

T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT ÜSTÜ MANDİBULAR HİBRİT PROTEZLERİN
DİJİTAL ÖLÇÜSÜNÜN ALIMINDA KULLANILAN
AĞIZ İÇİ TARAYICILARIN DOĞRULUK VE
HASSASİYETLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

SUHAN İNAL
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ MEHMET UĞUR

VAN 2021

KABUL VE ONAY

Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Dt. Suhan İNAL tarafından hazırlanan “*İmplant üstü mandibular hibrit protezlere inölçüsünün alımında kullanılan ağız içi tarayıcıların doğruluk ve hassasiyetlerinin karşılaştırılması*” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: / /

İmza

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Jüri Başkanı

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet UĞUR

Jüri Üyesi

İmza

Dr. Öğr. Üyesi İdris KAVUT

Jüri Üyesi

İmza

Prof. Dr. Gökhan OTO

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının YYÜ Sağlık Bilimleri Enstitü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamasında patent ve telif haklarının ihlal edici bir davranışının olmadığını, kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

/ /2021

Suhan İNAL

Bu araştırma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2020-9256 nolu proje olarak desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca verdiğim kararlarda beni destekleyen, her zaman daha iyi yerlere gelmemi isteyen ve onlara sahip olduğum için çok şanslı hissettiğim, başta idolüm, sevgili babam Mehmet İNAL, sevgili annem Hülya İNAL ve sevgili kardeşim Cemişko olmak üzere tüm aileme,

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden itibaren benimle tüm klinik, akademik ve kişisel tecrübesini paylaşmaktan çekinmeyen, hayata dair duruşunu her zaman örnek aldığım, benim için danışman hocadan çok daha fazlası olan sevgili hocam Dr. Öğr. Üyesi Mehmet UĞUR'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerinden faydalandığım değerli bölüm hocalarım Dr.Öğr. Üyesi İdris KAVUT, Dr.Öğr. Üyesi Kader TATAR, Dr.Öğr. Üyesi Beyza ÜNALAN DEĞİRMENCİ ve Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU'na,

Eğitim sürecim boyunca bana hem hocalık hem de ablalık yapan Dr. Öğr. Üyesi Esin ÖZLEK'e,

Süreçte teknik ve yazılımsal konularda çokça yardımı bulunan eski dostum Alper ENGİN'e

Eğitim sürecinin tamamında yanımda olamayan ama uzaktan da olsa her zaman desteklerini kalbimin derinliklerinde hissettiğim değerlim Dt. Maide Beyza İSLAMOĞLU'na

Aynı klinikte çalıştığım ve tanıştığım için mutluluk duyduğum tüm değerli bölüm arkadaşlarım Dt. Tuğba Aycan ERYURT, Dt. Özgür Ozan TANRIKUT, Dt. Önder CENGİZ, Dt. Zübeyde YILDIZ, Dt. Ahmet TAŞAN, Dt. Mehmet AKSAN, Dt. Ecem ALTUNKILIÇ, Dt. Gizem KADI, Dt. Furkan EVRENDİLEK, Dt. Aycan DÖĞER, Dt. Nesibe GÖKKAYA, Dt. Öznur KARADAK, Dt. Numan KARADAK ve Dt. Cem TAŞKIN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	II
BEYAN.....	III
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR	X
TABLolar LİSTESİ	XI
RESİMLER DİZİNİ.....	XII
ŞEKİLLER LİSTESİ	XVIII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dişsizliğin Nedenleri ve Sonuçları	3
2.2. Total Dişsiz Alt Çenelerde Tedavi Seçenekleri.....	4
2.2.1. Konvansiyonel Doku Destekli Hareketli Total Protez.....	4
2.2.2. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri.....	4
2.2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezler.....	4
2.2.2.2. Overdenture Protezler.....	5
2.2.2.3. Hibrit Protezler.....	5
2.3.Hibrit Protezlerin Sınıflandırılması	6

2.3.1. Hibrit Protez Avantajları.....	7
2.3.2. Hibrit Protezlerde Pasif Uyum.....	9
2.4. Diş Hekimliğinde Ölçü.....	9
2.4.1. Diş Hekimliğinde Konvansiyonel Ölçü.....	10
2.4.1.1. Non-Elastomerik Ölçü Maddeleri.....	12
2.4.1.2. Elastomerik Ölçü Maddeleri.....	13
2.4.1.3. İmplant Üstü Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Konvansiyonel Ölçü Metodu.....	16
2.4.2. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçü.....	17
2.4.2.1. Diş Hekimliğinde İndirekt Dijital Ölçü.....	19
2.4.2.2. İndirekt Taramanın Kullanıldığı Sistemler.....	19
2.4.2.3. Diş Hekimliğinde Direkt Dijital Ölçü.....	25
2.4.2.4. İntraoral Tarayıcılarda Kullanılan Teknolojiler.....	25
2.4.2.5. Ağız içi Tarayıcıların Klinik Kullanımları.....	31
2.4.2.6. Direkt Taramanın Kullanıldığı Sistemler.....	39
2.4.2.7. Dijital Ölçü Alma Teknikleri.....	54
2.4.3. Geleneksel ve Dijital Ölçü Sistemlerinde İş Akışı.....	57
3.GEREÇ YÖNTEM	58
3.1. Referans Modelin Hazırlanması	58
3.2. Referans Tarayıcının Kullanılması ve Referans Verinin Eldesi	60
3.3. Dijital Ölçü İşlemleri ve Ağız içi Tarayıcıların Kullanılması	63

3.3.1. Modelin PrimeScan ile Taranması.....	63
3.3.2. Modelin Trios 3 ile Taranması.....	65
3.3.3. Modelin Trios 4 ile Taranması.....	67
3.3.4. Modelin Medit i500 ile Taranması.....	70
3.3.5. Modelin Emerald ile Taranması.....	73
3.3.6. Modelin Virtuo Vivo ile Taranması.....	75
3.4. Sanal Modellerin Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması.....	77
3.5. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	81
4. BULGULAR	82
4.1. Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular.....	83
4.2. Hassasiyetin Değerlendirilmesine Ait Bulgular.....	85
4.3. Renk Haritalarına Dair Bulgular.....	87
4.3.1 Emerald Cihazına Ait Renk Haritaları.....	88
4.3.2 Primescan Cihazına Ait Renk Haritaları.....	93
4.3.3 Trios 3 Cihazına Ait Renk Haritaları.....	98
4.3.4 Trios 4 Cihazına Ait Renk Haritaları.....	103
4.3.5 Medit i500 Cihazına Ait Renk Haritaları.....	108
4.3.6 Virtuo Vivo Cihazına Ait Renk Haritaları.....	113
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	118
KAYNAKÇA	133
ÖZGEÇMİŞ	158

ÖZET

İnal S. İmplant üstü mandibular hibrit protezlerin dijital ölçüsünün alınmada kullanılan ağız içi tarayıcıların doğruluk ve hassasiyetlerinin karşılaştırılması, V.Y.Y.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Van, 2021. Hibrit protezler total diş eksikliğine sahip hastaların rehabilitasyonunda hem sabit protezlerin hem de hareketli protezlerin avantajlarını bir araya getirmek için kullanılan restorasyonlardır. Hem dental hem de çevre yumuşak dokuları rehabilite eden hibrit protez, konvansiyonel hareketli protezlerde tutuculuk problemlerinin yaşandığı, mevcut vakanın implantüstü sabit restorasyonlar ile rehabilite edilemeyecek kadar yüksek interoklüzal mesafeye sahip olduğu ve anatomik limitasyonlardan dolayı çene arkına optimum sayıda implant yerleştirilemediği durumlarda iyi bir seçenek olmaktadır. Ölçü aşaması hibrit protezlerin uzun dönem başarısı için kritik öneme sahip bir aşamadır. Doğru bir ölçü protezin daha iyi bir uyuma sahip olmasına, protez ve üzerine konumlandığı yapılar arasındaki marjinal açıklığın minimize edilmesine ve pasif uyuma sahip olmasını sağlamaktadır. Günümüzde bu aşamada hem konvansiyonel hem de dijital yöntemler kullanılmaktadır. Dijital yöntemler sahip oldukları avantajlardan dolayı günden güne daha çok tercih edilmeye başlamıştır. Bu avantajların başında; döküm ve model hazırlığı gibi laboratuvar aşamalarının ekarte edilmesi, ölçü maddesinin yer almamasından artan hasta konforu, dijital verilerin transfer kolaylığı yer almaktadır. Markette dijital ölçü alımı sırasında kullanılabilecek birçok ağız içi tarayıcı yer almaktadır. Başarılı bir hibrit protez yapımı için dijital ölçü aşamasında kullanılan ağız içi tarayıcının doğruluğu ve hassasiyeti büyük önem taşımaktadır. Bu tez çalışmasının amacı; mandibular hibrit protez yapımında kullanılan beş ağız içi tarayıcının doğruluk ve hassasiyetlerinin karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmada kullanılan mandibular akrilik model markette en çok tercih edilen güncel altı farklı ağız içi tarayıcı (CEREC PrimeScan, Trishape Trios 3, Trishape Trios 4, Medit i500, Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo, Planmeca Emerald) ile beşer kez tarandı, elde edilen 25 adet dijital model çalışma modelinin endüstriyel tip tarayıcı (Zeiss Comet 6) ile taranması sonucu elde edilmiş olan referans model ile karşılaştırıldı. Taramalar üretici firmaların önerdiği şekilde gerçekleştirildi. Elde edilen .STL uzantılı tarama verileri Geomagic Control X yazılımında değerlendirildi. Örnek verilerin referans veri ile karşılaştırılması sonucu ortalama yüzey sapma değerleri hesaplandı ve elde edilen bulgular istatistiksel açıdan değerlendirildi. İstatistiksel analiz için IBM SPSS V23 yazılımı kullanıldı. Analiz sonucu ortalama yüzey sapma miktarları sırası ile Primescan($0,0411 \pm 0,0058$), Virtuo Vivo($0,0434 \pm 0,0089$), Trios 4($0,0466 \pm 0,0021$), Trios 3($0,0482 \pm 0,0011$), i500($0,0523 \pm 0,0026$), Emerald($0,056 \pm 0,0068$) şeklinde sıralanmıştır. i500 cihazı ile Trios 3, Trios 4 ve Primescan cihazları arasında ve Emerald cihazı ile Primescan cihazı arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$).

Anahtar Kelimeler: Dijital Diş Hekimliği, Dijital Ölçü, Hibrit Protez, Ağız içi Tarayıcı

SUMMARY

İnals. Evaluation of the Effect of Different Intraoral Scanning Systems on the workflow of Implant-based Mandibular Hybrid Prosthesis, Van Yuzuncu Yil University, Department of Prosthodontics, Specialty Thesis, Van, 2021. Hybrid prostheses which both have the advantages of fixed and removable prostheses are used in rehabilitation of edentulous patients. Hybrid prostheses which are rehabilitating both dental and surrounding soft tissues are good option to deal with cases when the patient has the complaining about the retention of conventional prosthesis or interarch distance is huge not to able to be rehabilitated with implant-supported fixed dentures or preferred number of implants can not be placed due to anatomic limitations. Impression step is crucial part of hybrid prosthesis workflow for its long-term success. Impression accuracy provides better fit of the manufactured prostheses, minimizing marginal gap between prostheses and the supporting structures and having passive fit. Today both conventional and digital methods are used. Digital methods have been getting popular day by day due to their advantages. These advantages are cancelling laboratory steps such as pouring and preparation of physical model, increasing patient comfort due to absence of impression material and easiness of transferring digital data. On market, there are many different intraoral scanners which can be used at impression step. The accuracy of the intraoral scanner which is used on the digital workflow is vital for a successful prosthesis. The aim of this thesis is to evaluate and compare accuracy and precision of 5 different intraoral scanner systems which are used in the impression step of mandibular hybrid prosthesis. The acrylic mandibular model is scanned by 5 different intraoral systems (CEREC PrimeScan, Trios Trishape 3, Medit i500, Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo, Planmeca Emerald) for 5 times each and compared with the reference model which is obtained by scanning the model with industrial type scanner (Zeiss Comet 6). Scans are carried out appropriately to manufacturer's direction. STL extension data are evaluated in the Geomagic Control X software. Mean surface deviations are calculated and statistically evaluated after fitting of each sample from scanners and reference model. IBM SPSS V23 software is used for statistical analysis. Results are sorted as Primescan($0,0411 \pm 0,0058$), Virtuo Vivo($0,0434 \pm 0,0089$), Trios 4($0,0466 \pm 0,0021$), Trios 3($0,0482 \pm 0,0011$), i500($0,0523 \pm 0,0026$), Emerald($0,056 \pm 0,0068$). Between i500 and Trios 3, Trios 4; between Primescan and i500 significant differences are found ($p < 0.05$).

