total	40	-,233532	,9274045	,1466355	-,530130	,063067	-2,8291	2,3761

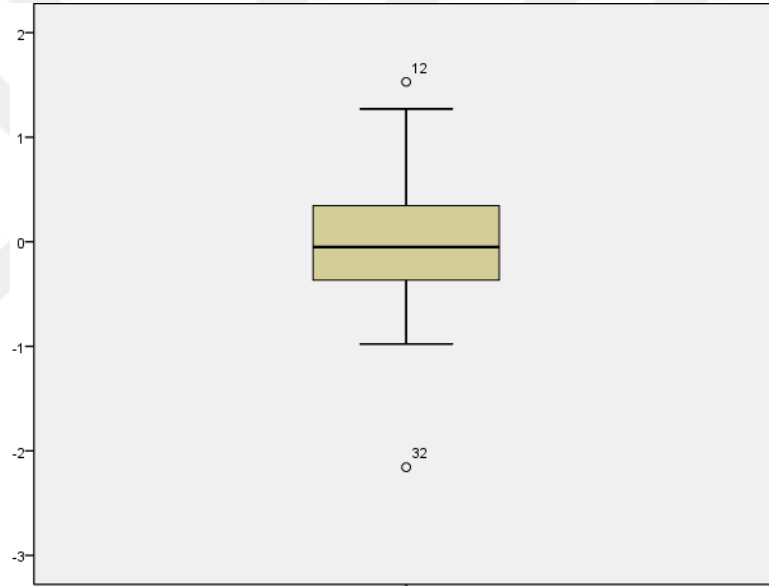
Tablo 4.2. (Devamı)

Açı Farkı 1-6	D1	10	,337564	,6432999	,2034293	-,122625	,797753	-,5334	1,6185
	D2	10	,676191	1,1990560	,3791748	-,181562	1,533944	-,4003	3,8433
	D3	10	,585506	,3639812	,1151010	,325130	,845883	-,0339	1,0643
	K1	10	,991049	,9538642	,3016383	,308696	1,673402	-1,0433	2,3318
	Total	40	,647578	,8508323	,1345284	,375468	,919687	-1,0433	3,8433
Açı Farkı 1-7	D1	10	,518485	,7395520	,2338669	-,010559	1,047529	-,4726	2,0641
	D2	10	-,293194	1,2882702	,4073868	-1,214767	,628379	-1,4340	3,1880
	D3	10	-,053595	,3934192	,1244101	-,335031	,227840	-,8672	,4693
	K1	10	,506745	1,0454404	,3305973	-,241118	1,254608	-2,2072	1,4983
	Total	40	,169610	,9618697	,1520849	-,138011	,477231	-2,2072	3,1880
Açı Farkı 1-8	D1	10	-,049388	,6687534	,2114784	-,527785	,429009	-1,1751	1,0907
	D2	10	-,708045	1,2143304	,3840050	-1,576725	,160634	-2,1128	2,1015
	D3	10	-1,04103	,6278831	,1985541	-1,490200	-,591879	-2,6692	-,4371
	K1	10	-,654760	,8708833	,2753975	-1,277752	-,031767	-2,8606	,3824
	Total	40	-,613308	,9168938	,1449736	-,906545	-,320071	-2,8606	2,1015

**Şekil 4.4.** Ölçü gruplarının açısız yönden boyutsal farklılık değerleri



Şekil 4.5. Ölçü gruplarının açısıl yönden normalden sapma düzeyleri



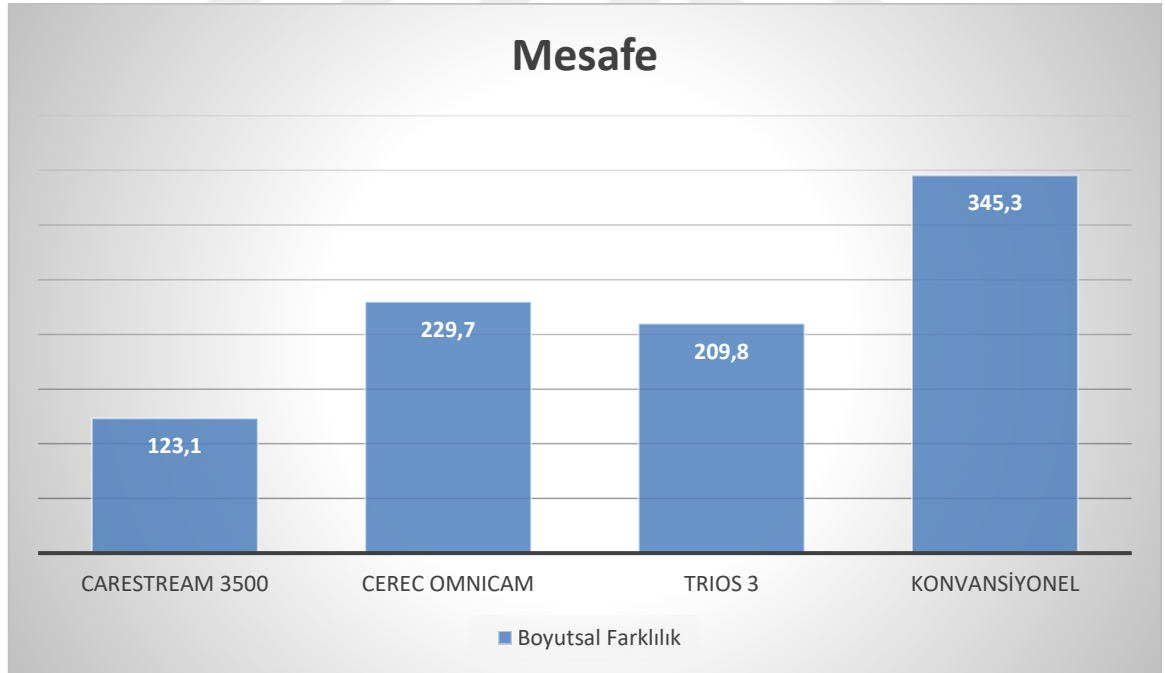
Şekil 4.6. Ölçü gruplarının açısıl yönden ortalama boyutsal farklılık değerleri

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

Tablo 4.3. Ölçü gruplarının mesafe parametresinde ortalama boyutsal farklılık değerleri (mm)

Yöntem	N	p = 0.05		
		1	2	3
D1	10	,1231		
D3	10		,2098	
D2	10		,2297	
D4	10			,3453
Sig.		1,000	,611	1,000

Mesafe parametresinde boyutsal farklılık açısından ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmaktadır. Konvansiyonel ölçü grubunda ortaya çıkan boyutsal farklılık, tüm dijital ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 4.7. Mesafe parametresinde ölçü gruplarında ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (µm)

D1 grubundaki boyutsal farklılık 123.1 µm olmak üzere anlamlı düzeyde tüm gruplardan düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Sırasıyla boyutsal farklılık düzeyleri 229.7 µm

ve 209.8 μm olmak üzere, D2 ve D3 grupları arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmazken ($p>0,05$); boyutsal farklılık düzeyi 345.3 μm olan K1 grubundan anlamlı düzeyde daha düşük sapma göstermişlerdir. K1 grubunun mesafe parametresindeki boyutsal farklılık düzeyi diğer tüm gruplardan anlamlı düzeyde yüksek tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.4. Ölçü gruplarının açılı parametresinde ortalama boyutsal farklılık değerleri ($^{\circ}$)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D1	10	,2609	
D3	10	,3273	,3273
D2	10	,5347	,5347
K1	10		,7380
Sig.		,188	,050

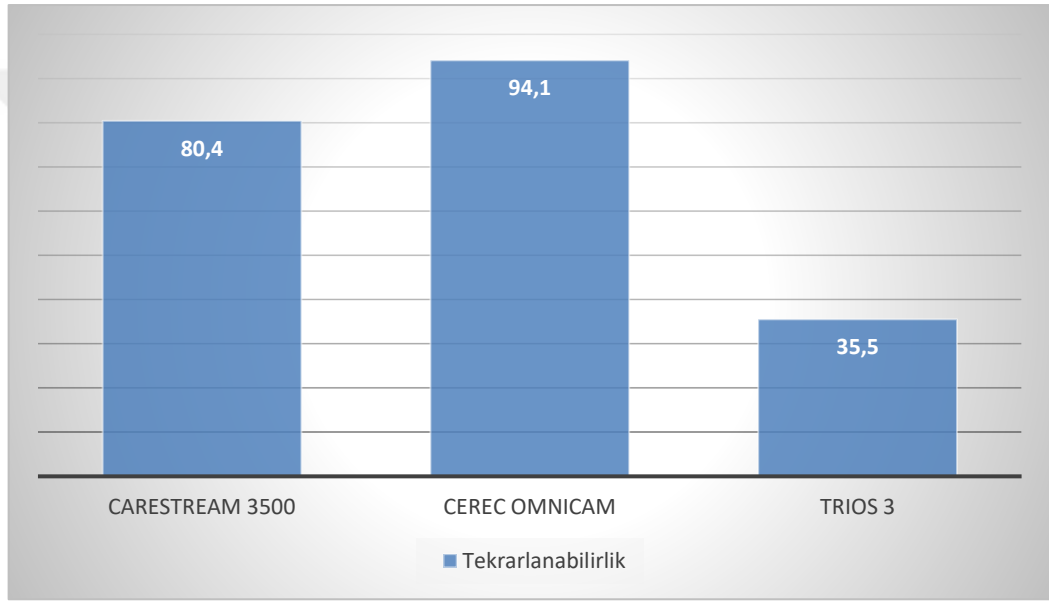
Açılı parametresindeki boyutsal farklılıklar açısından; D1 dijital grubu 0.2609 $^{\circ}$ ile netliği en yüksek ölçü grubunu oluştururken, D2 ve D3 ölçü grupları ile arasında anlamlı düzeyde bir farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). K1 konvansiyonel grubu ise 0.738 $^{\circ}$ ile netliği en düşük grubu ihtiva ederken; D2 ve D3 ölçü grupları ile arasında anlamlı düzeyde bir farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Açılmal parametrede ölçü grupları arasındaki anlamlı düzeydeki tek farklılık D1 ve K1 grupları arasında tespit edilmiştir ($p<0,05$).