Keywords: Digital Dentistry, Digital Impression, Hybrid Prosthesis, Intraoral Scanner

SİMGELER VE KISALTMALAR

vd	: ve diğerleri
N	: newton
gr	: gram
µm	: mikronmetre
cm	: santimetre
mm	: milimetre
nm	: nanometre
stl	: standart tessellation language
POI	: Points of Interest
AWS	: Active Wavefront Sampling
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
IDS	: International Dental Show
Ghz	: Gigahertz
Gb	: Gigabyte
Mb	: Megabyte
CPU	: Central Processing Unit
SSD	: Solid State Drive
LLC	: Limited Liability Company
FPS	: Frame per Second
HD	: High Definition

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo.....	Sayfa
Tablo 1. Cihazlara göre doğruluğun incelenmesi.....	81
Tablo 2. Doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler.....	83
Tablo 3. Cihazlara göre Tekrarlanabilirliğin incelenmesi	85



RESİMLER DİZİNİ

Resim.....	Sayfa
Resim 1. 3Shape E4 laboratuvar tip tarayıcı (a) ve D/R2000 laboratuvar tip tarayıcı (b).....	20
Resim 2. Sirona inEos x5 laboratuvar tip tarayıcı.....	21
Resim 3. KaVo LS 3 laboratuvar tip tarayıcı.....	22
Resim 4. DeguDent Cercon Eye laboratuvar tip tarayıcı.....	23
Resim 5. GC Aadva Lab Scanner.....	23
Resim 6. Soldan sağa sırası ile Dental Wings 3 serisi, 7 serisi ve i serisi laboratuvar tip tarayıcılar.....	25
Resim 7. 3M ESPE Lava C.O.S sistem ünitesi ve tarama başlığı.....	39
Resim 8. iTero Element 5D ağız içi tarayıcı.....	41
Resim 9. Trios 3 ve Trios 4 cihazları.....	42
Resim 10. CEREC 1 Sistemi.....	44
Resim 11. CEREC BlueCam.....	44
Resim 12. CEREC Omnicam İntraoral tarayıcı.....	45
Resim 13. CEREC PrimeScan intraoral tarayıcı.....	46
Resim 14. 3M ESPE True Definition Sistemi.....	48
Resim 15. E4D sistemi.....	49
Resim 16. PlanScan, Emerald ve Emerald S ağız içi tarayıcıları.....	50
Resim 17. Viruto Vivo sistemi ünitesi ve tarayıcı başlığı.....	51
Resim 18. GC Aadva 200 cihazı.....	53

Resim 19. Medit i500.....	53
Resim 20. Çalışma modeli.....	59
Resim 21. Bredent Milling cihazı.....	60
Resim 22. Comet 6 Endüstriyel tip tarayıcı.....	61
Resim 23. Dentium 5.S S Tarama başlığı.....	61
Resim 24. Tarama başlıklarının analoglara Dentium marka anahtar ile yerleştirilmesi.....	62
Resim 25. Çalışma modelinin referans tarayıcı ile taranması.....	62
Resim 26. Çalışma modeli üzerinde tarama başlıklarının pozisyonlarını doğrulayıcı referans işaretleri.....	63
Resim 27. Çalışma modelinin Primescan ile taranması.....	64
Resim 28. Primescan cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	65
Resim 29. Çalışma modelinin Trios 3 ile taranması.....	66
Resim 30. Trios 3 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	67
Resim 31. Sanal modelin 3Shape arayüzündeki görünümü.....	68
Resim 32. Çalışma modelinin Trios 4 ile taranması.....	69
Resim 33. Trios 4 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	70
Resim 34. Çalışma modelinin Medit i500 ile taranması.....	72
Resim 35. Medit i500 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	73
Resim 36. Emerald cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	75
Resim 37. Çalışma modelinin Virtuo Vivo ile taranması.....	76
Resim 38. Virtuo Vivo cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar.....	77

Resim 39. Best-fit hizalamanın gerçekleştiği referans ve deney verisi.....	78
Resim 40. Geomagic Control X yazılımının renk haritası özelliği.....	79
Resim 41. Tarama başlıkları üstünde seçilen spesifik noktalar.....	80
Resim 42: Ölçüm noktalarının ark üzerindeki görüntüsü.....	80
Resim 43: Emerald cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	88
Resim 44: Emerald cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	88
Resim 45: Emerald cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	89
Resim 46: Emerald cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	89
Resim 47: Emerald cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	90
Resim 48: Emerald cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	90
Resim 49: Emerald cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	91
Resim 50: Emerald cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	91
Resim 51: Emerald cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası.....	92
Resim 52: Emerald cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	92
Resim 53: Primescan cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	93
Resim 54: Primescan cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	93
Resim 55: Primescan cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	94

Resim 56: Primescan cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	94
Resim 57: Primescan cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	95
Resim 58: Primescan cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	95
Resim 59: Primescan cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	96
Resim 60: Primescan cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	96
Resim 61: Primescan cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası.....	97
Resim 62: Primescan cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	97
Resim 63: Trios 3 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	98
Resim 64: Trios 3 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	98
Resim 65: Trios 3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	99
Resim 66: Trios 3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	99
Resim 67: Trios 3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	100
Resim 68: Trios 3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	100
Resim 69: Trios 3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	101
Resim 70: Trios 3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	101
Resim 71: Trios 3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası.....	102

Resim 72: Trios 3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	102
Resim 73: Trios 4 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	103
Resim 74: Trios 4 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	103
Resim 75: Trios 4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	104
Resim 76: Trios 4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	104
Resim 77: Trios 4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	105
Resim 78: Trios 4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	105
Resim 79: Trios 4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	106
Resim 80: Trios 4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	106
Resim 81: Trios 4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası	107
Resim 82: Trios 4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	107
Resim 83: Medit i500 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	108
Resim 84: Medit i500 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	108
Resim 85: Medit i500 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	109
Resim 86: Medit i500 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	109

Resim 87: Medit i500 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	110
Resim 88: Medit i500 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	110
Resim 89: Medit i500 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	111
Resim 90: Medit i500 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	111
Resim 91: Medit i500 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası.....	112
Resim 92: Medit i500 cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	112
Resim 93: Virtuo Vivo cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası.....	113
Resim 94: Virtuo Vivo cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	113
Resim 95: Virtuo Vivo cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası.....	114
Resim 96: Virtuo Vivo cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	114
Resim 97: Virtuo Vivo cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası.....	115
Resim 98: Virtuo Vivo cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	115
Resim 99: Virtuo Vivo cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası.....	116
Resim 100: Virtuo Vivo cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	116
Resim 101: Virtuo Vivo cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası.....	117
Resim 102: Virtuo Vivo cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri.....	117

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil.....	Sayfa
Şekil 1. Hibrit protezlerin sınıflandırılması.....	8
Şekil 2. Konvansiyonel ölçü materyallerinin sınıflandırılması.....	11
Şekil 3. İntraoral Tarayıcılarda Kullanılan Teknolojiler.....	26
Şekil 4. İntraoral tarayıcıdan elde edilen STL dosyalarının üretimi.....	27
Şekil 5. Işığın doğası.....	28
Şekil 6. Obje mesafesinin kararlaştırılması.....	29
Şekil 7. Tarama stratejileri.....	32
Şekil 8. Ağ Kalitesi.....	36
Şekil 9. İmplant tarama başlığının bölümleri.....	55
Şekil 10. Konvansiyonel ve Dijital Sistemlerde İş akışları.....	56
Şekil 11. Cihazlara göre doğruluk değerleri.....	85

1 GİRİŞ ve AMAÇ

Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler üç ana başlık altında toplanabilir: implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve hibrit protezler (Bueno-Samper, Hernandez-Aliaga, ve Calvo-Guirado 2010). Hibrit protezler destek implantlara vidalanan, gerekli olduğu durumlarda bir profesyonel tarafından çıkarılabilen sabit-hareketli restorasyonlardır. Tamamen implant destekli protezler olup, değişen sayıda implant üzerine yapılabilmektedirler. En az dört implant mevcudiyetinin bu protezlerin yapımı için gerekli olmasıyla beraber, ideal olarak mümkün olan en çok sayıda implantın kullanılması esastır (Attard ve Zarb 2005). Bu protezler geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında fonksiyonel, estetik ve psikolojik avantajları da göz önüne alındığında dişsiz hastaların yaşam kalitelerini önemli derecede arttırmaktadır (Ekelund vd. 2003; Meijer, Raghoobar, ve Hof 2003).

Diş hekimliğinde dişlerin (beyaz estetik), dişeti (pembe estetik) ile uyumu estetiğin anahtarlarının başında gelmektedir. Hibrit protezlerde ideal diş boyutlarının sağlanabilmesi ve geri kalan doku eksikliğinin uygun olan boyutlarda dişeti renginde restoratif materyal ile tamamlanabilmesi bu tedaviyi ideal bir seçenek haline getirmektedir (Misch 2005). Cerrahi operasyon sırasında zaman zaman implantlar gerek planlama eksikliğinden gerekse zorunluluktan uygun pozisyonda konumlandırılmaz. Hibrit protezler ile implantların açılı ve hatalı konumda olması tolere edilebilmektedir (Carlsson ve Carlsson 1994). Maksiller sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılardan kaçınmak için implantlar daha mesiale konumlandırılmak zorunda kalabilir. Böyle bir durumda hibrit protezlerde kantilever kullanımı avantaj sağlamaktadır (Brånemark, Svensson, ve Van Steenberghe 1995). Dişeti yüksekliği fazla olan veya farklı dişeti yüksekliği olan vakalarda vida retansiyonu, siman artıklarının temizlenememesi sorununu ekarte ettiği için simantasyona göre avantaj sağlamaktadır (Crew vd. 2009). Artifisiyal diş ve iskelet arasındaki dinamik oklüzal yükler altında aracı olan akrilik rezin oklüzal yükün çarpma gücünü azaltabilir (Cochran ve Cronin 1999).

Tüm protetik restorasyonlarda geçerli olan pasif uyumun sağlanması büyük önem taşımaktadır. Pasif uyum restorasyonun oklüzal stres altında olmadığı zamanlarda sıkışma, gerilme, ve bükme kuvvetinden bağımsız tam adaptasyon halinde bulunmasıdır (Karl vd. 2005). Pasif uyumun sağlanamadığı implantüstü restorasyonlarda mekanik başarısızlık ve çevre dokularda biyolojik komplikasyonlar ile karşılaşılabilir. Mekanik komplikasyonlar;

protezin, dayanak vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsamaktadır. Biyolojik komplikasyonlar ise doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve integrasyon kaybı olarak sıralanabilir (Kahramanoğlu ve Özkan 2012).

Kullanılan ölçü materyali ve ölçü tekniğinin finalde elde edilen protetik restorasyonun pasif uyumunda etkili olan en önemli faktörlerden biri olduğu belirtilmektedir(Kahramanoğlu ve Özkan 2012).

Teknolojini de ilerlemesiyle birlikte, konvansiyonel ölçülerin alımında izlenen adımlar esnasında oluşabilecek riskleri minimize etmek amacıyla hekim ve diş teknisyenlerinin bilfiil yaptığı uygulamaları azaltmayı hedefleyen CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. Bu bağlamda ideal restorasyonlara ulaşmak amacıyla CAD-CAM sistemlerinin dijital tarama ve dijital tasarım ünitelerinin diş laboratuvarlarından kliniklere taşınması daha da güncel bir konu haline gelmiştir (Brown 2012; Davidowitz ve Kotick 2011).

Diş hekimliğinde dijital çağın başladığının en önemli göstergelerinden biri, bahsedilen dijitalizasyon sürecinin kliniklerde aktif hale gelmesi ve ağız içi tarayıcıların kullanımının artmasıdır. Artan talep ile birlikte çok uzun seneler iki farklı markadan ulaşılabilir olan ağız içi tarayıcıları günümüz itibari ile çok sayıda üretici tarafından geliştirilmiş ve günümüzde otuzu aşkın sayıda tarayıcı hekimler ile buluşmuştur (Kurtzman ve Dompkowski 2014).

Yapılan literatür incelemesi sonucunda rezorbe kretlere ve hibrit protez endikasyonuna sahip beş implantlı bir mandibulanın rehabilitasyonu için kullanılacak ağız içi tarayıcı sistemlerini değerlendiren konsensüs oluşturacak sayıda çalışmaya rastlanılamamıştır.

Çalışmamızda pazarda yer alan en yaygın altı ağız içi tarayıcı, hibrit protezlerin yapımının ölçü aşamasında doğrudan kullanılarak, bu kullanım üzerinde doğrulukları kıyaslanacaktır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Dişsizliğin Nedenleri ve Sonuçları

Diş eksikliği; ağız hijyen eksikliği, diş çürükleri ve periodontal hastalıklar gibi çeşitli nedenler sonucu özellikle yaşlı hastalarda karşılaşılan ortak bir sağlık problemidir. Araştırmalar diş kaybı ile ilgili tüm parametrelerin yaşlanma ile bağlantılı olduğunu göstermektedir. Üst ve alt çene tam dişsiz yetişkin sayısı yaklaşık 18 milyondur ve bu sayı yetişkin nüfusun %10.5'ine tekabül etmektedir. Total dişsizlik 40-44 yaş aralığında yetişkin birey nüfusunun %5'ine karşılık gelirken, 65 yaşındaki bireylerde ve 75 yaş üzeri bireylerde ise bu oran sırasıyla %26 ve %44'tür. Yaş ile birlikte bireylerin tüm dişlerini kaybetme riski artış göstermektedir (Misch 2005).

Diş eksikliği yaşayan bireyler fiziksel, psikolojik, fonksiyonel ve sosyal sorunlar yaşayabilmektedir. Dünya Sağlık Örgütü dişsizliğin birey ve çeşitli kültürlerde toplum üzerinde olumsuz etkilere sahip olduğunu belirtmektedir (WHO 2000).

Diş kaybının nedenleri arasında beslenme alışkanlıkları, ağız hijyen uygulama eksiklikleri, alkol ve tütün ürünleri kullanımı, psikoloji ve stres yer almaktadır. Hastanın mandibula ya da maksillada bulunan dişlerinin tümünü kaybetmesi durumu tam (total) dişsizlik olarak adlandırılır. Tam dişsizlik vakalarında hem estetik hem de fonksiyon anlamında tedavi şarttır. Estetik, fonasyon, fonksiyon kayıpları ile birlikte TME problemleri gibi çeşitli sağlık problemlerine de yol açabilen dişsizlik, çene kemiğinin uzun süre diş vasıtasıyla iletilen kuvvetlerden mahrum olmasına bağlı olarak, trabekül yapıda azalmaya sebep olur ve kemik yoğunluğu azalır(<http://www.tdb.org.tr>). Alveol kemik genişlik olarak hacim kaybeder (Misch 2005).

Rezidüel kret rezorpsiyonu; diş kaybı sonrasında yavaş, kademeli ve kaçınılmaz olarak gerçekleşen, alveol kretlerde meydana gelen kemik kaybı olarak tanımlanmaktadır. Kemik kaybı ilk bir yıl içerisinde hızlı bir şekilde gerçekleşirken, sonraki yıllarda daha yavaş bir hızla devam etmektedir. Alt çenede özellikle ön bölgede meydana gelen kemik kaybının üst çeneyle kıyaslandığında 4 kat daha fazla olduğu belirtilmektedir. Bunun üst çenenin yükleri karşılayacak daha fazla birim alana ve destekleyici geniş bir damak yüzeyine sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Enlow, Bianco, ve Eklund 1976; Tallgren 2003). Diş kaybının

ardından alt çenenin iç ve dış yapısında çeşitli değişiklikler meydana gelmektedir. İyileşmenin başlangıç safhasında; arda kalan periodontal ligamentlerin içerisinde bulunan osteoprogenitör hücreler osteoblastlara farklılaşarak, çekim soketinin içini dolduran kan pıhtısının yapısını değiştirmekte ve süngerimsi kemiği oluşturmaktadır. Aynı zamanda yeni kemik oluşumu saptanmaktadır (Mercier ve Bellavance 2002). Bir yandan periosteal osteoklastik rezorpsiyon ile kemik yüksekliğinde azalma meydana gelirken, diğer taraftan da endosteal apozisyon gerçekleşmektedir. Ancak rezidüel kretin periosteal yüzeyi bu yeni kemik yapımından etkilenmez ve poröz olan kret tepesi kortikal tabaka ile tamamen örtülemez. İnternal şekillenmenin devam etmesi ile beraber trabeküler yapı daha da incelmektedir (Atwood 2001; Mercier ve Bellavance 2002; Misch 2005)

2.2 Total Dişsiz Alt Çenelerde Tedavi Seçenekleri

2.2.1 Kovansiyonel Doku Destekli Hareketli Total Protez

Total dişsiz mandibulanın geleneksel protetik tedavisi total protezlerdir (Critchlow ve Ellis 2010; Pan vd. 2010). Bu protezlerde stabilite ve retansiyon yetersizliği başta olmak üzere birçok problemle karşılaşmaktadır. Mandibular total protezlerin yarısından fazlasında stabilite ve retansiyon problemleriyle karşılaşmaktadır (Doundoulakis vd. 2003)

Mandibular total protez kullanan hastaların, konuşma, yemek yeme ve gülme esnasında meydana gelen protez hareketlerinden endişe duyduğu ve bu protezlerin sosyal statüleri üzerinde olumsuz etki yarattığını düşündükleri belirtilmiştir. Bazı hastalarda bu düşünceler, hastaları sosyal ortamlardan uzak tutmaya sevk etmiştir (Hyland vd. 2009; Trulsson vd. 2002).

2.2.2 İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri

2.2.2.3 İmplant Destekli Sabit Protezler

Diş kaybı yaşayan hastaların büyük çoğunluğu hareketli protezlere kıyasla daha konforlu oldukları ve doğal dentisyona benzedikleri için sabit restorasyonları tercih etmektedir. Hareketli protezlere göre implant gereksiniminin ve laboratuvar masraflarının daha fazla olması, bu tedavi seçeneğini hastalar için maliyetli bir hale getirmektedir (Misch 2005)

Mandibular total dişsizlik vakalarında bu tedavi seçeneği, minimum düzeyde alveolar kemik rezorpsiyonu mevcudiyetinde ve interark mesafenin fazla olmadağı durumlarda tercih edilmelidir. Alveolar kemik rezorpsiyonunun ileri olduğı durumlarda yeterli yumuşak doku desteğinin sağlanması zordur. İnterark mesafenin fazlalığından dolayı artifisiyal dişlerin çok uzun ve bu dişler arası interproksimal alanların çok geniş gözlenmesi ile estetik beklenti karşılanmayabilir. (Bueno-Samper, Hernadez-Aliaga, ve Calvo-Guirado 2010; Sadowsky 1997).

2.2.2.4 Overdenture Protezler

Total dişsizlikte kullanılan implant üstü hareketli protezler ‘overdenture’ ismini almaktadır. İmplant veya diş üstü protezler, bir ya da daha fazla doğal diş, kök veya implanttan destek alan hareketli protezlerdir (Driscoll vd. 2017). Total dişsiz mandibula için implant destekli overdenture tedavisinin, implant destekli sabit restorasyonlar kadar başarılı bir alternatif olduğı kanıtlanmıştır (Van Kampen vd. 2004; Sadowsky 2001). İmplantüstü overdenture protezler konvansiyonel total hareketli protezlere göre tutuculuk, stabilite ve fonksiyon açısından daha üstün özelliklere sahiptir (El-Sheikh, Hobkirk, ve Kelleway 1999).

Sabit implant destekli protezlerde yükün tamamının implantlar tarafından karşılanmasından farklı olarak, mandibular implant destekli overdenture protezlerde çiğneme yükleri implantların yanında yumuşak doku ve altındaki kemik tarafından da karşılanmaktadır(Menicucci vd. 1998).

2.2.2.5 Hibrit Protezler

Kökeni latince melez anlamına gelen ‘hybrida’ kelimesine dayanmaktadır. Yapısal olarak iki veya daha fazla materyalin bir araya gelerek oluşumudur.

Hibrit protez genel olarak soy metalden bir altyapıya sahip, etrafı akrilik baz materyali ve dişlerle çevrilmiş bir protezi tanımlamaktadır. İmplantlara vidalanan hibrit protezler gerekli durumlarda sadece bir profesyonel tarafından takıp çıkarılabildiğı için sabit-hareketli olarak tanımlanmaktadır (Driscoll vd. 2017).

Hibrit protezler ve alveolar kret yumuşak dokuları arasında temas yoktur, bu protezler tamamen implant desteklidir. Farklı implant sayısı üzerine yapılabilen bu protezler için bu sayı en az dört olup, ideali uygun olan en çok sayıda implant kullanılmasıdır (Attard ve Zarb 2005)

Konvansiyonel total protezlere göre hibrit protezlerin fonksiyonel, estetik ve psikolojik avantajlara sahip olmasından dolayı dişsiz hastaların yaşam kalitesini önemli derecede arttırdığı belirtilmiştir (Ekelund vd. 2003; Meijer, Raghoobar, ve Hof 2003)

2.3 Hibrit Protezlerin Sınıflandırılması

Hibrit protezlerin konvansiyonel bir dizaynı yoktur ve birden fazla materyal kullanılarak üretilmektedirler. Sınıflamaları standart olmayıp, literatüre dayanarak *Altyapı materyallerine, Üstyapı materyallerine, Dizayn tiplerine ve Üretim tekniklerine* göre sınıflandırılmaktadır (Şekil 1)(Balshi 1989; Drago ve Howell 2012; Kapos vd. 2009; Kapos ve Evans 2014; Lekholm 1998; Mirza-Rustum Baig, Gunaseelan Rajan 2009; Salenbauch ve Denf Jon Langner Master Dental Technician 1998; Tuna, Özçiçek Pekmez, ve Kürkçüoğlu 2015; Turkyilmaz 2009)

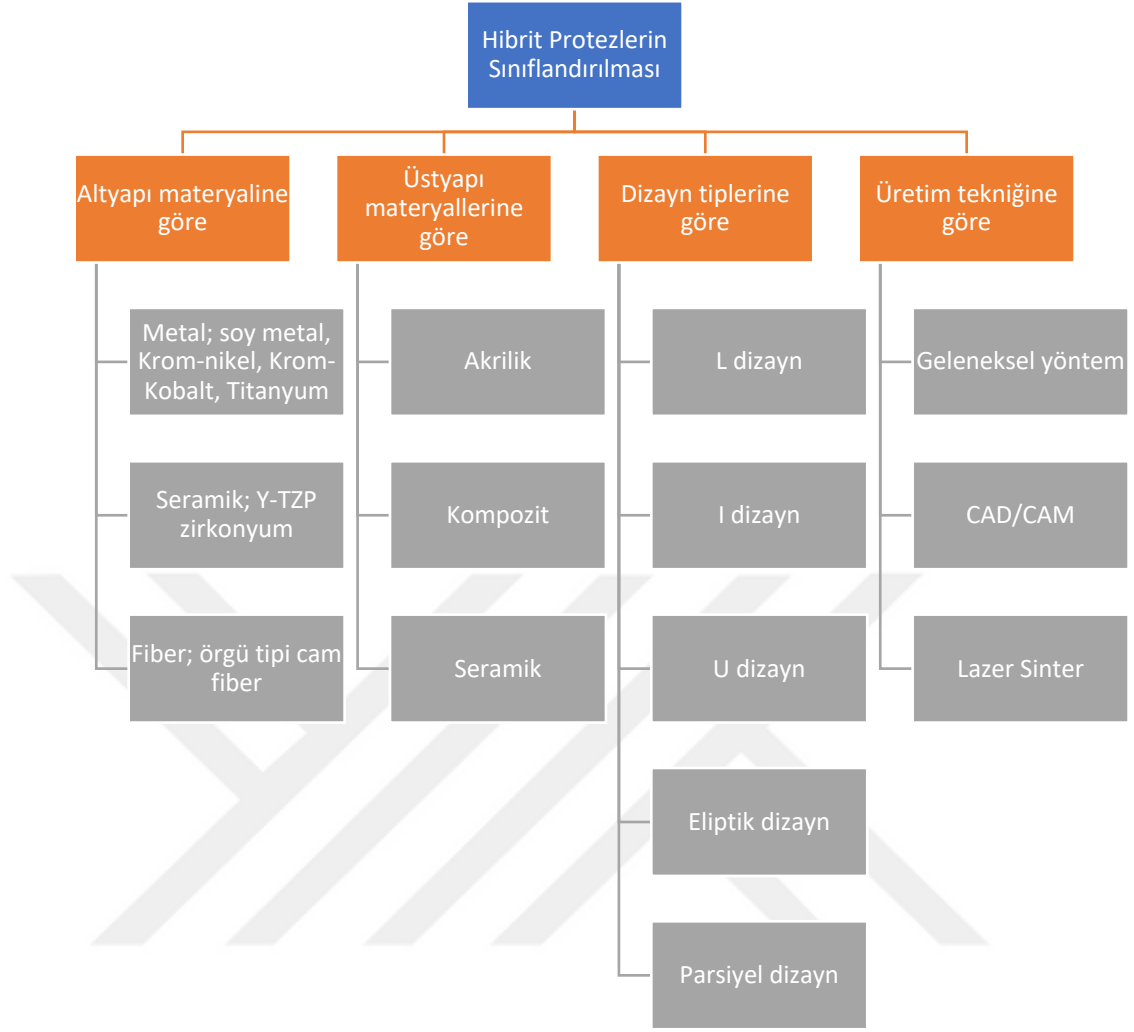
Hibrit protezler altyapı materyallerine göre metal, seramik ve fiber altyapılı olarak ayrılmaktadır. Metal altyapı olarak soy metal, krom-nikel, krom-kobalt, titanyum kullanılabilmektedir. Soy alaşımlar doğaları gereği korozyon ve oksidasyona dayanıklıdır. Soy alaşımlarda altın, palladyum, gümüş ve platinyum kullanılmaktadır. Soy alaşımlarda yüksek sertliğe, yüksek akma mukavemetine, yüksek elastisite modülüne sahiptir. Altyapı malzemesi olarak kullanılan değerli metaller ise nikel-krom, kobalt-krom kombinasyonlarıdır. Bu baz alaşımlar soy alaşımlara kıyasla daha ekonomiktir. Nikel içeren alaşımlar bazı hastalarda alerjik reaksiyona sebep olmaktadır. Titanyum ve titanyum alaşımları, korozyona dayanıklılıkları, hafif yapıları, yüksek biyouyumlulukları, ekonomik fiyatı, iyi mekanik özellikleri ile altyapı malzemesi olarak kullanıma uygundur. Yüksek erime noktası, düşük yoğunluk ve diğer elementler ile reaksiyonundan dolayı titanyum ve titanyum alaşımlarının dökümü laboratuvar ortamında zor olmaktadır. Seramik altyapı olarak yitrium stabilize zirkonya kullanılmaktadır. Düşük korozyon, düşük termal iletkenlik, yüksek eğilme mukavemeti, yüksek biyouyumluluk, düşük bakteri adezyonu gibi mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptirler. Fiber altyapı olarak ise örgü tipi cam fiber kullanılmaktadır. Hibrit protezler üstyapı materyallerine göre ise akrilik,

kompozit ve seramik üst yapılı olarak ayrılır. Hibrit protezler dizayn tiplerine göre L şeklinde, I şeklinde, U şeklinde, eliptik ve parsiyel dizayn olarak sınıflandırılmaktadır. En çok tercih edilen L ve I şeklinde dizaynlar daha rigid yapı gösterirlerken, eliptik dizayna sahip altyapılarda bükülme direnci daha düşüktür. Hibrit protezler üretim tekniklerine göre ise geleneksel yöntem ile üretilen, bilgisayar destekli üretilen ve eklemeli lazer sinter ile üretilen olarak üçe ayrılmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım ve üretimin diğer tekniklere göre daha avantajlı olduğu sonucuna varan çalışmalar mevcuttur.(Al-Fadda, Zarb, ve Finer 2007; Drago vd. 2010; Eliasson ve Örtorp 2012; T Jemt, Bäck, ve Petersson 1999; Torsten Jemt ve Hjalmarsson 2012; Takahashi ve Gunne 2003).