4.2. Ağız İçi Tarayıcıların Tekrarlanabilirlik Düzeyleri

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

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

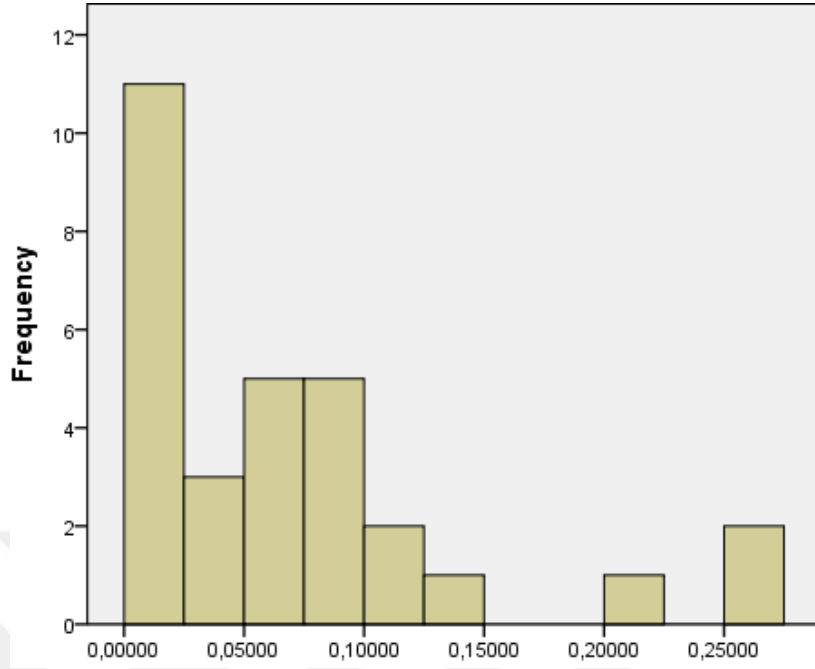
	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	Ortalama için 95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
D1	10	,0804279	,08642780	,02733087	,0186012	,1422547
D2	10	,0941163	,07167099	,02266436	,0428459	,1453866
D3	10	,0355550	,02844270	,00899437	,0152083	,0559017
Total	30	,0700331	,06935845	,01266306	,0441342	,0959319



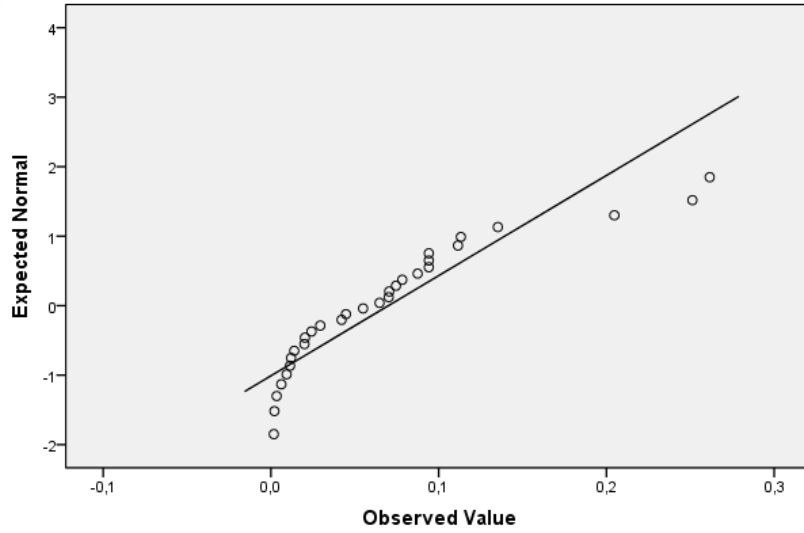
Şekil 4.8. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri (μm)

Tablo 4.6. Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik düzeyleri

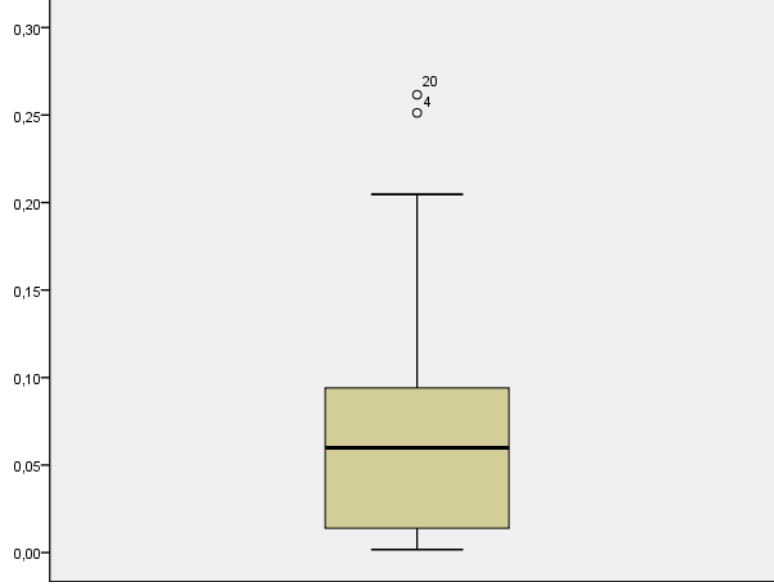
	N	p = 0.05
		1
D3	10	,0355550
D1	10	,0804279
D2	10	,0941163
Sig.		,074



Şekil 4.9. Ölçü gruplarının tekrarlanabilirlik (precision) değerleri



Şekil 4.10. Ölçü gruplarının tekrarlanabilirlik değerlerinin normalden sapma düzeyi



Şekil 4.11. Ölçü gruplarının ortalama tekrarlanabilirlik (precision) değerleri

Ağız içi tarayıcıların her bir taramada kendi ortalama değerlerinden sapma miktarlarının mutlak istatistiksel sonucu doğrultusunda; tekrarlanabilirlik (*precision*) düzeyleri D3 grubu için 35.555 µm, D1 grubu için 80.427 µm ve D2 grubu için 94.116 µm olarak tespit edilmiştir. Tekrarlanabilirlik düzeyi açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

4.3. Mesafe ve Açısal Parametrelerde Komşu İmplantlar Arası Ortaya Çıkan Boyutsal Farklılıklar

Bu tez çalışmasındaki son karşılaştırma, komşu implantlar arasındaki mesafe ve açısal parametrelerdeki boyutsal farklılıklar için gerçekleştirilmiştir. Sırasıyla 4 farklı ölçü grubundaki 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7 ve 7-8 no.lu scan bodyler arasındaki mesafe ve açı değerlerinin referans modeldeki değerler ile karşılaştırılması sonucu gruplar arasındaki farklılıklar şu şekilde tespit edilmiştir:

Tablo 4.7. 1 ve 2. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	
K1	10	,025110	
D1	10	,046780	
D3	10	,063550	
D2	10	,119110	
Sig.		,349	

47 ve 44 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 1. ve 2. scan bodyler arasındaki mesafede ortaya çıkmış olan boyutsal farklılık açısından ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.8. 2 ve 3. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D1	10	,000690	
D3	10	,002660	
D2	10	,004380	
K1	10		,130170
Sig.		,810	1,000

44 ve 43 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 2. ve 3. scan bodyler arasındaki boyutsal farklılık değeri; K1 konvansiyonel grubunda 130.17 μm olarak diğer ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek tespit edilmiştir ($p<0,05$). Dijital ölçü grupları (D1, D2, D3) arasında ise anlamlı düzeyde bir farklılığa rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.9. 3 ve 4. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D3	10	,004575	
D2	10	,008214	
D1	10		,060573
K1	10		,068550
Sig.		,833	,644

43 ve 41 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 3. ve 4. scan bodyler arasındaki mesafelerde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar açısından, D2 ve D3 grupları arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmazken ($p>0,05$); bu iki grupta ortaya çıkan sapma değerleri D1 ve K1 ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde düşük çıkmıştır ($p<0,05$). D1 ve D4 gruplarındaki farklılık düzeyleri ise kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir farklılık oluşturmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4.10. 4 ve 5. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	p = 0.05
		1
K1	10	,011248
D3	10	,019462
D2	10	,207022
D1	10	,231052
Sig.		,061

41 ve 33 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan scan bodyler arasındaki mesafelerde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar açısından ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.11. 5 ve 6. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D3	10	,004970	
D1	10	,025320	
D2	10	,025500	
K1	10		,093910
Sig.		,298	1,000

33 ve 34 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan scan bodyler arasındaki mesafelerde, K1 konvansiyonel grubu 93.91 µm ile anlamlı düzeyde en yüksek boyutsal farklılığa sahipken ($p < 0,05$); dijital ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4.12. 6 ve 7. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

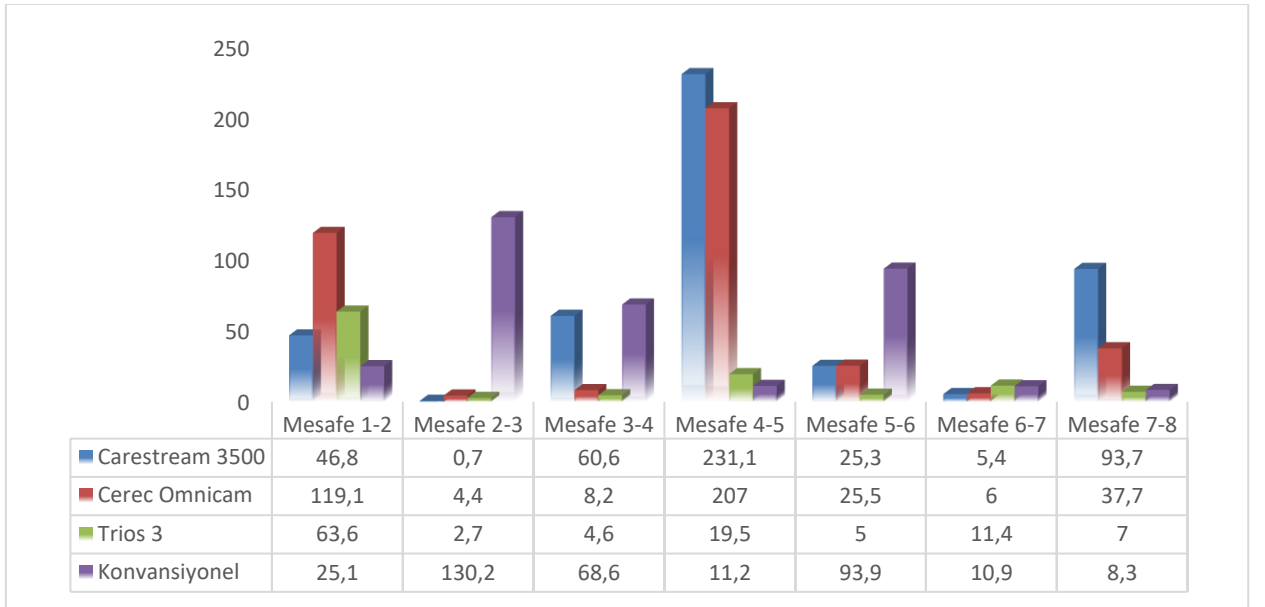
Yöntem	N	p = 0.05
		1
D1	10	,005410
D2	10	,005980
K1	10	,010850
D3	10	,011410
Sig.		,441

34 ve 35 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan scan bodyler arasındaki mesafelerde, hem dijital ölçü grupları ile konvansiyonel ölçü grubu arasında hem de dijital ölçü gruplarının kendi arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir farklılık saptanamamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4.13. 7 ve 8. scan bodyler arası mesafe parametresindeki boyutsal farklılıklar (mm)

Yöntem	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
D3	10	,006960		
K1	10	,008320		
D2	10		,037650	
D1	10			,093730
Sig.		,880	1,000	1,000

35 ve 37 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan scan bodyler arasındaki mesafelerde; D1 ölçü grubu diğer ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek boyutsal farklılık göstermiştir ($p<0,05$). D3 ve K1 grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılığa rastlanmazken ($p>0,05$); D2 grubu bu ölçü gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bir boyutsal farklılık ortaya çıkarmıştır ($p<0,05$).