2.3.1 Hibrit Protezlerin Avantajları

Diş hekimliğinde, estetiğin sağlanmasındaki temel faktörlerin başında beyaz (dişler) ve pembe (dişeti) estetiğin uyumu gelmektedir. Hibrit protezlerde ideal diş boyutlarının sağlanabilmesi ve geri kalan doku eksikliğinin uygun boyutlarda dişeti renginde restore edilebilmesi bu tedaviyi ideal bir alternatif haline sokmaktadır(Misch 2005).

Hibrit protezler planlama eksikliğine, anatomik kısıtlamalara veya zorunluluğa bağlı, cerrahi operasyon sırasında açılı konumlandırılan implantları kompanse edebilmektedir(Brånemark, Svensson, ve Van Steenberghe 1995; Carlsson ve Carlsson 1994).



Şekil 1. Hibrit protezlerin sınıflandırılması

Yumuşak doku enflamasyonu gibi gerekli klinik durumlarda protez bir profesyonel tarafından rahatlıkla çıkarılabilmektedir(Carlsson ve Carlsson 1994)

Vida retansiyonlu hazırlandığı durumlarda artık simanların temizlenme sorunu ekarte edilebilmektedir (Mirza-Rustum Baig, Gunaseelan Rajan 2009)

Hibrit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılan akrilik rezin, oklüzal stresler karşısında tamponlayıcı bir rol oynayabilmektedir (Cochran ve Cronin 1999).

2.3.2 Hibrit Protezlerde Pasif Uyum

İmplantüstü hibrit protezlerin uzun dönem başarısında da diğer tüm restorasyonlarda geçerli olan pasif uyumun sağlanması büyük önem taşımaktadır. Pasif uyum restorasyonun oklüzal stres altında olmadığı zamanlarda sıkışma, gerilme ve bükme kuvvetinden bağımsız tam adaptasyon halinde bulunmasıdır (Karl vd. 2005).

Restorasyon bileşenlerindeki herhangi bir uyumsuzluk, implant destekli protezlerde vida gevşemeleri veya çeşitli parça kırıkları gibi mekanik başarısızlıklara ve doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, kemik rezorpsiyonu veya osseointegrasyon kaybı gibi biyolojik komplikasyonlara sebebiyet verebilmektedir. İmplant sayısı ve konumu, pratisyenin yetkinliği, kullanılan restorasyon tipi (vidalı veya simante sistemler), dayanak tipi (düz veya açılı), altyapı materyali, protetik restorasyonun dizaynı ve özellikle kullanılan ölçü materyali ve tekniği pasif uyumun sağlanmasını etkileyen faktörler arasında boy göstermektedir. Klinikte bir restorasyonun pasif uyumunu değerlendirmek amacıyla kullanılan teknikler; direkt görüş ve dokunma hissi, röntgen görüntüsünün alınması, terminal implanttaki vidanın sıkıştırılığ diğer dayanaklardaki uyumun kontrol edildiği tek vida testi, basınç tespit edici materyal kullanımı olarak sıralanabilmektedir (Kahramanoğlu ve Özkan 2012). Pasif uyumun in vitro olarak değerlendirilmesinde ise ışık mikroskopu ile yapılan ölçümlerden, örneğin kesitinin alımından, siman aralığı- silikon replika tekniğinden ve üç boyutlu tarama cihazlarının kullanımı ile yapılan ölçümlerden faydalanılmaktadır (Reich vd. 2005).

2.4 Diş Hekimliğinde Ölçü

Protetik restorasyonların yapımı laboratuvar ortamında mevcut dokuların ve yapıların taklit edildiği alçı modeller üzerinde gerçekleşmektedir. Ağız içerisindeki ortamın alçı modele aktarılması ise ölçü aşaması ile olmaktadır. Geleneksel maddelerin veya günümüzde dijital sistemlerin kullanımı ile dişlerin ve komşu yapılarının üç boyutlu pozisyonlarının laboratuvar ortamına aktarılma işlemine ‘ölçü alımı’ denilmektedir (Driscoll vd. 2017; Walker vd. 2013).

Ölçü alımı, prepere edilen yada edilmeyen dişlerden, kretlerden, ağız içi anatomik yapılardan, implantlardan, protezlerin kendisinden alınan kayıtları kapsar(NS Birnbaum 2008).

Diş hekimliğinde ölçü genel olarak konvansiyonel ve dijital olacak şekilde ikiye ayrılabilir.

2.4.1 Diş Hekimliğinde Konvansiyonel Ölçü

Ağız içi ortamın kaydını alacak bir ölçü maddesi ile bu maddeyi taşıyıcı bir alet, ölçü kaşığı, ile alınan ölçüdür.

Ölçü kaşıkları genel olarak bireysel ve fabrike olarak ikiye ayrılmaktadır. Fabrikasyon kaşıklar ise kendi içinde metal ve plastik kaşıklar olarak ayrılır. Kullanılan maddenin tipi ve uygulanan yöntem ölçü başarısında önemli rol oynar(Herbert T. Shillingburg, Jr vd. 2012).

Diş hekimliğinde ölçünün tarihçesi 17. yy. ortalarına kadar dayanmakta olup, reversibile hidrokolloidler 1925'te, irreversible hidrokolloidler ise 1941'de ortaya çıkmıştır. 1950li yıllarda polisülfid ve kondenzasyon silikon kullanımında olup, 1960 sonlarında polieter, 1970li yıllarda polivinilsiloksan piyasaya sunulmuş ve yüksek kullanımlara ulaşmıştır(Punj, Bompolaki, ve Garaicoa 2017).

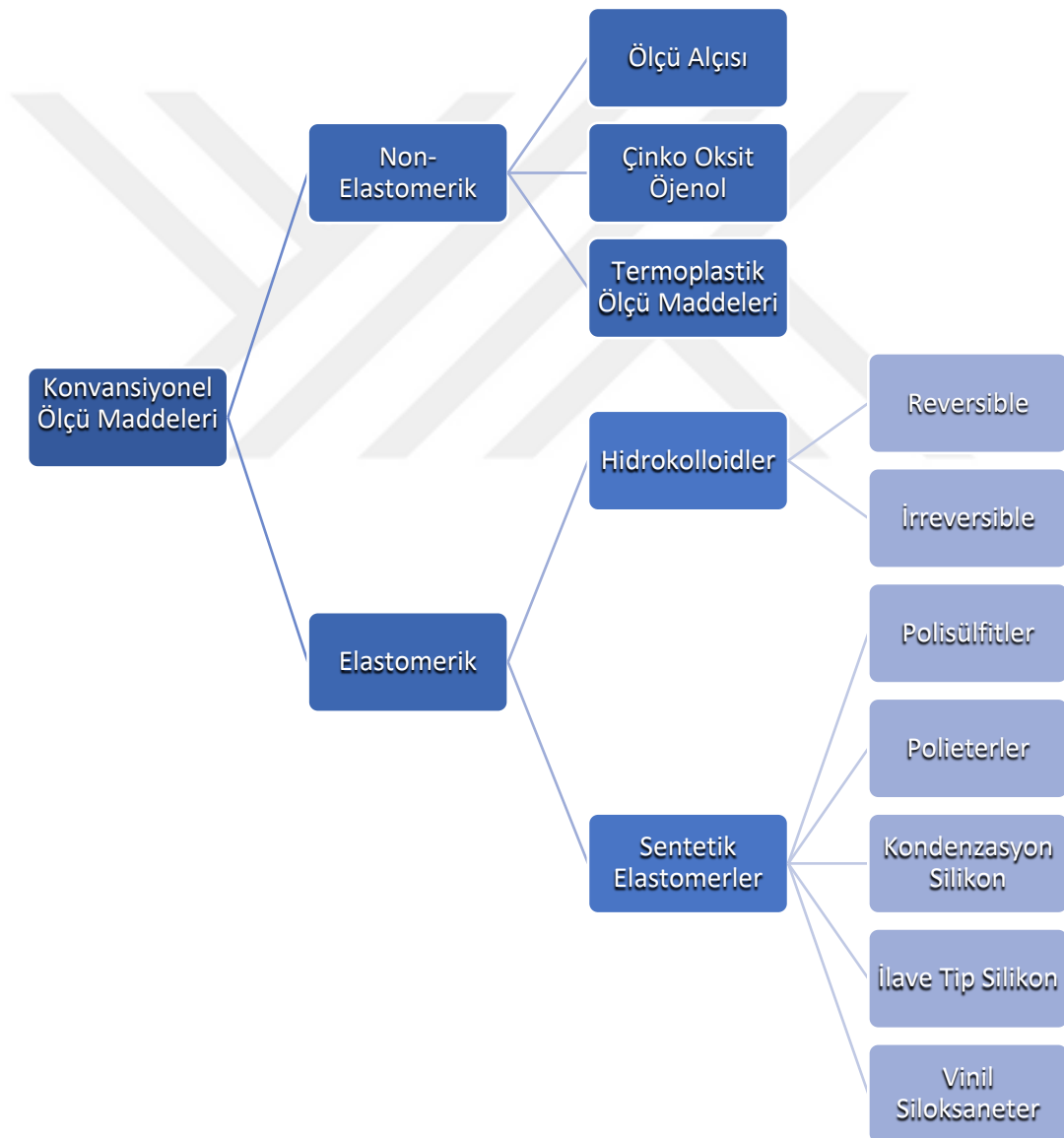
İdeal bir ölçü maddesinden istenen belirli nitelikler mevcuttur. Bunlar;

- Yeterli derecede viskozite,
- Manipülasyon kolaylığı,
- Hidrofilik yapı,
- Tekrar dökülebilirlik,
- Yeterli çalışma süresi,
- Yüksek detay verebilirlik,
- İyi boyutsal stabilite,
- İyi mekanik özellikler,
- Biyouyumluluk,
- Uzun raf ömrü,
- Ekonomik olmasıdır.

Ölçü maddeleri elastikiyetlerine göre elastomerik (rijit olmayan) ve elastomerik olmayan (rijit) olarak ayrılabilir (Şekil 2).

Non-elastomerik ölçü materyalleri, alçı, çinko oksit öjenol ve termoplastik ölçü maddesidir. Elastomerik ölçü maddelerini ise kendi içerisinde hidrokolloidler ile sentetik

elastomerler olarak iki alt gruba ayrılmaktadır. Hidrokolloidler grubunda aljinat irreversible hidrokolloid iken, agar reversible hidrokolloid ölçü maddesidir. Sentetik elastomerleri ise polisülfid, kondenzasyon tipi silikon, ilave tipi silikon, polieter oluşturmaktadır(Phillips 12nd Edition 2013).



Şekil 2. Konvansiyonel ölçü materyallerinin sınıflandırılması

Hidrokolloidler, silikonlar, polieter, polisülfid daha güncel kullanıma sahipken, çinko oksit öjenol, ölçü plasteri daha eski bir geçmişe sahip olmakla birlikte günümüzde bazı prosedürlerde hala kullanılmaktadır(McCabe JF. 2013; Rubel 2007).

2.4.1.1 Non-Elastomerik Ölçü Maddeleri

Karşılaşılan stresler altında esnemeyen maddelerin genel ismidir.

2.4.1.1.1 Ölçü alçısı

Ana reaksiyonu kalsiyum sülfat hemihidrat yapısının su ile kalsiyum sülfat dihidrat oluşturmasıdır. Kullanıldığı dönemde kolay manipüle edilebilirliği, iyi hassasiyet ve boyutsal stabilite sahibi olması avantajları sebebiyle tercih edilirken, esnek olmaması, kullanımında ağız kuruluşuna neden olması gibi dezavantajları nedeniyle de güncel diş hekimliği pratiğinde artık yer almamaktadır(Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; Nagrath, Lahori, ve Agrawal 2014).

2.4.1.1.2 Çinko Oksit Öjenol

İki ayrı tüp halinde mevcuttur. Baz içeriğinde çinko oksit, katalizör içeriğinde ise başlıca öjenol olmak üzere çeşitli yağlar, pudra ve kaolin içermektedir. Özellikle tam dişsizlik vakalarında kullanılan çinko oksit öjenolün, iyi detay verme özelliğine rağmen ölçü alımı sonrası kırılkan yapısı ve uzun reaksiyon süresinden dolayı kullanımı alanı daralıp, yerini elastomerik ölçü materyallerine bırakması söz konusudur(Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; Walker vd. 2013).

2.4.1.1.3 Termoplastik Ölçü Maddeleri

Mum içeren reçine yapısındadır. Tip 1 ve tip 2 olmak üzere iki tipe ayrılır. Ölçü maddesi olarak kullanılan tip 1 iken, tip 2 termoplastik madde ölçü kaşıklarının sınırlarının modifiye edilmesinde kullanılmaktadır. Yüksek viskozitelerinden dolayı detayları net yansıtamazlar ve kırılıp kırılırlar(Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; Walker vd. 2013).

2.4.1.2 Elastomerik Ölçü Maddeleri

Karşılaşılan stresler altında esneklik gösteren ve ilk haline dönüş yapabilen materyallerdir. Yapı olarak büyük moleküllerin belirli noktalardan birbirine bağlanarak üç boyutlu zincir yapısını oluşturması ve bu moleküller arasında zayıf etkileşimler ile oluşmuşlardır. Stres mevcudiyetinde bu zincirler birbiri üzerinden kayarak açılırken, stres ortadan kalktığında tekrar eski haline geri dönmektedir. Bu şekilde esnek özelliklerini kazanan elastomerik ölçü maddeleri polimerizasyon, çapraz bağlanma, kondenzasyon veya ilave reaksiyon ile meydana gelmektedir(Craig ve Marcus 1996; Phillips 12nd Edition 2013; William J. O'Brien, PhD 2002; Zaimoğlu vd. 1993)

2.4.1.2.1 Hidrokolloidler

2.4.1.2.1.1 Reversible Hidrokolloidler (Agar Agar)

Yapısında %80 oranında su, %15 oranında agar agar, %5 oranında termoplastik ve diğer kimyasalları bulundurmaktadır. Isıtıldığında su içerisinde sıvı kıvamda, oda sıcaklığında ise su içerisinde katı veya jel kıvamındadır. Bu geçişler geridönüşlüdür. Genellikle model duplikasyonunda kullanılırlar(Kümbüloğlu ve Türk 2018).

2.4.1.2.1.2 İrreversible Hidrokolloidler (Aljinat)

Aljinatın yapısında potasyum aljinat, kalsiyum sülfat, sodyum fosfat, florit, potasyum sülfat, alkali kurşun bileşikleri olmak üzere birçok bileşen bulundurur. Sertleşmesinde aljinik asit, kalsiyum sülfat ile reaksiyona girerek elastik bir jel olan kalsiyum aljinat meydana gelir. Toz içerik su ile karıştığında ilk sol form meydana gelirken daha sonra reaksiyonun tamamlanmasıyla jel formunda olur. Reaksiyonda sodyum fosfat geciktirici rol oynarken, potasyum sülfat ve alkali kurşun bileşikleri ise model ile uygun yüzey uyumunun yakalanmasını sağlamaktadır. Ölçünün netliği, toz-su karışım oranına, karıştırma işleminin niteliğine, suyun sıcaklığına bağlı etkilenebilmektedir(Enkling vd. 2012; Sakaguchi ve Powers 2012; Shetty, Bhandari, ve Mehta 2014).

2.4.1.2.2 Sentetik Elastomerler

Hidrokolloidlerden üstün en önemli özellikleri boyutsal stabiliteleri ve yırtılma dirençleridir. Sentetik elastomerler genellikle iki bileşenli polimer yapısındadır. Katılma (kondenzasyon) veya çapraz bağlanma (polimerizasyon) reaksiyonu gösterirler(Donovan ve Chee 2004; Herbert T. Shillingburg, Jr vd. 2012; Walker vd. 2013). Sıklıkla doldurucu miktarına göre *extra low*, *low*, *medium*, *heavy* ve *putty* formları mevcuttur. *Extra low* ve *putty* formlar silikonlara özgüdür(Phillips 12nd Edition 2013).

Kimyasal yapılarına göre elastomerik ölçü maddeleri 5 farklı gruba ayrılmaktadır;

- Polisülfidler
- Polieterler
- Kondenzasyon Silikonlar (C tipi)
- İlave Tip Silikonlar (A tipi)
- Vinil siloksaneter

2.4.1.2.2.1 Polisülfidler

Doğruluklarının yüksek olması ve görece düşük maliyetleri kullanım sebepleri olmuştur. Baz ve katalizör olmak üzere iki tüp halindedirler. Farklı akışkanlık seviyelerinde çeşitleri mevcuttur. Baz bileşen polisülfid, plastisizer ve doldurucu içerirken, katalizör bileşen ise reaksiyon başlatıcı (kurşun dioksit), bakır ve organik dioksitler, düzenleyici (sülfür), form oluşturucu (dibütilftalat, reaktif yağlar) içermektedir. Çalışma süresi uzundur, yırtılma dayanımları yüksektir, yüzey detaylarını göstermede başarılıdır, yüksek esneme özelliğine sahiptir. Viskozitelerinin az olması kullanımlarını zorlaştıran en temel faktördür. Bunun yanı sıra nahoş kokuları hastalar açısından rahatsız edici olabilmektedir(Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; William J. O'Brien, PhD 2008)

2.4.1.2.2.2 Polieterler

1960'ların sonlarına doğru tanıtılmışlardır. İki pat halinde yer alıp, düşük, orta ve yüksek viskozite formlarına sahiptirler. Baz içeriğinde polieter, koloidal silika, plastisizer bulunurken, katalizör içeriğinde aromatik sülfanik asit ester, incelticiler ve doldurucular yer alır. Reaksiyonları katılma tipi bir reaksiyondur ve yan ürün oluşumu yoktur. Esneme özellikleri kısıtlıdır, polimerizasyon sonrası oldukça sert bir yapıdadır. Bu sebeple özellikle undercut'lı

bölgelerde ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında yırtılmalar ile karşılaşılabilir. Boyutsal stabilite açısından oldukça üstündürler. Kuru muhafaza altında 1 haftaya kadar formlarını korurlar. Hidrofilik yapılarından dolayı detay vermeleri yüksek, model yapımında alçı dökümü kolaydır(Finger vd. 2008; German, Carrick, ve McCabe 2008; William J. O'Brien, PhD 2008).

2.4.1.2.2.3 Kondenzasyon Silikonlar

Temel olarak sabit protezlerde kullanımları yaygındır. Farklı viskozitelerde formları mevcuttur; düşük, orta, yüksek ve çok yüksek (putty). Pat-Pat veya Pat-Likit katalizör sistemleri yer alır. Baz içeriğinde dimetilsiloksan polimeri, çapraz bağlayıcılar ve doldurucular yer alırken, katalizör içeriğinde organik metal esterler, incelticiler bulunur. Kondenzasyon reaksiyonu ile polimerize olmalarından dolayı bu ismi almışlardır. Bu reaksiyon sonucu artık ürün olarak alkol oluşmaktadır. Ölçü alımı sonrası bu alkolün buharlaşmasına bağlı olarak büzülme gerçekleşir ve kondenzasyon tipi silikonlarda boyutsal stabilitenin korunumu yetersiz kalmaktadır. Ağızdan çıkarıldıktan sonra derhal dökülmelidirler. C tipi silikonlar hidrofobik ölçü maddeleridir. Bu sebeple ölçü alımı sırasında ilgili alanın kuruluğu şart, ölçü maddesinin yüzey detaylarını göstermesi sınırlı, model elde edilirken alçının dökülebilirliği ise zor olmaktadır(Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; William J. O'Brien, PhD 2008).

2.4.1.2.2.4 Katılma Tip Silikonlar

1990lı yıllardan itibaren yaygınlaşan A tipi silikonlar, polivinilsiloksanlar, yüksek maliyetlerine rağmen üstün fiziksel özellikleri, boyutsal stabilite ve kolay kullanımları ile büyük oranda tercih edilir hale gelmişlerdir. Baz maddeleri terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucular ihtiva eden polimetil hidrosiloksandır. Aktivatör madde ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit ve dimetilsiloksan polimeri içermektedir. Bu gruplar katılma reaksiyonu ile polimerize olmaktadır. Yan ürün oluşumu olmamakla birlikte ek hidrojen grubu oluşumu vardır ve ölçü işlemi sonrası ölçü maddesinden hidrojen salınımı gerçekleşmektedir. Reaksiyon sonucu artık ürün oluşturmamaları, boyutsal stabilite ve mükemmel olmasının nedenidir. Birden çok döküm ile model elde edilmesine uygundur ve ölçü alımını takiben 1 haftaya kadar boyutlarını koruyabilmektedirler. Esasen öncelikli dezavantajı hidrofobik olmak olan A tipi silikonlara, sürfaktan ilavesi ile hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Lateks eldiven ve lastik örtü içeriğindeki sülfürün, aktivatör içeriğinde yer alan platinyumu bozarak, a tipi silikon polimerizasyonunu inhibe edebileceği yapılan

Çalışmalarda gösterilmiştir. Bu durum vinil veya nitril eldivenlerin kullanımı ile önlenebilmektedir. Bahsedilen dezavantajlarına rağmen üstün fiziksel özelliklerinden dolayı polivinilsiloksanlar günümüzde sabit ve hibrit protez ölçülerinde en çok tercih edilen l maddeleridir (Hamalian, Nasr, ve Chidiac 2011; Herbert T. Shillingburg, Jr vd. 2012; Powers ve Wataha 2017; William J. O'Brien, PhD 2008).

2.4.1.2.2.5 Vinil Siloksaneter

2000'li yılların sonlarına doğru tanıtılan vinilsiloksaneter, diğer ismiyle vinil polieter siloksan, polivinilsiloksan ile polieter l maddelerinin özelliklerinin birleşimi ile geliştirilmiştir. Polivinil siloksanın elastisitesi gibi fiziksel özellikleri ile polieterin hidrofilik zelliiğinin birleşimi dişeti altı bölgeler gibi nem kontrolünün ve ulaşılabilirliğin zor olduğu bölgeler için umut vadeden bir profil izse de üzerinde bu durumu değerlendirecek daha çok çalışmanın yapılması gerekmektedir (Enkling vd. 2012; Stober, Johnson, ve Schmitter 2010; Walker vd. 2013).

2.4.1.3 İmplantüstü Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Konvansiyonel l Metodu

Bu teknik, hasta ağzında yer alan implantlara l başlıklarının yerleştirilmesi ve alınan konvansiyonel ölçüde bu başlıklar sayesinde implant pozisyonlarının transferinin gerçekleşmesini kapsamaktadır. İmplant destekli protezlerin yapımında tek aşamalı l yöntemleri kullanılabilir. İmplant konumlarının kaydının alınmasında temel olarak açık kaşık l tekniği (direkt deknik) ve kapalı kaşık l tekniği (indirekt teknik) olmak üzere iki farklı teknik mevcuttur (Moreira vd. 2015).

Üç ya da daha az implant sayısının mevcut olduğu ve göreceli olarak implantların birbirlerine paralel olduğu vakalarda kapalı l tekniği ile l alınabilmektedir. Kapalı l tekniği için uygun olan l başlıkları daha yuvarlak ve kısa hatlıdır. l başlıkları implantlara yerleştirildikten sonra l alımı gerçekleştirilmekte ve sonrasında ağzda kalan l başlıkları çıkartılarak, implant analoglarına bağlanmakta ve alınan l içerisine yerleştirilmektedir (H. Lee vd. 2008; Sabouhi vd. 2016). Snap-fit isminde plastik l parçaları ise, farklı implant markalarında yer alabilen, l alımı sonrası l içerisinde kalan kapalı kaşıkla alınmasına rağmen direkt teknik olarak değerlendirilen sistemlerdir (Selecman ve Wicks 2009).

Aynı ark üzerinde çoklu veya birbirine paralel olmayan implant mevcudiyetinde açık ölçü tekniği tercih edilmektedir. Bu teknikte uzun, kare veya köşeli formlu ölçü başlıkları kullanılmaktadır (Sabouhi vd. 2016). Ölçü başlıklarının yerleşimleri sonrası ölçü alımı sırasında hazırlanmış olan kaşıktaki implantların üzerine denk gelen alanların açıkta olması, ölçü başlıklarının ise bu açıklıktan çıkması gerekmektedir. Böylece başlıkların üstündeki vidalar görülebilmekte ve ölçü ağızdan uzaklaştırılmadan önce gevşetilebilmektedir. Ölçü içerisinde kalan ölçü başlıklarına daha sonra implant analogları yerleştirilmektedir (de Faria vd. 2011; Sabouhi vd. 2016).

2.4.2 Diş Hekimliğinde Dijital Ölçü

Uzun yıllar diş hekimliğine hizmet eden konvansiyonel ölçü ile birlikte özellikle son yıllarda, teknolojinin gelişimi diş hekimliğinde dijital ölçü uygulamalarının yer bulmasına neden olmuştur. Bu gelişim ile konvansiyonel tekniğin sahip olduğu dezavantajlar elimine edilmeye, dijital sistemin avantajlarından ise yararlanılmaya çalışılmıştır. Günümüzde üreticilerin piyasaya sunduğu ürün çeşitliliği, ilgili konu üzerine çok sayıda çalışmaların yapılması, kliniklerde dijital ölçü kullanımının günden güne artması diş hekimliğinde dijital bir çağın başladığını açık bir şekilde göstermektedir (Begum, Ahmed, ve Islam 2012) (Davidowitz ve Kotick 2011).

Dijital ölçü prosedürünün diş hekimliği alanında yer almasını mümkün kılan CAD&CAM sistemleri (Computer Aided Design & Computer Aided Manufacturing), bilgisayar destekli tasarım ve üretim geçmişten beri endüstriyel diğer üretim alanlarında kullanılsa da diş hekimliği alanındaki ilk gelişme 1977’de Amerika Birleşik Devletleri’nde Bruce Altschuler’nın ağız içi dokuları optik bir tarayıcı ile bilgisayar ekranında görüntüleyebilmesi ile kaydedilmiştir. 1984’te ise Fransa’da Francois Duret, kendi ismini verdiği Duret sistemi ile tek üye restorasyonlar üretmiştir. Üretim ve pazarlama anlamında ilk dental CAD-CAM sistemi ise 1988’de İsviçre’de Marco Brandestini ve Werner Mörmann’ın geliştirdiği CEREC sistemidir (Preston ve Duret 1997; E D Rekow 1992).

CAD-CAM sistemleri restorasyon yapımında 3 temel prensibin izlenmesi ile çalışır. Bunlar dijitalizasyon, tasarım (CAD) ve üretimdir (CAM). Dijitalizasyon adımı kısaca

verilerin dijital olarak kaydedilmesi esastır. Tasarım aşamasında elde edilen dijital veriler, modeller üzerinde üç boyutlu bir tasarım gerçekleştirilir ve son olarak üretim aşamasında ise tasarlanan yapı üç boyutlu bir şekilde üretilir (Davidowitz ve Kotick 2011; Fuster-Torres vd. 2009).

CAD-CAM sistemlerinin ilk basamağı olan verilerin elde edilmesi, dijitalizasyon basamağı işlemi için çeşitli cihazlar kullanılmaktadır. Bu cihazların tarayacağı yapılara ve çalıştıkları ortama göre dijital ölçü aşaması iki yönteme ayrılabilir (Bosniac, Rehmann, ve Wöstmann 2019);

İndirekt yöntem: Ağızdan alınan konvansiyonel ölçünün taranması veya konvansiyonel ölçünün dökülerek elde edildiği alçı modelin taranması ile verinin elde edilmesi yöntemidir.