Şekil 4.12. Komşu implantlar arası mesafe parametresinde ortaya çıkan boyutsal farklılıklar (μm)

Komşu implantlar arası açısız sapmaların istatistiksel olarak anlamlı farklılık açısından değerlendirildikleri zaman ise;

Tablo 4.14. 1 ve 2. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	
D2	10	,307090	
D1	10	,350420	
D3	10	,440690	
K1	10	1,028030	
Sig.		,065	

47 ve 44 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 1. ve 2. scan bodyler arasındaki açıda ortaya çıkmış olan açısız boyutsal farklılık yönünden; dijital ve konvansiyonel ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.15. 2 ve 3. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D3	10	,131650	
D2	10	,209080	
D1	10	,340190	
K1	10		1,517880
Sig.		,654	1,000

44 ve 43 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 2. ve 3. scan bodyler arasındaki açıda ortaya çıkmış olan boyutsal farklılık açısından; yine dijital ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılık tespit edilmezken ($p>0,05$), K1

konvansiyonel ölçü grubunda 1.517° ile dijital ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bir değer elde edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.16. 3 ve 4. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05
		1
D2	10	,146720
D3	10	,289840
D1	10	,498920
K1	10	,825170
Sig.		,083

43 ve 41 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 3. ve 4. scan bodyler arasındaki açılanmada; dijital ve konvansiyonel ölçü grupları arasında boyutsal farklılık yönünden anlamlı düzeyde farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.17. 4 ve 5. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05
		1
D3	10	,067160
D1	10	,100030
K1	10	,488580
D2	10	,570680
Sig.		,321

41 ve 33 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 4. ve 5. scan bodyler arasındaki açıda boyutsal farklılık yönünden; ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.18. 5 ve 6. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D2	10	,347396	
D1	10	,691027	
D3	10	,810375	,810375
K1	10		1,311556
Sig.		,100	,061

33 ve 34 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 5. ve 6. scan bodyler arasındaki açıda; D3 ve K1 ölçü grupları arasında ve tüm dijital ölçü grupları arasında boyutsal farklılık açısından anlamlı düzeyde bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Ancak açısal sapma değeri 1.311° olan K1 ölçü grubu, D1 ve D2 ölçü gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek değer ortaya çıkarmıştır ($p<0,05$).

Tablo 4.19. 6 ve 7. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar (°)

Yöntem	N	p = 0.05		
		1	2	3
D1	10	,180923		
K1	10		,794029	
D3	10		,798100	
D2	10			1,164051
Sig.		1,000	,980	1,000

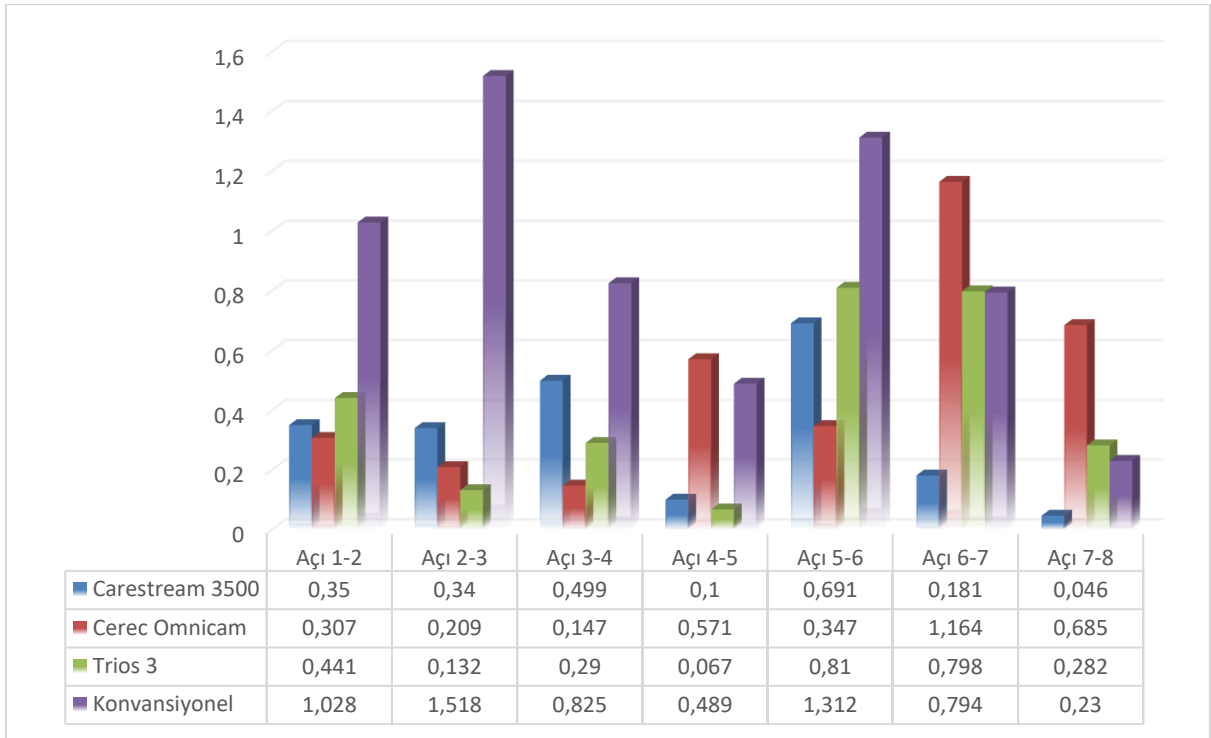
34 ve 35 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 6. ve 7. scan bodyler arasındaki açıda; D2 ölçü grubunda 1.164° ile diğer gruplara göre anlamlı düzeyde yüksek boyutsal farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). D1 ölçü grubu ise, 0.180° ile diğer ölçü gruplarından anlamlı düzeyde düşük sapma değeri gösterirken ($p<0,05$); K1 ve D3

ölçü grupları arasında boyutsal farklılık açısından anlamlı düzeyde bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.20. 7 ve 8. scan bodyler arası açı parametresindeki boyutsal farklılıklar ($^{\circ}$)

Yöntem	N	p = 0.05	
		1	2
D1	10	,046440	
K1	10	,229870	
D3	10	,282490	
D2	10		,684870
Sig.		,217	1,000

35 ve 37 no.lu bölgelerdeki implantlara yerleştirilmiş olan 7. ve 8. scan bodyler arasındaki açıda; D2 ölçü grubunda 0.684° ile diğer gruplara göre anlamlı düzeyde yüksek boyutsal farklılık oranı tespit edilmiştir ($p<0,05$). Geri kalan ölçü grupları arasında ise anlamlı düzeyde bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 4.13. Komşu implantlar arası açısal parametrede ortaya çıkan boyutsal farklılıklar ($^{\circ}$)

5. TARTIŞMA

Başarılı bir implant-üstü protez üretiminin en önemli aşamalarından biri çene kemiğine yerleştirilmiş olan implantların pozisyonlarını ve açılanmalarını çalışma modeline net bir şekilde transfer etmektir.^{65, 66} Pozisyonu ve açısı çalışma modeline doğru aktarılamamış olan implantlarda; pasif uyuma sahip implant üstü protez üretimi mümkün olmayacaktır. Abutment-protez ve implant-peri-implanter kemik ara yüzlerinde artacak stres birikimine bağlı olarak bu tip vakalarda vida gevşemesi ve kırılması,²¹⁶ porselen kırığı ve peri-implanter kemik kaybı²¹⁷ gibi birçok biyomekanik komplikasyon gelişimi daha olası hale gelecektir.

Tam ark implant vakalarında uygulanan güncel yaklaşım, konvansiyonel ölçü teknikleri sonrası elde edilen alçı modellerin laboratuvar tarayıcıları ile 3 boyutlu model haline getirilmesi ve protez/alt yapı üretiminin CAD/CAM sistemlerinde gerçekleştirilmesidir.^{58,218} Ancak bu teknikte; ölçü materyalinin polimerizasyon büzülmesi, alçının genişmesi ve 3 boyutlu modelin elde edilme aşamasına kadar boyutsal farklılığa sebebiyet verebilecek birçok aşamanın olması sebebiyle günümüzde implant vakalarında dijital ölçüler gündeme gelmiştir. İmplant firmalarının oluşturdukları dijital kütüphaneler ve bunlara entegre olarak üretilen scan bodyler sayesinde günümüzde tek implanttan tam ark vakalara kadar dijital implant ölçüleri alınabilmektedir.

Dijital ölçülerde kullanılan ağız içi tarayıcılar; her ne kadar in vivo ve in vitro çalışmalarda iyi sonuç vermiş olsalar da; total dişsiz hastalarda, özellikle gövde uzunluklarının da fazla olduğu implant vakalarındaki başarılarına dair veri eksikliklerine birçok çalışmada dikkat çekilmiştir.^{9, 179, 219-221}

1. Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Tekniklerinin Tam Ark İmplant Vakasında Değerlendirilmesi

1. scan body referans alınarak yapılan mesafe ölçümleri sonrası; tüm dijital ölçü grupları ile konvansiyonel teknikten anlamlı düzeyde yüksek netlikte ölçü elde edildiği tespit edilmiştir. Dijital ölçü gruplarında ise 123.1 µm boyutsal farklılık değeriyle en net görüntülemeyi Carestream 3500 tarayıcısı yaparken, bunu 209.8 µm ile Trios 3 ve 229.7 µm ile Cerec Omnicam tarayıcıları takip etmiştir. Splintsiz açık kaşık tekniği kullanılan konvansiyonel grupta ise ölçü netliği 345.3 µm düzeyinde kalmıştır.

1. scan body referans alınarak yapılan açı ölçümleri sonrası ise; 0.2609° ile en düşük açısal boyutsal farklılık yine Carestream 3500 tarayıcısında tespit edilmiştir. Bu ölçü grubunu sırasıyla 0.3273° ile Trios 3 ve 0.5347° ile Cerec Omnicam dijital ölçü grupları takip ederken; konvansiyonel ölçü grubu 0.738° ile açısal parametrede en yüksek boyutsal farklılık gösteren ölçü grubunu oluşturmuştur.

Literatürde konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışma mevcutken, tam ark vakalarda yapılan çalışmalar sınırlıdır. Ender ve ark.²²², tam dişli bir vakadan 5 farklı ölçü materyali kullanarak aldıkları konvansiyonel ölçüler ile 7 farklı ağız içi tarayıcı kullanarak almış oldukları dijital ölçüleri doğruluk ve tekrarlanabilirlik parametreleri açısından karşılaştırmışlardır. 167.2 µm netliğe sahip olan aljinat grubu dışındaki tüm konvansiyonel ölçü gruplarıyla, dijital ölçü gruplarına kıyasla daha yüksek netlikte ölçü elde edilmiştir.

Nedelcu ve ark.¹²⁹ 2018 yılında yapmış oldukları çalışmada, tam ark dişli çeneden polieter ile almış oldukları konvansiyonel ölçü ile Cerec Omnicam, Trios 3 ve True Definition olmak üzere 3 farklı ağız içi tarayıcı kullandıkları dijital ölçü gruplarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda ölçü gruplarının benzer düzeyde boyutsal farklılık

ortaya çıkardığı ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadığı belirtilmiştir.