Direkt yöntem: Ağız içinden taramanın gerçekleştirilmesi ile verinin elde edilme yöntemidir.

Özellikle direkt yöntemde konvansiyonel ölçü adımı egale edildiği için dijital ölçü konvansiyonel ölçünün dezavantajlarına sahip olmayıp, kendi avantajlarını klinisyen ve hastalara sunmaktadır. Bunlar;

- Ölçü kaşığı ve ölçü materyali seçiminin ve bu materyallerinin getirdiği maliyetin olmaması
- Ölçü, model bilgilerinin dijital ortamda kolay muhafazası ve transferi
- Konvansiyonel ölçülerde görülebilecek yırtılma, distorsiyon, ölçü kaşığından ayrılma, model dökümü için beklenen süre ve bu sürenin aşılması gibi problemlerin ortadan kalkması,
- Hasta için konvansiyonel ölçü yöntemine göre daha konforlu olması,
- Ölçü sırasında verilerin bilgisayar ekranından izlenebilmesi ve böylece tarama hatalarının anlık düzeltilebilmesine imkân vermesi,
- Hasta başında hasta ile birlikte analiz yapımına tedavi sonucunun hastaya önizlemesinin yapılabilmesi,
- Sisteme bağlı olarak renk seçimi ve değerlendirmesinde yardımcı olmasıdır.

Dijital ölçünün sahip olduğu kısıtlamalar ve dezavantajlar ise;

- Ortamda mevcut olan kan, tükürük gibi doku sıvılarının ve çevre yumuşak dokuların tarama bölgesi görüşünü bozmaları ve ölçüde eksik, hatalı bölgelerin çıkması,
- Sistemlerin uygulayıcı öğrenmesi açısından harcanan süre ve efor mevcudiyeti,
- Taranan implant çeşidinin tarayıcı kütüphanesinde yer alma gerekliliği,
- Geniş dişsiz alanlarda taramanın görece zorlaşmasıdır(Ender ve Mehl 2013; Nedelcu ve Persson 2014; Patzelt, Emmanouilidi, vd. 2014a).

2.4.2.1 Diş Hekimliğinde İndirekt Dijital Ölçü

Konvansiyonel ölçünün veya bu ölçülerden elde edilen alçı modellerin taranması laboratuvar tipi tarayıcılar ile gerçekleştirilir. Bu tarayıcılar aynı zamanda masaüstü (desktop) tarayıcılar olarak da adlandırılmaktadırlar. Sanal model bu şekilde elde edilmektedir (Cabral Correia, Lima Habib, ve Vogel 2014; Güth vd. 2013).

Protetik, restoratif ve ortodontik diş hekimliği alanlarında kullanıma sahip olan masaüstü tarayıcılar temel olarak üç boyutlu bir tarayıcı, bir veya daha çok kamera ve ışık kaynağından oluşan sistemlerdir. Genellikle nesnenin ışık kaynakları ve kameralara açısının düzenlenmesini sağlayan bir hareket yörüngesi mevcuttur. Bu cihazlarda, triangulasyon adı verilen, ışık kaynağı ve kamera arasındaki bilinen mesafe ve açıya dayanarak, projeksiyon yapılan üç boyutlu pozisyonlara ışığın yansıtılıp, trigonometri yardımı ile hesaplamaların yapılabildiği bir ölçüm prensibi yer alır. Bir kamera varlığı bu prensibin gerçekleştirilmesini sağlayabilirken, iki kamera tarama hızını, hassasiyetinin ve tarama alanını geliştirmektedir. Cihazın tarama başlığının ve taranan cismin göreceli hareketi birden fazla yansıtılan ışık çizgisi oluşturur ve iç boyutlu kontur oluşur (Budak vd. 2012).

2.4.2.2 İndirekt Taramanın Kullanıldığı Sistemler

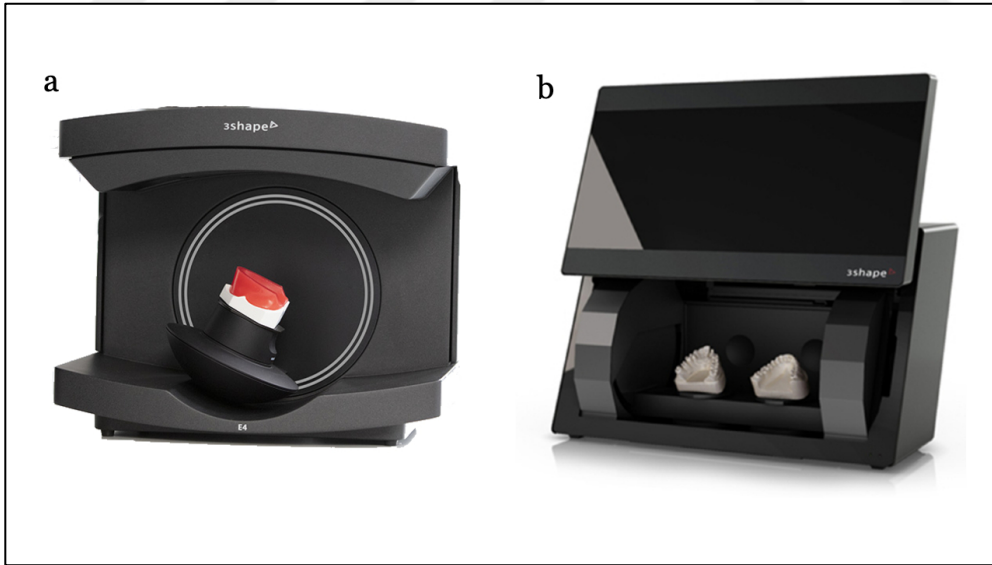
2.4.2.2.1 3Shape

Masaüstü tarayıcılarını D serisi ve E serisi olarak adlandırılan 3Shape (Kopenhag, Danimarka) markasının bu seriler adı altında birden fazla cihazı mevcuttur. D serisinin en güncel cihazı D/R 2000 modelidir (Resim 1). 4 adet 5MP kameraya sahiptir ve üretici firma tarafından hassasiyetinin 5 µm olduğu belirtilmektedir (ISO 12836). Model üzerinde tüm arkn

tranması 16 saniye sürerken, ölçü maddesi üzerinden tüm arkın taranması 65 saniye sürmektedir. Cihaz renkli tarama yapmaktadır. E serisinin en güncel cihazı ise E4 modeli olup 4 adet 5MP kameraya sahiptir (Resim 1). Hassasiyeti 4 µm olarak belirtilmiştir (ISO12836). Model üzerinde tüm arkı taraması 9 saniye sürerken, ölçü üzerinden tüm arkı taraması yaklaşık 45 saniyeyi almaktadır. E4 cihazı renkli tarama gerçekleştirmektedir (<https://www.3shape.com/en/scanners/lab>).

2.4.2.2.2 Sirona

Sirona (New York, ABD) firmasının güncel laboratuvar tarayıcısı pazarda inEosX5 model adıyla yer almaktadır (Resim 2). Cihaz ünitesinin bünyesinde hedef objenin konumlandırıldığı bir platform ve mobil bir kol yer almaktadır. 47.5 x 74 x 46 cm boyutlarında olan cihaz yaklaşık 40 kilogramdır. Cihaz, yanında temin edilebilen inLab 4 PC model isimli bir bilgisayar ile kullanılabilirdiği gibi, gerekli niteliklere sahip harici bir bilgisayar ile de kullanılabilir. Harici bir bilgisayar ile kullanım için ilgili bilgisayara cihaz ile birlikte gelen CD'den yazılım yüklemesi gerçekleştirilmelidir (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/lab/cad-cam-equipment-dental-lab/scan.html>).



Resim 1: 3Shape E4 laboratuvar tip tarayıcı (a) ve D/R2000 laboratuvar tip tarayıcı (b)



Resim 2: Sirona inEos x5 laboratuvar tip tarayıcı

İnEosX5 tüm alçı modelleri ve ölçü maddelerini tarayabilir olarak nitelendirilmektedir. Ancak ışığı yansıtan ve absorbe eden yüzeylerin taranması sırasında pudralama işlemi gerekmektedir. Bu işlem için üretici firma olan Sirona, kendi ürünü olan Cerec Optispray'i önermektedir. İnEosX5 cihazında üç ayrı tarama modu mevcuttur. Kompleks restorasyonların yapımında, daha geniş alanların taramalarında 'Otomatik Çene Taraması' modu yüksek hassasiyetli bir tarama gerçekleştirmektedir. Bu mod hassasiyet seviyelerinin farklı olduğu ayrı alt modları da ihtiva etmektedir. Hassasiyet derecelerine göre bu alt modlarla, parsiyel model taraması, kapanış kaydı taraması, tam ark taraması gerçekleştirilebilmektedir. 'Serbest Çene Taraması' modu daha az hassasiyet gerektiren taramalarda kullanılmaktadır. Otomatik tarama modu sonrası sağlama taraması olarak da kullanılabilir. Son mod olan 'Kişisel Gündük Taraması' ise modelden ziyade bir veya birden fazla tek gündük taramalarında kullanılan moddur. Proksimal kontakların taranmasında da bu moddan yararlanılabilmektedir. En fazla 4 adet tek gündük taraması gerçekleştirilebilmektedir (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/lab/cad-cam-equipment-dental-lab/scan.html>).

2.4.2.2.3 Kavo

Kavo (Berlin, Almanya) firmasının en güncel laboratuvar tarayıcısı LS 3 cihazıdır (Resim 3). 43 x 38 x 42 cm ebatlarında olup yaklaşık 20 kilogram ağırlığında olan bu cihazda 2.8 MP çözünürlüğe sahip bir kamera yer almaktadır. Üretici firma ISO standartlarına göre cihazın hassasiyetini 4 µm olarak açıklamıştır. Tamamen renkli tarama yapabilen cihaz, tam

ark taramaları yaklaşık 30 saniyede gerçekleştirebilmektedir (<https://www.kavo.com/en-us/cad-cam/kavo-ls-3-scanner-scanners>).

2.4.2.2.4 Degudent

Degudent (Hanau, Almanya) firması daha önceleri sadece bilgisayar destekli üretim yapabilmekteyken Cercon Eye isimli laboratuvar tarayıcısı ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı ile tamamlanmış bir CAD/CAM sistemi haline gelmiştir (Resim 4). Tarama süresi üye başına yirmi saniyeden kısa sürmekte ve cihaz 10 µm hassasiyete sahiptir (Beşir Kalaycı ve Bayındır 2015)



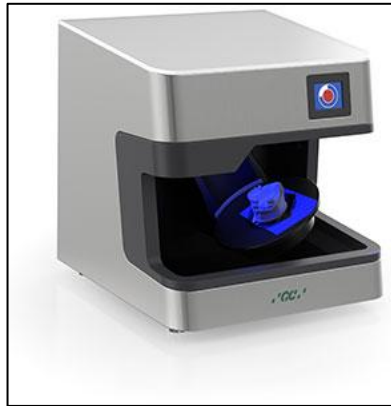
Resim 3: KaVo LS 3 laboratuvar tip tarayıcı



Resim 4: DeguDent Cercon Eye laboratuvar tip tarayıcı

2.4.2.2.5 GC

GC (Tokyo, Japonya) firmasının laboratuvar tarayıcısı olan Aadva modelinde iki adet LED ışıklı kamera yer almaktadır (Resim 5). Taranacak model üzerinde farklı referans noktaları olan hareketli bir tablaya yerleştirilir ve görüntü oluşturulmasında bu noktalardan destek alınır. Işık kaynağı olarak mavi LED kullanan Aadva Lab Scanner, tarama teknolojisi olarak ise triangulasyonu kullanmaktadır. Tek üye taramaları yaklaşık 50 saniye, tam ark taramalar ise yaklaşık 120 saniye sürmektedir (Mandelli vd. 2017)(<https://www.gcotech.eu/dental-professionals/aadva-lab-scan/>).



Resim 5: GC Aadva Lab Scanner

2.4.2.2.6 Dental Wings

Dental Wings firmasının laboratuvar tarayıcıları 3 seri halinde bulunmaktadır. Bunlar; DWOS 3 serisi, 7 serisi ve i serisidir (Resim 6).

DWOS 3 serisi: Renkli görüntü kaydı alabilen bir kameraya sahip olan bu sistemde mavi ışık lazer teknolojisi kullanılmaktadır. Model taraması yapabilen sistemde diş destekli sabit protetik restorasyonlar, implant destekli sabit protetik restorasyonlar, hareketli restorasyonlar, oklüzal splintler ve cerrahi plaklar için taramalar yapılabilmektedir. 12 üyeye kadar restorasyonların model taraması ve tasarımı 8 dakika içinde tamamlanabilmektedir. Verilerini .stl uzantılı görüntü formatında sunan 3 akslı sistemin hassasiyeti 15 µm'dir (DWOS 2017).

DWOS 7 serisi: Renkli görüntü kaydı alabilen iki kameraya sahip olan bu sistemde mavi ışık lazer teknolojisi kullanılmaktadır. Model taraması yapabilen sistemde diş destekli sabit protetik restorasyonlar, implant destekli sabit protetik restorasyonlar, hareketli restorasyonlar, oklüzal splintler ve cerrahi plaklar için taramalar yapılabilmektedir. 30 üyeye kadar restorasyonların model taraması ve tasarımı 13 dakika içinde tamamlanabilmektedir. Verilerini .stl uzantılı görüntü formatında sunan 5 akslı sistemin hassasiyeti 15 µm'dir. Ayrıca bu sistem bünyesinde Sam SE artikülatör bulundurmaktadır (DWOS 2017).

DWOS i serisi: Renkli görüntü kaydı alabilen iki kameraya sahip olan bu sistemde mavi ışık lazer teknolojisi kullanılmaktadır. Model taraması yapabilen sistemde diş destekli sabit protetik restorasyonlar, implant destekli sabit protetik restorasyonlar, hareketli restorasyonlar, oklüzal splintler ve cerrahi plaklar için taramalar yapılabilmektedir. Verilerini .stl uzantılı görüntü formatında sunan 5 akslı sistemin hassasiyeti 15 µm'dir (DWOS 2017).



Resim 6: Soldan sağa sırası ile Dental Wings 3 serisi, 7 serisi ve i serisi laboratuvar tip tarayıcılar

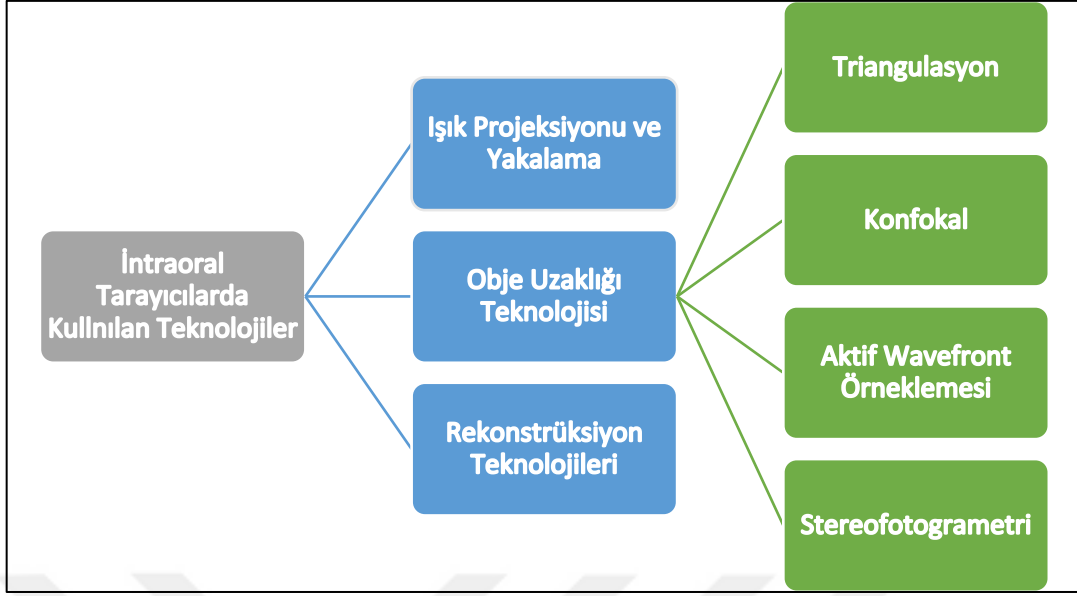
2.4.2.3 Diş Hekimliğinde Direkt Dijital Ölçü

Dijital ölçüde direkt yöntem intraoral tarayıcıların kullanımı ile ağız içinden senkronik optik ölçü alınması işlemidir. Operatör hastadan ölçü alımı sırasında ilgili monitörden oluşan dijital modeli inceleyebilmektedir (Brown 2012; Palin ve Burke 2005).

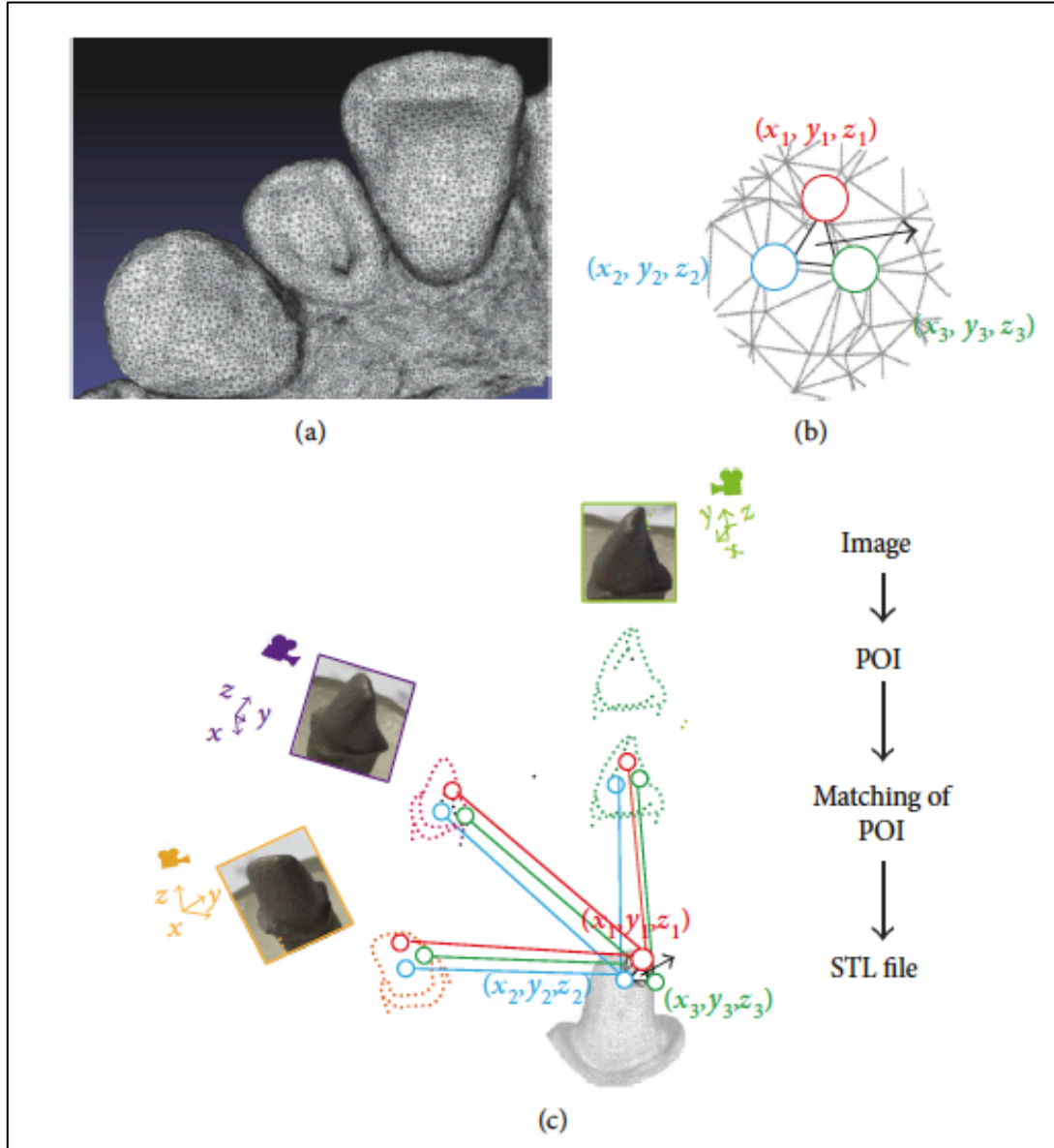
2.4.2.4 İntraoral Tarayıcılarda Kullanılan Teknolojiler

İntraoral tarayıcılar; donanım (elde taşınabilen bir kamera), bir bilgisayar ve bir yazılımdan oluşan medikal bir cihazdır. Tarayıcının amacı bir objenin üç boyutlu geometrisini doğru bir şekilde kaydetmektir. Çoğunlukla kullanılan dosya formatları açık STL (Standard Tessellation Language) veya kilitli STL-benzeri'dir (Şekil 4a). Bu format türü endüstriyel alanlarda en sık kullanılan format türüdür ve yüzeylerin, belirlenen üç nokta ve bir yüzeyle oluşturulan üçgenler vasıtasıyla 'triangulasyon'una dayalıdır (Şekil 4b). Ancak Polygon File Format, PLY files gibi diğer formatlar renk, translüensite veya dental dokuların özelliklerini kaydetmek için geliştirilmişlerdir. Ağıziçi tarayıcının kullandığı teknolojiden bağımsız olarak, tüm kameralarda POI tanındıktan sonra (ilgi noktaları) tek tek görüntülerin veya videoların yazılım tarafından derlenmesi gerekmektedir (Richert vd. 2017).

Her noktanın ilk iki koordinat (x,y) imaj üstünde değerlendirilir ve sonrasında üçüncü koordinat (z) kameraların obje uzaklığına bağlı olarak hesaplanır(Şekil 4c).



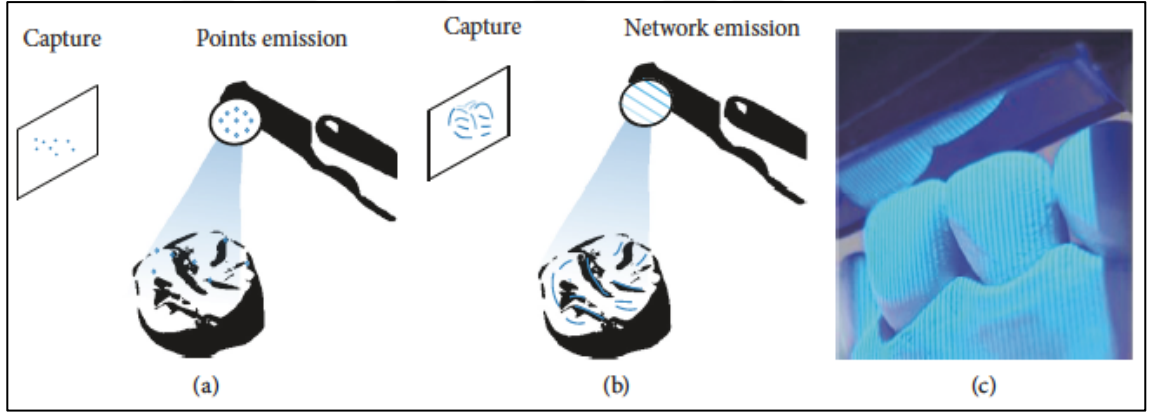
Şekil 3: İntraoral Tarayıcılarda Kullanılan Teknolojiler



Şekil 4: İntraoral tarayıcıdan elde edilen STL dosyalarının üretimi. (a) STL formatının bir örneği. (b) STL dosyasındaki her triangulayon belli koordinatlara sahip üç nokta ve bir yüzeyden oluşur. (c) Rekonstrüksiyon teknolojinin şematik sunumu: Her resim analiz edilmiş, yazılım tarafından ilgili noktaları (POI: points of interest) seçilmiştir. Farklı imajlar arasındaki benzerlik hesaplamasından sonra çıkışan POI'ler eşleştirilir ve koordinatlara sahip üçgenler projeksiyon matrisi tarafından oluşturulur.

2.4.2.4.1 Işıık Projeksiyonu ve Yakalanma

Üç boyutlu rekonstrüksiyon alanında, aktif ve pasif teknolojiler arasında açık bir fark mevcuttur. Pasif teknikler, ağızıçi dokuları aydınlatmak için sadece ortam aydınlatmasını kullanır ve bir nesnenin belirli bir doku düzeyine bağımlıdır. Aktif teknikler ise, kameradan rekonstrüksiyon için dokuların gerçek dokusuna ve rengine daha az bağımlı olan nesneye yansıtılan beyaz, kırmızı veya mavi yapılandırılmış ışıkları kullanır. Aktif tekniklerde, bir cisme aydınlık bir nokta yansıtılır ve cisme olan mesafe üçgenleme ile hesaplanır (Şekil 5a). Alternatif ise, çizgi veya kafes projeksiyonları gibi hafif desen projeksiyonudur (Şekil 5b ve Şekil 5c). Yüzey rekonstrüksiyonu bir görüntü derlemesi ile gerçekleştirilebilir, sürekli bir veri akışında saniyede birkaç görüntü alabilen bir video veya dalga analizi buna örnektir (Richert vd. 2017).

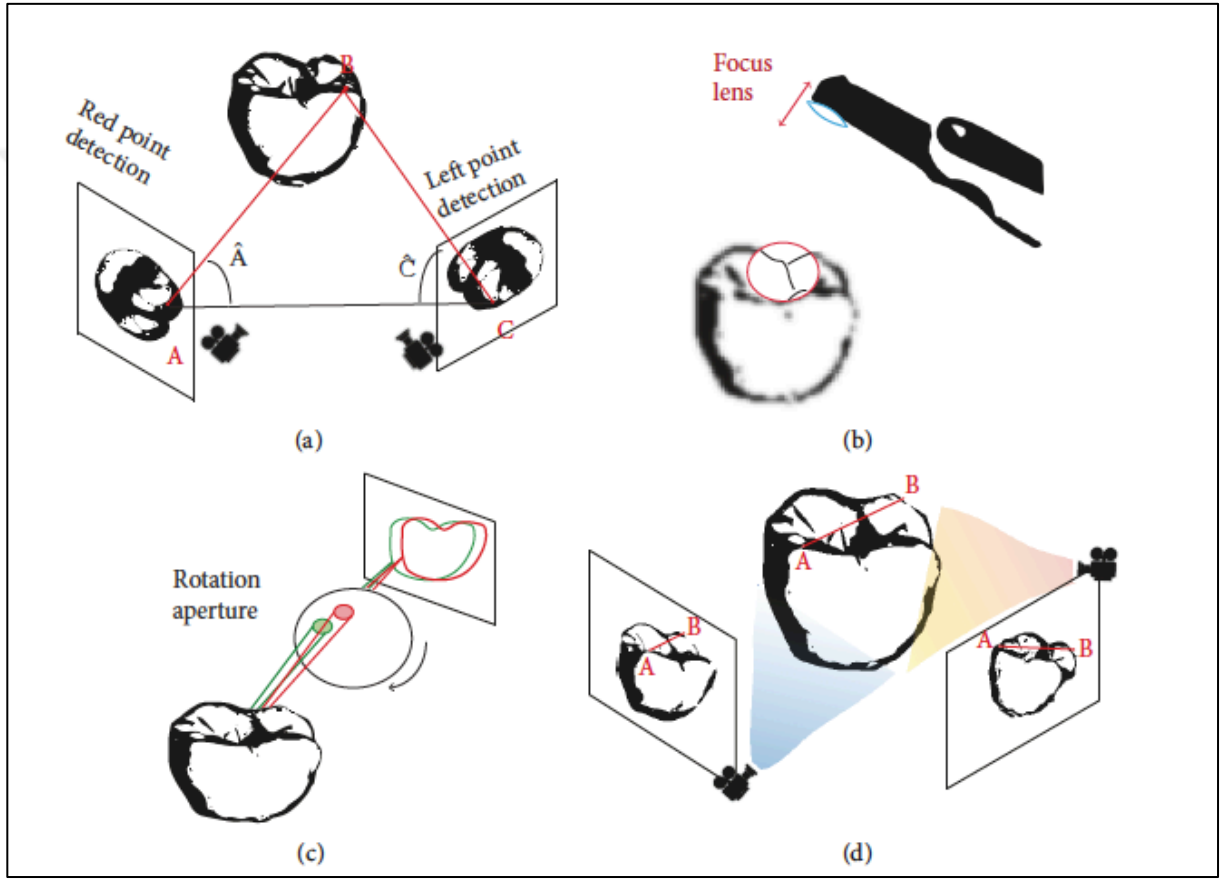


Şekil 5: Işıık doğası. (a)Noktaların projeksiyonu. (b) Ağ izdüşümü. (c) Tarayıcı tarafından oluşturulan ağ izdüşümü.