Ancak bu çalışmaların aksine, tam ark implant vakalarında ölçü postlarının ağızdan kaşığa transferi esnasında yaşanabilecek olan pozisyonel, rotasyonel ve açılmalık yer değişimlerin konvansiyonel implant ölçüleri açısından önemli bir problem teşkil edebileceği düşünülmektedir. Mpikos ve ark.¹¹²; 0°, 15° ve 25° açılanmalara sahip olan 8 adet implanttan elde etmiş oldukları açık ve kapalı kaşık konvansiyonel ölçülerde, bilhassa 25° açılı implantlarda ortaya çıkan boyutsal farklılığın anlamlı düzeyde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. İmplantlar arası açılanmadan kaynaklı ölçü materyalinde ortaya çıkan deformasyonun ve ölçülerde ortaya çıkardığı boyutsal farklılığın, dijital ölçü tekniği ile elimine edilerek daha yüksek netlikte ölçüler alınabileceği görüşü diş hekimleri arasında kabul görmeye başlamıştır.

Bu doğrultuda Alikhasi ve ark.¹⁰⁸ 2018 yılında yayınlamış oldukları çalışmalarında, 2 adet paralel ve 2 adet 45° distal açılanmaya sahip toplam 4 implantı dişsiz üst çene modeline yerleştirerek; PVS kullandıkları splintsiz açık ve kapalı kaşık konvansiyonel ölçü teknikleriyle Trios ağız içi tarayıcısı kullandıkları dijital ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Çalışmamıza paralel olarak araştırmacılar, 188 µm ile dijital tekniği netliği en yüksek ölçü grubu olarak tespit ederken; açık kaşık ölçü tekniği 280 µm, kapalı kaşık ölçü tekniği ise 885 µm ile daha yüksek düzeyde boyutsal farklılık göstermişlerdir.

Riberio ve ark.⁷⁹ ise, 4 adet paralel implanta ve 4 adet 15° lik diverjan açılanmaları bulunan implanta sahip 2 farklı model üzerinde konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerini karşılaştırmışlardır. Paralel implantlara sahip modelde; netlik değerleri polieter ölçü materyali kullanılan konvansiyonel gruplar için sırasıyla 163 µm ile splintli açık kaşık ölçü tekniği, 194 µm ile kapalı kaşık ölçü tekniği ve 242 µm ile

splintsiz açık kaşık tekniği olarak tespit edilmiştir. True Definition kullanılan dijital ölçü grubu 128 µm ile en iyi sonucu vermiştir. Açılı implantların bulunduğu modelde ise; splintsiz açık kaşık ölçü grubu 129 µm ile en iyi sonucu verirken; dijital ölçü grubu 177 µm ve kapalı kaşık ölçü grubu 191 µm ile daha düşük netlikte veriler ortaya koymuşlardır.

Amin ve ark.⁷; üçü paralel, biri 10° ve biri de 15° açılanmaya sahip olan toplam 5 implanta sahip bir alt çene modeli üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada, splintli açık kaşık ölçü tekniği ile Cerec Omnicam ve True Definition ağız içi tarayıcılarının kullanıldığı dijital ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Grupların ölçü netlikleri değerlendirildiğinde True Definition için 19.32 µm, Cerec Omnicam için 46.41 µm ve konvansiyonel grup içinse 167.93 µm değerleri tespit edilmiştir. Araştırmacılar, tam ark implant vakalarında dijital ölçü tekniğinin konvansiyonel teknikten daha üstün olduğunu belirtmiş olsalar da halen dijital yüz arkı ve sanal artikülatör açısından dijital tekniğe ait çalışma limitasyonlarının bulunduğunu belirtmişlerdir.

Papaspyridakos ve ark.⁹, Amin ve ark.⁷ çalışmalarında kullanmış oldukları aynı modeli kullanarak; hem abutment-level hem implant-level ölçü postlarını splintli ve splintsiz kullanarak aldıkları dört farklı konvansiyonel ölçü tekniği ile Trios ağız içi tarayıcıyı kullandıkları dijital ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda splintsiz implant-level konvansiyonel ölçü anlamlı düzeyde yüksek boyutsal farklılığa sebep olurken, diğer ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde herhangi bir farklılık tespit edilmemiştir. Araştırmacılar 15° lik implant açılanmalarının konvansiyonel ve dijital ölçülerin netliğine etkisi olmadığını belirtmişlerdir.

Moura ve ark.²²³, dişsiz bir üst çene modeline 17, 15, 12, 23, 25 ve 27 no.lu bölgelere, 17 ve 23 no.lu implantlar 15° lik mesial açılanmaya sahip ve diğer implantlar paralel olacak şekilde toplam 6 adet implant yerleştirmişlerdir. Ardından açık ve kapalı

kaşık ölçü teknikleri ile konvansiyonel ölçüler alarak, sonrasında bu ölçüleri bir laboratuvar tarayıcısı kullanarak aldıkları dijital ölçü ile karşılaştırmışlardır. Bulgular değerlendirildiğinde, ölçü grupları arasında anlamlı düzeyde bir farklılık bulunmadığı ve açılı implantların boyutsal farklılığa ekstra bir etkisinin bulunmadığı ifade edilmiştir.

Bu çalışmaların aksine literatürde implant vakalarında konvansiyonel ölçü tekniklerinin dijital ölçü tekniğine üstünlük sağladığını ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur. Malik ve ark.²²⁴, parsiyel dişsizlik bulunan bir üst çene modeline 5 adet implant yerleştirerek konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 24.3 µm ile ölçü netliği en yüksek grubu istatistiksel olarak anlamlı şekilde konvansiyonel grup olarak belirlemişlerdir. 80.3 µm ile Cerec Omnicam ve 81.7 µm ile Trios 3 dijital grupları arasında ise anlamlı düzeyde bir farklılık ortaya çıkmamıştır.

Baskai ve ark.¹³⁷, bir alt çene modelinin sağ posterior segmentine 2 paralel, sol posterior segmentine ise 10° ve 30° açılanmaya sahip implantlar yerleştirerek aynı çalışmada ideal ve ideal olmayan klinik tablolara yer vermişlerdir. PVS kullanılan açık kaşık ölçü tekniği ile iTero ağız içi tarayıcı kullandıkları dijital ölçü tekniğinin sonuçları değerlendirildiğinde; çalışma sonuçlarımızın aksine ölçü netlikleri sırasıyla 56 µm ve 116 µm olmak üzere istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı saptanmıştır. Ancak açı parametresinde gruplar arasında anlamlı düzeyde bir farklılık tespit edilmemiştir. Ardından alınan ölçülere uygun toplam 40 adet (n:20) doğrulama jigi üretilerek, ölçülerin pasif uyuma olan etkisi değerlendirilmiştir. Konvansiyonel ölçülerde üretilen 20 jigte 18'i kabul edilebilir pasif uyuma sahipken, dijital ölçü ile üretilen jiglerin ancak 11'inde pasif uyum sağlanabilmiştir.

Lin ve ark.⁸¹ 2015 yılında yapmış oldukları çalışmada; dört farklı çalışma modelinde bulunan birbirlerine paralel, 15°, 30° ve 45° açılı olan 2'şer adet implanttan

aldıkları splintsiz açık kaşık ölçüler ile iTero ağız içi tarayıcı ile alınan dijital ölçüleri mesafe ve açılma parametreleri bazında karşılaştırmışlardır. 0° ve 15° açılma sahin modellerde konvansiyonel ölçüler anlamlı düzeyde daha net veriler sağlarken, 30° ve 45° açılma ise gruplar arasında anlamlı düzeyde bir farklılık elde edilememiştir. Araştırmacılar elde ettikleri veriler doğrultusunda, implantlar arası açılmaadaki artışın dijital ölçü netliğine olumsuz etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Ancak artan açılma sahin bağlı olarak konvansiyonel ölçü netliğinin azalarak, dijital ölçü netliğine benzer düzeye ulaştığı görülebilmektedir.

Literatürde konvansiyonel ve dijital implant ölçü tekniklerinin tam ark vakalarda birlikte değerlendirildiği mevcut çalışmalar, tez çalışmamızda elde ettiğimiz mesafe parametresine ait verileri destekler niteliktedir. Çalışmamızda da dijital ölçü grupları ile mesafe parametresinde, konvansiyonel ölçü grubuna kıyasla anlamlı düzeyde yüksek netlikte ölçü elde edilmiştir. Ancak açılma parametreye ait sonuçlar değerlendirildiğinde, ölçü netlikleri sırasıyla Carestream 3500, Trios 3, Cerec Omnicam ve konvansiyonel grup şeklinde tespit edilse de; gruplar arasında anlamlı düzeyde bir farklılık tespit edilmemiştir.

Bu veriler eşliğinde, çalışma hipotezimizin kabul görmediği ortaya çıkmıştır. Tam ark implant ölçülerinde altın standart olarak kabul edilen, elastomerik ölçü materyali kullanılarak uygulanan açık kaşık ölçü tekniği ile dijital ölçü grubuna göre netliği anlamlı düzeyde düşük veri elde edilebilmiştir. Bu noktada dijital ölçülerin; implant sayısının arttığı, gövde mesafelerinin ve açılmaların fazla olduğu ideal olmayan vakalarda konvansiyonel ölçüye alternatif oluşturmaktan ziyade daha güvenilir bir yöntem olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızdaki konvansiyonel ölçü grubunun bilhassa mesafe parametresinde dijital ölçü gruplarına göre hassasiyetinin düşük olmasının sebeplerinden bir tanesi,

splintsiz açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılmış olması olabilir. Splintleme üzerine gerçekleştirilmiş olan çalışmalarda, en fazla 3 implantın bulunduğu vakalarda ölçü netlikleri arasında anlamlı bir fark bulunamamış olsa da¹¹⁴; Papaspyridakos ve ark.¹⁰⁷ konvansiyonel implant ölçülerine dair yayınlamış oldukları bir sistematik derlemede, splintlemenin hem parsiyel hem tam ark implant vakalarında ölçü hassasiyetini anlamlı düzeyde arttırdığını ortaya koyan 22 çalışma tespit edilmiştir.

15°, 20°, 25° ve 40° gibi açılanmaların bulunduğu ve implant sayısının 8 olduğu bu tip klinik açıdan ideal olmayan vakalarda ölçü postlarının splintlenmesi ise mümkün olmamaktadır. Bu gibi durumlarda, günümüzde sıklıkla tercih edilen ve hibrit protez yapımında kullanılan açılı multi-unit abutmentler ile açıların düzeltilmesinin ardından konvansiyonel ölçülerin alınmasının, ortaya çıkacak boyutsal farklılıkları azaltabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Ancak simante tip restorasyon tercih edileceği zaman, multi-unit abutmentlerin kullanımı da mümkün olmamaktadır.

Konvansiyonel ölçü grubundaki boyutsal farklılığın yüksek olmasının sebeplerinden bir diğeri ise çalışmamızda kullanılmış olan ölçü materyali olabilir. Konvansiyonel implant ölçüleriyle ilgili gerçekleştirilmiş olan bir sistematik derlemede; birçok in vitro çalışmada PVS ve polieter arasında anlamlı bir fark bulunamadığı^{3, 72, 91, 225, 226}; bir çalışmada ise polieterin paralel implantlarda, PVS ölçü materyalinin ise açılı implantlarda daha iyi sonuç verdiği belirtilmiştir.⁶³ Bunun sebebi de açılı implantların ölçü materyali üzerinde daha fazla stres oluşturması ve elastik hafızası daha yüksek olan PVS'nin daimi deformasyon miktarını minimize edebilmesi olarak açıklanmıştır.⁸⁰ Ancak 2018 yılında Mizumoto ve Yılmaz¹⁴¹ tarafından yayınlanmış bir derlemede ise, implant ölçülerinde kullanılan hassasiyeti en yüksek tekniklerin polieter kullanılan splintli açık kaşık ölçü tekniği ile scan bodylerin kullanıldığı dijital ölçü tekniği olduğu

belirtilmiştir. Dolayısıyla çalışmamızda kullanılmış olan PVS ölçü materyalinin de ölçü netliğine etki etmesi olasıdır.

Scan bodyler arası mesafe ve açılanmaların ölçüm tekniği ve ölçümlerin gerçekleştirileceği referans nokta/scan body seçimi de ortaya çıkan sonuçları etkileyebilmektedir. Çeşitli implant ölçü tekniklerinin netlik açısından karşılaştırıldığı birçok çalışmada farklı ölçüm yöntemleri kullanılmıştır. Imburgia⁸, Papaspyridakos⁹ ve Amin⁷ gibi araştırmacılar elde edilen görüntüleri referans model ile çakıştırma (superimposition) yöntemini izleyerek her bir scan body'nin referans model üzerindeki orijinal koordinatlarından ne kadar sapmaya uğradığını hesaplamış ve boyutsal farklılıkları ortaya çıkarmışlardır. Ancak bazı araştırmacılar tarafından, görüntülerin çakıştırılması esnasında da belli bir miktar farklılık olabileceği ve bu farklılığın da sonucu etkileyebileceği belirtilmektedir.¹³⁴ Bu sebeple Gimenez ve ark.¹³⁴ ve Moura ve ark.²²³, tam ark implant vakası üzerinde gerçekleştirmiş oldukları çalışmalarında en posterior bölgede bulunan implantı referans olarak seçerek bu implant ile diğer implantlar arasındaki mesafeleri ölçmüşler ve referans modele göre sapmayı tespit etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da bu teknik tercih edilmiş ve sağ posterior bölgedeki scan body referans olarak kabul edilerek tam ark ölçü netliğine dair ölçümler tamamlanmıştır.

Aynı zamanda çalışmamızın in vitro ortamda gerçekleştirilmesi sebebiyle, hastaya bağlı bazı faktörler elimine edilmiştir. Ağız içi ortamda bulunan tükürük, şeffaflık ve oral dokuların ışığı yansıtma miktarı, hasta hareketleri ve özellikle ağız açma kısıtlılığına sahip hastalarda tarayıcı ucun posterior bölgelere rahat ulaşamaması gibi faktörlerin dijital ölçü netliğine etki edebileceği düşünülmektedir.⁶⁷ Aynı zamanda çene hareketlerine bağlı olarak mukoza yüzeyinde oluşacak farklılıklar tarayıcının görüntülemeye devam edebilmek için referans nokta bulma kapasitesini etkileyebilecek,

bu da yazılımın elde edilen görüntüleri birleştirmesi esnasında çeşitli problemlere yol açabilecektir.¹²⁷

1 no.lu referans scan body ile buna yakın konumlanan scan bodyler arasında ortaya çıkan boyutsal farklılığın uzak implantlarla olan mesafeden oldukça düşük tespit edilmesi ve komşu implantlar arası mesafe ve açılarda da ortaya çıkan daha düşük miktardaki sapmalar değerlendirildiğinde ise, restorasyonun yapılacağı mesafe kısaltıldıkça ölçü netliğinin arttığı ortaya çıkmaktadır. Bu sebeple, tam ark implant vakalarında yekpare bir restorasyon yerine daha kısa mesafeli restorasyon üretimine başvurularak, abutment ile alt yapı arasındaki uyumsuzluk miktarının azaltılabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

2. Ağız İçi Tarayıcı Performanslarının Değerlendirilmesi

Ağız içi tarayıcıların kullanım hızları, pudralama gereksinimleri, tarayıcı uç boyutları, satın alma ve güncelleme maliyetleri vb. niteliklerinin yanında, ortaya koydukları “ölçü netliği“ esasında en önemli özelliklerini teşkil eder.^{97, 163} Ölçü netliği ise, bir ölçünün doğruluğu ve bir ölçü tekniğinden elde edilen verilerin tekrarlanabilirliği üzerinden değerlendirilen bir kavramdır.¹⁹⁵

Çalışmamızda kullanılmış olan ağız içi tarayıcılar, farklı çalışma ve görüntüleme prensiplerine dayalı çalışmaktadırlar. Carestream 3500 ve Cerec Omnicam tarayıcıları, aktif triangulasyon prensibiyle çalışırken; Trios 3 ise konfokal mikroskopi yöntemini kullanmaktadır. Aynı zamanda Carestream 3500 fotoğraf-görüntüleme tekniğiyle ölçü alırken, Cerec Omnicam ve Trios 3 tarayıcıları ise video-görüntüleme tekniğiyle 3 boyutlu yapıyı ortaya çıkarmaktadırlar. Farklı tarama ve görüntüleme prensipleriyle çalışan ağız içi tarayıcılardan elde edilen verilerin netlik düzeylerinde farklılık olabileceği düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında kullanılmış olan ağız içi tarayıcılar kendi içlerinde değerlendirildiğinde; doğruluk parametresinde hem mesafe, hem açisal ölçümlerdeki en iyi sonuçlar Carestream 3500 tarayıcısı ile elde edilmiştir. Cerec Omnicam ve Trios 3 kullanılarak elde edilen ölçülerdeki boyutsal farklılık anlamlı düzeyde daha yüksek tespit edilmiştir.

Ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik değerlerine bakıldığında ise; 35.555 µm ile Trios 3 tarayıcının, en güvenilir tarama aralığına sahip olan ağız içi tarayıcısı olduğu görülmektedir. Bu tarayıcıyı 80.427 µm ile Carestream 3500 ve 94.116 µm ile Cerec Omnicam tarayıcıları takip etmektedir.

Bu veriler doğrultusunda, daha güncel bir teknolojik altyapıya sahip olan video-görüntüleme tekniğiyle çalışan Cerec Omnicam ve Trios 3 tarayıcıların fotoğraf-görüntüleme tekniğiyle çalışan Carestream 3500'den daha net yükseklikte ölçü alınacağına dair başlangıç hipotezimiz kabul görmemiştir. Bu sonuca, iki farklı görüntüleme tekniğinin tarama esnasında referans nokta yakalayabilme özelliklerinin etki etmesi olasıdır.

Dışsüz bir çeneye ait dijital ölçü alınırken birbirleriyle aynı şekil ve forma sahip scan bodylerin kullanılması sebebiyle ağız içi tarayıcıların referans noktası bulması zorlaşmakta ve taraması gerçekleştirilen alanın önceki görüntülerle doğru bir şekilde eşleştirilmesi de mümkün olmayabilmektedir.¹²⁸ Mizumoto ve ark.¹⁴¹ 2018 yılında yayınlamış oldukları derleme çalışmasında, scan bodylerin splintlenerek taramanın gerçekleştirilmesi sayesinde referans noktaların daha rahat algılanacağını ve ölçü netliğinin bu şekilde arttırılabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, bilhassa gövde mesafelerinin uzun olduğu 47-44 ve 41-33 no.lu bölgelerde dijital ölçü esnasında tarayıcının sıklıkla referans noktayı kaybettiği ve taramanın zor devam ettirilebildiği tecrübe edilmiştir. Bu gövde bölgelerinde, ağız içi

tarayıcıların daha önce elde ettiği görüntüler ile yeni taranmaya çalışılan alana ait görüntüleri birleştirmede problem yaşadığı tespit edilmiş ve bu durumun ortaya çıkan sonuca tesir edebileceği düşünülmüştür. Bu doğrultuda, Carestream 3500 ağız içi tarayıcının tarama esnasında aldığı fotoğraflar arasındaki eşleştirmeyi; video-görüntüleme yapan tarayıcılara göre daha doğru şekilde gerçekleştirmiş olması mümkündür.

Mangano ve ark.¹⁶³, 3 implantlı parsiyel ve 6 implantlı total dişsizliğe sahip iki farklı model üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada Carestream 3500, Trios, Zfx Intrascan ve Planmeca Planscan ağız içi tarayıcıları ölçü netlikleri açısından karşılaştırmışlardır. Her iki modelde de en iyi sonuçları çalışmamıza paralel şekilde Carestream 3500 verirken; parsiyel modeldeki 47.8 µm düzeyindeki boyutsal farklılığı, total dişsiz modelde 63.2 µm'ye yükselmiştir. Trios için bu değer sırasıyla 71.2 µm ve 71.6 µm olmak üzere kayda değer bir değişkenlik göstermemiştir. Sırasıyla 117 µm ve 103 µm ile Zfx Intrascan, bu tarayıcılara göre anlamlı düzeyde düşük netlikte görüntüleme sağlarken; 233.4 µm ve 253.4 µm boyutsal farklılık değerleriyle anlamlı düzeyde en kötü sonucu Planscan tarayıcı vermiştir.

Imburgia ve ark.⁸ da, yine 3 implantlı parsiyel ve 6 implantlı total dişsizliğe sahip iki farklı model üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada ölçü netlikleri açısından Carestream 3600, Cerec Omnicam, Trios ve True Definition ağız içi tarayıcıları karşılaştırmışlardır. Her iki modelde de doğruluk parametresinde en iyi sonuçları Carestream 3600 verirken, Cerec Omnicam ve Trios birbirlerine benzer sonuçlar vermiş; True Definition ise en yüksek boyutsal farklılık gösteren ağız içi tarayıcı olarak tespit edilmiştir. İki farklı modele ait veriler karşılaştırıldığında; her ölçü grubunun parsiyel dişsiz modele ait ölçü netliğinin total dişsiz modelden yüksek olduğu

belirlenmiştir. Araştırmacılar, implant sayısındaki ve gövde mesafelerindeki artışın dijital ölçülerdeki boyutsal farklılığı arttırdığını belirtmişlerdir.

Vandeweghe ve ark.¹⁰ 2016 yılında yapmış oldukları çalışmada, bir dişsiz alt çene modelinde 46, 44, 42, 32, 34 ve 36 no.lu bölgelere toplam 6 adet implant yerleştirerek 4 farklı ağız içi tarayıcıyı ölçü netliği açısından değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda 28 µm ile Trios ve 35 µm ile True Definition en iyi sonucu verirken; Cerec Omnicam 61 µm ve Lava COS 112 µm ile anlamlı düzeyde daha düşük doğrulukta görüntüleme gerçekleştirmişlerdir. Tekrarlanabilirlik düzeyleri ölçülen tarayıcılarda, True Definition (30 µm) ve Trios (33 µm); Cerec Omnicam (59 µm) ve Lava COS (66 µm) tarayıcılarından anlamlı düzeyde daha güvenilir ölçüler temin etmişlerdir. Araştırmacılar, 36 ve 46 no.lu bölgede yani posteriora gidildikçe ortaya çıkan boyutsal farklılığın arttığını vurgulamışlardır.

Dijital ölçü netlikleri, tarama protokolü ve operatör tecrübesi gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. Ancak tarama protokollerinin araştırıldığı az sayıda çalışma olması ve üretici firmaların sınırlı bilgi paylaşımları sebebiyle, hangi tekniğin daha iyi bir sonuç verdiği konusunda fikir birliğine varılabilmemiş değildir.¹⁸³

Gimenez ve ark.¹⁵⁰, 4 adet paralel ve 2 adet 30°lik açılanmaya sahip toplam 6 implantlı bir dişsiz üst çene modelinde hem operatör tecrübesini, hem açılarının implant ölçü netliğine olan etkisini değerlendirmişlerdir. İki tecrübeli hekimin gerçekleştirmiş olduğu taramaların, tecrübesiz hekime göre anlamlı düzeyde yüksek netlikte olduğu saptanmıştır. Ancak bunun tam aksine Cincioğlu ve ark.¹⁸, 6 implantlı bir modelde gerçekleştirmiş oldukları çalışma sonucunda tecrübeli ve tecrübesiz operatörler arasında anlamlı düzeyde bir farklılık elde edilmediğini belirtmişlerdir.

Gimenez ve ark.¹⁵⁰ yapmış oldukları çalışma sonucunda, dijital ölçü sistemlerini kullanacak olan bir hekimin en az 8 kez tarama yaparak tecrübe kazanmasının

gerekliliğini vurgulamışlardır. Bu sebeple çalışmamızda, her ağız tarayıcı kullanımı öncesi 10'ar adet deneme taraması gerçekleştirilerek bu faktör elimine edilmeye çalışılmıştır.

3. Farklı Mesafe ve Açısal Parametrelerin Ölçülerdeki Boyutsal Farklılıklar Üzerine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi

Konvansiyonel ve dijital implant ölçü netliklerini etkileyen en önemli faktörlerden biri implantların pozisyonudur. Teorik olarak; gövde mesafelerinin arttığı vakalarda dijital ölçü alınırken ağız içi tarayıcının referans noktası bulması zorlaşmakta ve sistemin elde ettiği görüntüleri uygun şekilde birleştirme kapasitesi azalmaktadır. Açılanmaların arttığı durumlarda ise; konvansiyonel ölçülerde kaşığın ağızdan uzaklaştırılması esnasında ölçü materyalinde deformasyon ortaya çıkabilmesi ve ölçü postlarının çalışma modeline transferi esnasında yer değişikliklerinin gerçekleşmesi mümkün olurken, dijital ölçü aşamasında bu faktör elimine edilmekte ve dolayısıyla ölçünün açıdan etkilenmemesi beklenmektedir.⁸²

Çalışmamızda dişsiz bir alt çene modeline 8 adet implant 47, 44, 43, 41, 33, 34, 35 ve 37 no.lu bölgelere sırasıyla 40°, 0°, 20°, 0°, 15°, 0°, 0° ve 25° açılanmalarla yerleştirilmiştir. Bu implantlar 47 no.lu bölgedeki scan body 1. scan body kabul edilmek üzere; 1'den 8'e kadar kodlanmıştır. Referans model üzerinde, scan bodylerin kesitsel dairelerinin merkez noktaları referans alınarak yapılan ölçümler sonrası bu implantlar arasındaki mesafeler azdan çoka olacak şekilde 5-6, 6-7, 2-3, 3-4, 7-8, 4-5 ve 1-2 sıralamasıyla ortaya çıkarken; açılanmalar yine azdan çoka olacak şekilde 6-7, 5-6, 4-5, 3-4, 2-3, 7-8 ve 1-2 no.lu scan bodyler arasında saptanmıştır.

İlk olarak Carestream 3500 ağız içi tarayıcı ile alınan ölçülerdeki komşu implantlar arası boyutsal farklılık sonuçları değerlendirildiğinde; en yüksek boyutsal farklılık 231 µm ile 4 ve 5 no.lu scan bodyler arasında tespit edilmiştir. Mesafenin

azaldığı 2-3, 6-7 ve 5-6 no.lu scan bodyler arasındaki bölgelerde ise boyutsal farklılığın azaldığı gözlenmektedir. Açılanmada ise en yüksek boyutsal farklılık 0.691° ile 5-6 no.lu scan bodyler arasında gözlemlenirken; implantlar arası açılanmanın 25° olduğu 7-8 no.lu scan bodyler arasında 0.046° ile en düşük boyutsal farklılığın ortaya çıktığı saptanmıştır. Dolayısıyla Carestream 3500 ağız içi tarayıcının mesafe arttıkça ortaya çıkardığı boyutsal farklılığın arttığı; ancak implantlar arasındaki açı artışının boyutsal farklılık ile aynı doğrultuda bir korelasyon ortaya çıkarmadığı gözlemlenmiştir.

Cerec Omnicam ile elde edilen ölçülerdeki boyutsal farklılıklar değerlendirildiğinde; mesafe parametresinde en yüksek farklılıkların $207 \mu\text{m}$ ile 4-5 ve $119,1 \mu\text{m}$ ile 1-2 no.lu scan bodyler arasında ortaya çıktığı tespit edilmiştir. İmplantlar arası mesafenin azaldığı 2-3 ve 6-7 no.lu bölgelerde ise sırasıyla $4.3 \mu\text{m}$ ve $5.9 \mu\text{m}$ gibi çok daha yüksek netlikte verilerle karşılaşılmıştır. Açı parametresinde ise; en yüksek boyutsal farklılık birbirlerine paralel olarak modele yerleştirilmiş olan 6-7 no.lu implantlar arasında 1.164° ile ortaya çıkarken, açılanmanın 20° olduğu 3-4 no.lu implantlar arasında 0.146° ile en düşük düzeydeki sapma tespit edilmiştir. Bu veriler eşliğinde, Cerec Omnicam ölçülerinin Carestream sonuçlarına paralel olarak mesafe artışından olumsuz etkilendiği; açılanma farkının ise ortaya çıkan boyutsal farklılığa aynı doğrultuda bir etkisinin bulunmadığı saptanmıştır.

Trios 3 ağız içi tarayıcısından elde edilen boyutsal farklılık verileri doğrultusunda; en büyük sapmalar $63.5 \mu\text{m}$ ile 1-2 no.lu implantlar ve $19,4 \mu\text{m}$ ile 4-5 no.lu implantlar arasında tespit edilmiştir. Mesafelerin azaldığı 2-3, 3-4 ve 5-6 no.lu implant bölgelerinde ise $2.6 \mu\text{m}$, $4.5 \mu\text{m}$ ve $4.9 \mu\text{m}$ olmak üzere; boyutsal farklılığın daha düşük olduğu belirlenmiştir. Açı parametresinde; en yüksek boyutsal farklılıklar 0.810° ve 0.798° ile 5-6 ve 6-7 no.lu dişler gibi aralarında açılanmaların az olduğu bölgelerde tespit edilmiştir. Ancak diğer bölgelerde ortaya çıkan boyutsal farklılık ile

açılanmalar arasında herhangi bir korelasyon saptanamamıştır. Mesafe parametresi kapsamında, Trios 3 ağız içi tarayıcı da diğer tarayıcılara benzer şekilde mesafe artışıyla birlikte yüksek miktarda boyutsal farklılıklar ortaya çıkarmıştır.

Konvansiyonel teknik ile elde edilen ölçülerde ortaya çıkan sapmalar değerlendirildiğinde ise; en yüksek farklılıklar 130.1 μm , 108.4 μm , ve 93.9 μm ile mesafelerin en az olduğu bölgeler olan 2-3, 6-7 ve 5-6 no.lu scan bodyler arasında tespit edilmiştir. İmplantlar arası mesafelerin arttığı 7-8, 4-5 ve 1-2 no.lu scan bodyler arasında ise 8.3 μm , 11.2 μm ve 25.1 μm olmak üzere daha düşük düzeyde boyutsal farklılıkların olduğu gözlemlenmiştir. İmplantlar arası açılanmalardaki boyutsal farklılıklarda ise; en yüksek sapma 1.517° ile 2-3 no.lu scan bodyler arasında tespit edilirken, en düşük sapma 25° açılanma bulunan 7-8 no.lu scan bodyler arasında 0.229° olarak belirlenmiştir. Bu veriler değerlendirildiğinde; konvansiyonel ölçülerde dijital ölçülerin aksine implantlar arası mesafe arttıkça boyutsal farklılıkların azaldığı ortaya konulmuş, açılanmanın bu farklılığa etkisi açısından yine bir korelasyon saptanamamıştır.

Komşu implantlar arasında gerçekleştirilen ölçümler sonrası elde edilen veriler; dijital ölçü netliğinin mesafe artışından belirgin bir şekilde olumsuz etkilenirken, açılanma artışı ile belirli bir pozitif veya negatif korelasyon halinde olmadığını ortaya koymuştur. Konvansiyonel ölçüde ise dijital tekniğin aksine ölçü netliğinin implantlar arası mesafenin artmasından olumlu etkilendiği; ancak açılanmanın yine belirgin pozitif veya negatif bir etki yaratmadığı görülmektedir. Dijital ölçü netliğinin mesafe parametresiyle ters orantılı ve açıdan bağımsız olması tezimiz kabul görmüşken; konvansiyonel ölçü netliğinin mesafeden bağımsız ve açıyla ters orantılı olması tezimiz ise çürütülmüştür.

İmplant üstü protetik tedavilerde başarı; implant, peri-implanter yumuşak doku, implant üstü protez ve hasta memnuniyeti gibi farklı açılardan değerlendirilir.³⁴ İmplant üstü protezin uygulanma başarısı da doğrudan tüm bu faktörleri etkilemektedir.

Dental implantların, içinde bulunduğu kemiğin esnemesi dışında neredeyse hiç mobilite göstermemesi sebebiyle gelen kuvvetleri doğal diş gibi absorbe etmesi mümkün değildir. Dolayısıyla implant üstü restorasyonların implant/abutment ile olan uyumu diş üstü restorasyonlara göre daha kritik bir rol oynamaktadır.⁵⁰ Bu uyumun optimum düzeyde sağlanması açısından ölçü aşamasının önemi de oldukça büyüktür.

Uzun seneler boyunca implant üstü protez üretiminde kullanılan konvansiyonel ölçülerde sonucu etkileyebilecek birçok faktörün bulunması, ortaya çıkan maliyetler, yaşanan zaman kaybı gibi problemlerin bertaraf edilmesi adına dijital implant ölçü uygulaması geliştirilmiştir. Ağız içi tarayıcıların kullanımıyla birlikte; alçı model hazırlamak yerine 3 boyutlu görüntüler çok daha kısa sürelerde elde edilebilmektedir. Yüzbaşıoğlu ve ark.²²⁷ tam ark dişli vakalarda konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerini ölçü süresi açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında; dijital ölçülerin 248.48 saniye, konvansiyonel ölçülerin ise 605.38 saniye sürdüğünü tespit etmişlerdir. Dijital çalışma modellerinin çok kısa sürede elde edilmesi sayesinde, klinisyenler için almış oldukları ölçüleri anında değerlendirebilme fırsatı doğmuştur. Ayrıca hem modelleri saklama ve laboratuvara ulaştırma kolaylığı elde edilmiş, hem de kaşık, ölçü materyali vb. maliyetler ortadan kaldırılmıştır.^{179,228,229} Ayrıca günümüzde, cut-back dizaynli üretimler sonrası porselen tabakalama vb. laboratuvar işlemleri için dijital ölçülerden elde edilen implantlı modeller analog için uygun yer bırakılacak şekilde 3 boyutlu yazıcılarda üretilebilmekte ve ardından analoglar doğru rotasyonel pozisyonunda manuel olarak bu modele yerleştirilebilmektedir.¹⁴¹

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sekiz implantın dişsiz bir alt çene modeline yerleştirilmesi ile elde edilen çalışma modeli üzerinde, konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin mesafe ve açı parametrelerinde ölçü netliklerinin ve bu parametrelerde gerçekleşen farklılıkların her iki ölçü tekniği üzerindeki etkilerinin değerlendirilmiş olduğu bu tez çalışmasında, in vitro çalışma sınırları dâhilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

İmplant sayısının, açılanmalarının ve gövde mesafelerinin fazla olduğu klinik açıdan ideal olmayan bir tam ark implant vakasında güncel ağız içi tarayıcıların kullanıldığı dijital ölçü yöntemi, splintsiz açık kaşık tekniği kullanılan konvansiyonel yöntemle göre daha başarılı bulunmuştur. Dolayısıyla bu tip vakalarda dijital ölçü yöntemi öncelikli tercih olmalıdır. Splintlemenin yapılamayacağı tam ark implant vakalarında konvansiyonel ölçü yöntemleri kullanımı için ise; açılı multi-unit abutment seviyesinde ölçü alımı veya yekpare restorasyon yerine kısa mesafeli birden fazla restorasyon uygulaması tercih edilmelidir. Bu şekilde ortaya çıkan boyutsal farklılıkların klinik açıdan kabul edilebilir seviyeye getirilmesi hedeflenmektedir.

Mesafe ve açı parametrelerinin her ikisinde de en yüksek netlikte görüntülemeyi yapan cihazın Carestream 3500 olduğu tespit edilmiştir. Bu sonucun ise cihazın görüntülemeyi tamamlamak için referans noktalarını kaybetmemedeki başarısından kaynaklandığı ön görülmektedir. Günümüzde taramanın çok daha hızlı gerçekleştirildiği video-görüntüleme prensibi ile çalışan Cerec Omnicam ve Trios 3 gibi cihazlarda, gövde mesafesinin arttığı vakalarda tarama yapılan bölgedeki referans noktalarını kaybetmemelerine yönelik geliştirme yapılması gerekmektedir. Güncel durumda, scan bodylerin de splintlenerek dijital ölçülerin alınması düşünülebilir.

Bu tez çalışması; in vitro ortamda gerçekleştirilmesi sebebiyle, hasta ve ağız içi ortama bağlı faktörlere yönelik çeşitli limitasyonlara sahiptir. Bu sonuçların

pekiştirilmesi veya klinik hayata yönelik şekilde düzenlenmesi için, dijital ve konvansiyonel implant ölçülerinin in vivo çalışmalarda da karşılaştırılması gerekmektedir. Referans optik tarayıcıların ağız ortamında kullanılamaması dolayısıyla, her iki teknik ile üretilen implant üstü protezlerin ve vidalarının Sheffield testi, mikroskopik ve/veya radyografik değerlendirme gibi yöntemlerle abutmentler ile uyumu; aynı zamanda bu protezlerin hastalara uygulanmasının ardından uzun dönem sonuçlarının karşılaştırması vaka bazlı ölçü tekniği seçimi yapabilmek adına oldukça yararlı olacaktır.

Ayrıca, açılı multi-unit abutmentler ile implant açılarının düzenlenmesinin ardından konvansiyonel ölçülerin alınması ve scan bodylerin splintlenerek dijital ölçülerin elde edilmesinin implant ölçü netliğini arttıracakı düşünülmektedir. İleriki çalışmalarda bu uygulamalara yönelik verilerin de ortaya konmasıyla birlikte, vaka bazlı en doğru ölçü tekniği kullanılarak implant tedavilerindeki uzun dönem sonuçların daha başarılı hale getirilebilmesi ön görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2001, 4: 52-56.
2. Çalikkocaoğlu S. Tam dişsizlik hali. İçinde Dişsiz hastaların protetik tedavisi; klasik tam protezler. (5th ed.) *Istanbul: Quintessence; 24.*, 2010.
3. Akalın ZF, Özkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28: 149-157.
4. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 601-602.
5. Bilmenoğlu Ç. İmplant Üstü Sabit Protezlerin Yapımında Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi*, 2015.
6. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*, 2018, 27: 35-41.
7. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 2017, 28: 1360-1367.

8. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 2017, 17: 92.
9. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 2016, 27: 465-472.
10. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 2017, 28: 648-653.
11. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*, 2018: 3761750.
12. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, Mesquita AMM. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont*, 2019, 28: e530-e535.
13. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 424-433.
14. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, 2005.
15. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol*, 2003: 29(21).
16. Feine Jea. The McGill consensus statement on overdentures. *Gerodontology*, 2003, 34(1): 78-79.

17. Nickenig HJ, Wichmann M, Andreas SK, Eitner S. Oral health-related quality of life in partially edentulous patients: assessments before and after implant therapy. *J Craniomaxillofac Surg*, 2008, 36: 477-480.
18. Cincioğlu M. Dental İmplantların Dijital Ölçü Netliğine Etki Eden Faktörlerin Araştırılması. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2018.*
19. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 1988, 60: 75-84.
20. Greenberg AM. Dental implants and evolving discipline. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2015, 27: ix-x.
21. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*, 1981, 9: 15-25.
22. Assif D, Marshak, B., Schmidt, A. Accuracy of implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1997, 11(2): 216-222.
23. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010, 12: 81-90.
24. Gültepe ME. Alt Çene Tam Dişsiz Vakalarda Farklı İmplant Üstü Protetik Tasarımların İmplant Altyapılara Kuvvet İletimi Açısından Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2011.*
25. Misch CE. Rationale for Dental Implants. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics. Elsevier Inc.*, 2014: 1-25.

26. Dogan BG, Gokalp S. Tooth loss and edentulism in the Turkish elderly. *Arch Gerontol Geriatr*, 2012, 54: e162-166.
27. Gintaute A. Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants. *Erlangung des Zahnmedizinischen Doktorgrades, Doctoral Thesis, Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität*, 2015.
28. Driscoll CF FM, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, Goldstein G, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*, 2017, 117(5): C1-e105.
29. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 2007, 23: 844-854.
30. Trindade R, Albrektsson T, Wennerberg A. Current concepts for the biological basis of dental implants: foreign body equilibrium and osseointegration dynamics. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2015, 27: 175-183.
31. Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. *J Periodontal Implant Sci*, 2015, 45: 210-215.
32. Algellay AM. Effect of Implant Angulations on the Accuracy of Multi-Implants Implant Level Impressions Using Different Materials and Techniques. *Institute of Health Sciences, Master's Program in Prosthetic Dentistry, Istanbul: Yeditepe University*, 2018.
33. Misch CE. Treatment Plans Related to Key Implant Positions and Implant Number: Canine [Internet]. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics. Elsevier Inc.*, 2014: 253-292.

34. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*, 2012, 91: 242-248.
35. Zarb GA, Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 641.
36. Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res*, 2012, 23 Suppl 6: 229-237.
37. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11: 151-158.
38. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 53-61.
39. Zohrabian VM, Sonick M, Hwang D, Abrahams JJ. Dental Implants. *Semin Ultrasound CT MR*, 2015, 36: 415-426.
40. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000*, 2014, 66: 72-96.
41. Benic GI, Hammerle CH. Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontol 2000*, 2014, 66: 13-40.
42. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 63-70.
43. Gürsoytrak B. İmplant uygulamalarında farklı yüzey özelliklerinin osseointegrasyon üzerine etkisinin rezonans frekans analizi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.

44. De Bruyn H, Raes S, Ostman PO, Cosyn J. Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines. *Periodontol 2000*, 2014, 66: 153-187.
45. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998, 24: 80-88.
46. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*, 1991, 2: 135-144.
47. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 82-90.
48. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig*, 1999, 3: 201-207.
49. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*, 2002, 30: 271-282.
50. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 2005, 16: 26-35.
51. Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006, 21.

52. Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A, Sefa I. Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Health Sci*, 2014, 1: 26-32.
53. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Introduction. İçinde Osseointegration and occlusal rehabilitation. (3rd ed.). Tokyo. *Quintessence Publishing*, 1991: 3-7.
54. Nallaswamy D. Implant dentistry; dental implantology. İçinde Textbook of prosthodontics. (5th ed.). *New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers*, 2009: 720-742.
55. Öztürk B. Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. *sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi*, 2015.
56. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2008, 100: 285-291.
57. Sirona Dental Systems GmbH. *TiBase Operating Instructions*, 2010.
58. Cheng CW, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P. Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 347-352.
59. Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*, 2015, 7: 460-467.
60. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*, 2008, 29: 494, 496, 498-505.

61. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*, 2003, 82: 438-442.
62. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont*, 2011, 24: 49-54.
63. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010, 12: e63-e76.
64. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006, 21: 747-755.
65. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*, 1999, 12: 167-178.
66. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19: 30-37.
67. Chia VA, Esguerra RJ, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, Tan KB. In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2017, 32: 313-321.
68. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 1993, 6: 377-383.
69. Nissan J, Ghelfan O. The press-fit implant impression coping technique. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 413-414.
70. Carr AB. A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991, 6: 448-455.

71. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990, 5: 331-336.
72. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14: 885-888.
73. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19: 192-198.
74. Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes ÉA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent.*, 2008, 17: 248-256.
75. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 108-110.
76. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1992, 12: 112-121.
77. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 1993, 69: 503-509.
78. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 684-688.
79. Ribeiro P, Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Ríos-Santos J, Padrós R, Mur J, Falcão C. Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions—An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health*, 2018, 15: 1599.

80. Kurtulmuş-Yılmaz S, Ozan O, Özçelik TB, Yağız A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*, 2014, 42: 1551-1559.
81. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30: 102-109.
82. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*, 2018, 2018: 1-9.
83. Panichuttra R, Jones RM, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK. Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*, 1991, 4: 240-248.
84. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2007, 51: 629-642.
85. Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 2008, 21: 69-71.
86. Rupp F, Geis-Gerstorfer J. Hydrophilicity of unset and set elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 2010, 23: 552-554.
87. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 151-154.

88. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 470-476.
89. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent*, 1982, 47: 606-611.
90. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*, 2000, 16: 389-395.
91. Aguilar M, Elias A, Vizcarrondo C, Psoter W. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2010, 103: 202-209.
92. Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz SM, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*, 2013, 14: 265-268.
93. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11th edn. Mosby, St. Louis. 2005.
94. Lee JJ, Jeong ID, Park JY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC. Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 253-259.
95. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*, 2016, 20: 1487-1494.
96. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*, 2007, 35: 903-908.

97. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 121-128.
98. Schneider A, Kurtzman GM, Silverstein LH. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *J Dent Technol*, 2001, 18: 23-25.
99. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*, 2004, 15: 466-473.
100. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 250-255.
101. Shen C. Impression materials. *Anusavice KJ (ed) Phillips' Science of Dental Materials, 11th edn. Saunders, Philadelphia*, 2003: 205–254.
102. Hussein LA. Accuracy of Optimized Rubber Base Impression Materials (Linear and Surface Analysis). *Aust J Basic Appl Sci*, 2014, 8: 543-551.
103. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*, 2002, 11: 98-108.
104. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*, 2010, 103: 228-239.
105. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil*, 1996, 23: 782-789.

106. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997, 12: 371-375.
107. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29: 836-845.
108. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*, 2011, 37: 649-657.
109. Kwon JH, Son YH, Han CH, Kim S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, 2011, 105: 367-373.
110. Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23: 669-674.
111. Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M. The effect of implant connection length on the dimensional impression accuracy of inclined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28: 315-320.
112. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27(6): 1422–1428.
113. Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26: 1011-1015.

114. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, 2004, 13: 358-366.
115. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 152-158.
116. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28: 228-240.
117. Lee HJ, Lim YJ, Kim CW, Choi JH, Kim MJ. Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework. *J Adv Prosthodont*, 2010, 2.
118. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992, 7: 468-475.
119. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 349-356.
120. Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract*, 2013, 16: 279-284.
121. Heidari B, Fallahi S, Izadi A. Effect of dental implant placement angulation and splinted and non- splinted impression techniques on the accuracy of impressions in two 3i and dio implant systems. *Int J Pharma Bio Sci*, 2016, 5: 3296-3319.
122. Ma J, Rubenstein JE. Complete arch implant impression technique. *J Prosthet Dent*, 2012, 107: 405-410.
123. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BM, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant- supported dental

- prostheses: A systematic review and meta- analysis. *Clin Oral Impl Res.*, 2018, 29(Suppl. 16): 374–392.
124. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig*, 2013, 17: 1929-1935.
125. Martinez-Rus F, Garcia C, Santamaria A, Özcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent*, 2013, 22 (3): 268–276.
126. Aktaş G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent*, 2014, 111: 367-372.
127. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont*, 2017, 26: 34-41.
128. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 2014, 111: 186-194.
129. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Ryden J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*, 2018, 69: 110-118.
130. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012, 14 Suppl 1: 30-38.

131. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol Update*, 2008, 19: 1-4.
132. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005, 63: 22-32.
133. Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent*, 2014, 111: 1-5.
134. Gimenez B, Özcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015, 17 Suppl 1: 54-64.
135. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 2014, 18: 1687-1694.
136. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*, 2013, 29: 945-953.
137. Baskai KG. Evaluation of Digital Implant Impressions using an Intra-oral Computerized Scanner (iTero) versus Conventional Implant Impressions: A 3-Dimensional Analysis of Accuracy. *Masters of Science Thesis, Toronto: University of Toronto*, 2014.
138. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 2015, 46: 9-17.
139. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 2016, 29: 277-283.

140. Ciocca L, Meneghello R, Monaco C, Savio G, Scheda L, Rosaria Gatto M, Baldissara P. *In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants*. Baskı. 2018.
141. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 2018, 120: 343-352.
142. Yamany SM, Farag AA. Surface signatures: an orientation independent free-form surface representation scheme for the purpose of objects registration and matching. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intel*, 2002, 24: 1105-1120.
143. Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM. Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2009, 11: 214-221.
144. Ramsey CD, Ritter RG. Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2012, 24: 299-308.
145. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 2012, 16: 851-856.
146. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 93-101.
147. Gonzalez de Villaumbrosia P, Martinez-Rus F, Garcia-Orejas A, Salido MP, Pradies G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 543-550.

148. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, 2015, 19: 2035-2043.
149. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradies G. An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *J Prosthodont*, 2017, 26: 650-655.
150. Gimenez B, Özcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29: 853-862.
151. Mühlemann S, Greter EA, Park JM, Hammerle CHF, Thoma DS. Precision of digital implant models compared to conventional implant models for posterior single implant crowns: A within-subject comparison. *Clin Oral Implants Res*, 2018, 29: 931-936.
152. Ajioka H, Kihara H, Odaira C, Kobayashi T, Kondo H. Examination of the Position Accuracy of Implant Abutments Reproduced by Intra-Oral Optical Impression. *PLoS One*, 2016, 11: e0164048.
153. Wang J, Yu Z, Zhu W, Cao J. Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. *Comput Graph Forum*, 2013, 32: 164-176.
154. Bernardini F, Rushmeier H. The 3D model acquisition pipeline. . *Comput Graph Forum*, 2002, 21: 149-172.
155. Rusinkiewicz S, Hall-Holt O, Levoy M. Real-time 3D model acquisition. *ACM Trans Graph*, 2002, 21: 438-446.

156. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*, 2009, 25: 929-936.
157. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, 2016, 20: 1495-1504.
158. Nayyar N, Yilmaz B, McGlumphy E. Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 210-215.
159. Mangano F, Shibli JA, Fortin T. Digital Dentistry: New Materials and Techniques. *Int J Dent*, 2016, 2016: 5261247.
160. Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent*, 2017, 20: 123-149.
161. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancoppe K, Neves FD. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 377-383.
162. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*, 2015, 18: 101-129.
163. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *PLoS One*, 2016, 11: e0163107.
164. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, 2013, 16: 11-21.

165. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod*, 2016, 46: 3-12.
166. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 2016, 47: 343-349.
167. Gimenez B, Pradies G, Martinez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30: 56-64.
168. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 755-761.
169. Lee JH. Improved digital impressions of edentulous areas. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 448-449.
170. Chan DC, Chung AK, Haines J, Yau EH, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent*, 2011, 36: 486-491.
171. Xiuzi Y, Liu H, Chen L, Chen Z, Pan X, Zhang S. Reverse innovative design and integrated product design methodology. *Comput Aided Des*, 2008, 40: 812-827.
172. Pinto JM, Arrieta C, Andia ME, Uribe S, Ramos-Grez J, Vargas A, Irarrazaval Pea. Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Med Eng Phys*, 2015, 37: 328-334.
173. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2013, 144: 471-478.

174. Gimenez B, Özcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*, 2015, 24: 498-504.
175. Lee SJ, Macarthur RXt, Gallucci GO. An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent*, 2013, 110: 420-423.
176. Agnini A, Agnini A, Coachman C. The Digital Revolution: The Learning Curve. 1st edition. *Quintessence Publishing*, 2015.
177. Del'Acqua MAea. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23(2): 226–236.
178. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29: 1281-1288.
179. Joda T, Bragger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2015, 26: 1430-1435.
180. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 2017, 28: 1318-1323.
181. Schepke U, Meijer HJ, Kerdijk W, Cune MS. Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 403-406 e401.

182. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res*, 2014, 25: 1113-1118.
183. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*, 2017, 17: 149.
184. Aragon ML, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod*, 2016, 38: 429-434.
185. <http://www.dentalwings.com/news/dental-wings-joins-the-straumann-group/>.
186. <https://www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/cares-digital-solutions/for-dental-labs/scanning-3-series-7-series.html>.
187. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 7S-13S.
188. Kim RJY, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*, 2018, 120: 895-903.
189. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics Lasers Eng*, 2014, 54 (3): 203-221.
190. Gjelvold B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont*, 2016, 25: 282-287.

191. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*, 2016, 38 (4): 422-428.
192. Kostiukova VV, Riakhovskii AN, Ukhanov MM. Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologiia*, 2014, 93(1): 53–59.
193. <https://www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/cares-digital-solutions/for-dentists/cares-intraoral-scanner.html>.
194. <http://go.carestreamdental.com/1/1164/2014-08-25/3gdl6m>.
195. Ziegler M. Digital impression taking with reproducibly high precision. *Int J Comput Dent*, 2009, 12: 159-163.
196. Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng*, 2010, 20: 243-249.
197. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp*, 2014.
198. Papaspyridakos P, Rajput N, Kudara Y, Weber HP. Digital Workflow for Fixed Implant Rehabilitation of an Extremely Atrophic Edentulous Mandible in Three Appointments. *J Esthet Restor Dent*, 2017, 29: 178-188.
199. Marghalani A, Weber HP, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 574-579.
200. <https://www.smartoptics.de/en/dental/activity-885-mark-2/>.
201. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19: 192-198.

202. Akça K, Çehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19: 517-523.
203. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22: 761-768.
204. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, 1997, 77: 68-75.
205. Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *J Prosthodont*, 2013, 22: 367-376.
206. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*, 2013, 17: 1201-1208.
207. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig*, 2018, 22: 1253-1262.
208. Algellay AM. Effect of Implant Angulations on the Accuracy of Multi-Implants Implant Level Impression Using Different Materials and Techniques. *Institute of Health Sciences, Master's Program in Prosthetic Dentistry, Istanbul: Yeditepe University*, 2018.
209. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*, 1995, 6: 172-180.

210. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28: 1512-1520.
211. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 506-515.
212. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin Oral Implants Res*, 2016, 27: 1099-1105.
213. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 500-509.
214. <http://www.sirona.com/en/macinmo/>.
215. <https://dentcareshop.com/3shape-trios-3-pod-digital-intra-oral-scanner.html>.
216. Al-Turki LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 38-42.
217. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11.
218. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24: 659-665.

219. Joda T, Brägger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res*, 2014, 25: 1304-1306.
220. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, 2012, 7: e43312.
221. Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. Conventional Versus Digital Impressions for " All-on-Four" Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016, 31: 324-330.
222. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, 2016, 115: 313-320.
223. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, Mesquita AMM. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont*, 2019, 28: 530-535.
224. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont*, 2018, 31: 107-113.
225. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*, 1993, 2: 75-82.
226. Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*, 2012, 25: 44-47.

227. Yüzbaşıoğlu, E., Kurt H, Turunç R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 2014, 14: 10.
228. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 2015, 24: 313-321.
229. Joda T, Bragger U. Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 2016, 27: 1401-1406.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Berkman ALBAYRAK
Doğum tarihi:	7 Ağustos 1992
Doğum Yeri:	Üsküdar/İstanbul
Medeni Hali:	Bekâr
Uyruğu:	T.C.
Adres:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi...
Tel:	0537 714 82 93
Faks:	-
E-mail:	berkman.albayrak@atauni.edu.tr
Eğitim	
Lise:	Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi
Lisans:	İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2016-2019)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	73,75 (2014 YDS)
Boşnakça:	Başlangıç
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
International Association of Dental Research (IADR) Estetik Dişhekimliği Akademisi Derneği (EDAD)	
İlgi Alanları ve Hobiler	
Basketbol, Futbol, Müzik Yurtdışı gezileri	

EK-2 ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 26.04.2019
Oturum Sayısı: 6/ 2019

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Berkman ALBAYRAK
Araştırmanın Açık Adı	<i>Tam Ark İmplant Ölçülerinde Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerin 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırılması</i>
Karar No	38.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Berkman ALBAYRAK'ın hazırladığı " <i>Tam Ark İmplant Ölçülerinde Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerin 3 Boyutlu Netlik Karşılaştırılması</i> " konulu Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi


Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE
(Katılmadı)


Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE


Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE
(Katılmadı)