2.4.2.4.2 Obje Uzaklığı Teknolojileri

2.4.2.4.2.1 Triangulasyon

Triangulasyon, bir üçgenin bir noktasının (nesne) konumunun, iki bakış açısının konumlarının ve açıların bilinerek hesaplanabileceği ilkesine dayanır(Şekil 6a). Bu iki bakış açısı iki dedektör tarafından sağlanır, bir prizma kullanan tek bir dedektör tarafından üretilebilir veya iki farklı anda yakalanabilir.



Şekil 6: Obje mesafesinin kararlaştırılması. (a) Triangulasyon: BC mesafesi $BC = AC \times \sin \hat{A} / \sin (\hat{A} + C)$ formülü ile hesaplanabilmektedir. (b) Konfokal: Nesneye olan uzaklık, odak mesafesine göre belirlenir. (c) AWS bir kamera ve optik eksen etrafında dairesel bir yolda hareket eden ve ilgi noktalarında rotasyon sağlayan bir eksen dışına ihtiyaç duyar. (d) Stereofotogrametri, çok sayıda resmi algoritma analiz ederek dosya üreten bir teknolojidir.

2.4.2.4.2.2 Konfokal

Konfokal görüntüleme, seçilen derinliklerden odaklanmış ve odaklanmamış görüntülerin elde edilmesine dayanan bir tekniktir (Şekil 6b). Bu teknoloji, objektifin odak uzaklığı ile ilişkili nesneye olan mesafeyi çıkarmak için görüntünün keskinliğini tespit edebilir. Bir diğ, farklı odaklarda ve diyafram değerlerinde ve nesnenin etrafındaki farklı açılardan alınan ardışık görüntülerle yeniden oluşturulabilir. Netlik alanı, hareket bulanıklığı oluşturabilen operatörün el becerisi ile doğrudan ilgilidir ve bu teknik aynı zamanda klinik uygulamada zorluklara yol açabilecek büyük optikler gerektirir(Richert vd. 2017).

2.4.2.4.2.3 AWS (Aktif Wavefront Örnekleme)

AWS, bir kamera ve bir eksen dışı diyafram modülü gerektiren bir yüzey görüntüleme tekniğidir. Modül dairesel bir yolda optik eksen etrafında hareket eder ve bir POI'lerin rotasyonu oluşur (Şekil 6c). Mesafe ve derinlik bilgisi daha sonra her bir nokta tarafından üretilen modelden türetilir ve hesaplanır(Richert vd. 2017).

2.4.2.4.2.4 Stereofotogrametri

Stereofotogrametri tüm koordinatları (x, y ve z) yalnızca görüntülerin algoritmik bir analizi ile tahmin eder (Şekil 6d). Bu yaklaşım, aktif projeksiyon ve donanımdan ziyade pasif ışık projeksiyonuna ve yazılıma dayandığından, kamera nispeten küçüktür, kullanımı daha kolaydır ve üretimi daha ucuzdur (Richert vd. 2017).

2.4.2.4.3 Rekonstrüksiyon Teknolojileri

3D sayısal model oluşturma en büyük zorluklarından biri, farklı açılardan alınan POI'lerin eşleştirilmesidir. Farklı resimler arasındaki mesafeler, kameraya entegre edilmiş bir ivmeölçer kullanılarak hesaplanabilir, ancak görüntünün bakış açısını belirlemek için benzerlik hesaplaması daha sık kullanılır. Algoritmalar kullanarak benzerlik hesaplaması, farklı görüntülerde çakışan POI'leri tanımlar. Bu POI'ler, güçlü eğrilikler, fiziksel sınırlar veya gri yoğunluk farklılıkları gibi geçiş alanlarının algılanmasıyla bulunabilir. Daha sonra, döndürme veya homoteti gibi tüm görüntüler arasındaki benzerliği değerlendirmek için bir dönüşüm matrisi hesaplanır. Gürültüyü azaltmak için uç noktalar istatistiksel olarak da ortadan

kaldırılabilir. Her koordinat (x, y ve z) yansıtma matrisinden çıkarılır ve daha sonra bir dosya oluşturulur(Richert vd. 2017).

2.4.2.5 Ağız İçi Tarayıcıların Klinik Kullanımları

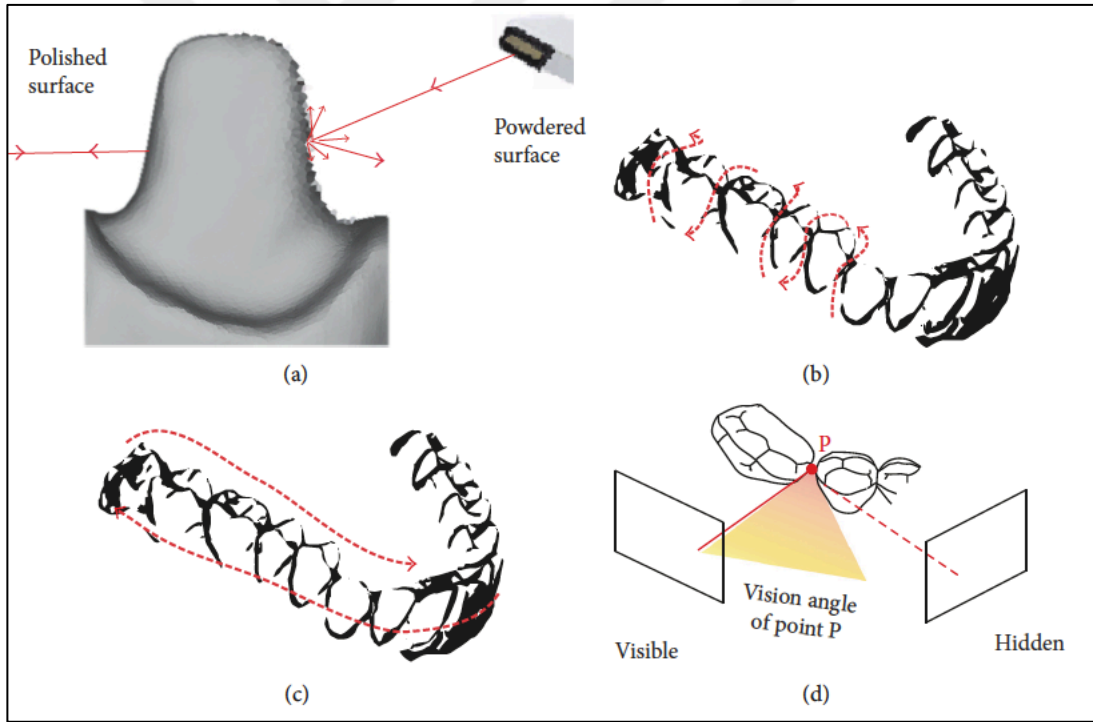
2.4.2.5.1 Kullanım ve Öğrenme

Yapılan son çalışmalar dijital ölçü tekniğinin konvansiyonel ölçü tekniğine göre daha rahat ve hızlı olduğunu göstermiştir(Burhardt vd. 2016; Gjelvold vd. 2016; Patzelt, Emmanouilidi, vd. 2014b; Yuzbasioglu vd. 2014). Lee ve Gallucci ikinci sınıftaki diş hekimliği öğrencileri üzerinde yaptığı çalışmada konfokal teknolojinin kullanıldığı implant ölçüsünün konvansiyonel implant ölçüsünden, hazırlanma ve yeniden gerçekleştirme süresinin kısalığına bağlı olarak, daha verimli bir teknik olduğunu bildirmiştir(S. J. Lee ve Gallucci 2013) Farklı iki çalışmada da intraoral tarayıcı kullanımı anlamlı derecede konvansiyonel ölçüye tercih edilmiştir(Joda ve Brägger 2016).

Her tarayıcı içinde spesifik bir teknoloji barındırır ve bu tarayıcı başının boyutunu ve ağırlığını etkiler. Örneğin, konfokal veya AWS gibi teknolojiler temel olarak hacimli bileşenler gerektiren donanıma dayanır. Bununla birlikte, aynı teknolojiyi kullanan IOS arasında klinik farklılıklar bildirilmiştir; katılımcıların her ikisi de konfokal teknolojiye dayalı olmalarına rağmen Trios'un iTero yerine kullanımını tercih ettikleri bildirilmektedir(Yuzbasioglu vd. 2014). Bu durum, operatörlerin her IOS'un ergonomisini ve yazılımını tanımasıyla ilgilidir ve öğrenme eğrisi başlangıçta yavaş olabilir. Bir çalışmada, konfokal teknoloji ile iki IOS kullanarak ilk tarama ve tekrarlanan taramalar arasındaki deneyim eğrileri karşılaştırıldı. Her iki tarayıcı için eğitim ile tarama süresi azalmasına rağmen, Trios için ortalama tarama süresinin her zaman iTero için olandan daha kısa olduğu bulunmuştur(J. Kim vd. 2016). Ek olarak, yazılım, kullanılan teknoloji ve tarama yolu, net bir belirleme faktörü olmadan 4 ila 15 dakika arasında olduğu bildirilen dijital kullanım süresini etkilemiştir (Taneva, Kusnoto, ve Evans 2015).

2.4.2.5.2 Pudralama

Dental dokular, mine kristalleri veya cilalı yüzeyler gibi birçok yansıtıcı yüzey içerir. Bu yüzeyler ilgili noktaların (POI) eşlenmesini engeller. Bunu önlemek için pratisyenler ışık diffüzyonunu arttırmak adına kameranın oryantasyonunu değiştirebilmektedirler (Şekil 7a). Bu zorluğun üstesinden gelmenin bir diğer yolu ise sistemlerin polarize filtreye sahip kameralar kullanmasıdır (Burgner vd. 2013). Diğer tarayıcılar için 20–40µm pudra kaplaması, dijitalizasyon aşamasındaki yansımaların azaltılmasında tercih edilir (Şekil 7a). Teorik olarak pudra kalınlığı operatörler arasında değişkenlik gösterebilmekte ve dijital dosya doğruluğunu azaltabilmektedir ancak ağız içi tarayıcı ortalama bir kalınlığı dikkate alabilmektedir (Da Costa vd. 2010).



Şekil 7: Tarama stratejileri. (a) Prepere diş yüzeyi mine dokusudan veya cilalama işleminden dolayı yansıtıcı bir yüzeydir. Pudralama ışık diffüzyonunu arttırarak yansımayı engeller. (b) Tek yönlü tarama (oklüzal, vestibular ve lingual yüzeylerde ‘s’ kıvrımı). (c) Oklüzal-palatal yüzeyleri takiben bukkal yüzeyde lineer hareket. (d) Tarama stratejisi uygun değilse saklı kalan proksimal alanlar.

Pudralamanın kullanıldığı parsiyel dijital ölçülerin doğruluğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir(Hack ve Patzelt 2015; Patzelt, Lamprinos, vd. 2014). Buna rağmen pudranın hastalar için rahatsız edici olabilmesi ve tarama sırasında mevcut pudranın tükürük ile kontamine olmasına bağlı ağız temizliğinin ve yeniden pudralamanın gerekmesi bildirilmiştir(Joda ve Brägger 2016). Bunun yanısıra, tam çene taramalarında anlık tüm dişler üzerinde pudranın varlığını sağlamanın zorluğundan dolayı pudrasız sistemler önerilmektedir. Sonuç olarak, pudra varlığı hastalar için pek rahat değildir ve literatürde pudralamanın tarama doğruluğuna etkisi net bir şekilde ortaya koyulamamıştır (Richert vd. 2017).

2.4.2.5.3 Tarama Tekniği

Tarama tekniği, intraoral tarayıcının sanal modelin doğruluğunu artırmak için belirli bir harekete göre kullanılması anlamına gelir. Son çalışmalar, konfokal tarayıcılar kullanılarak, tarama yolunun yakalanan verilerin doğruluğu üzerindeki etkisini in vivo ve in vitro göstermiştir(Müller vd. 2016). Taranan nesne, nesnenin etrafında en uygun alanı tanımlamak için edinim alanının ortasına yerleştirilmelidir. Uygulayıcılar ayrıca, her zaman sabit bir mesafeyi koruyan ve kayıt sırasında diş merkezlenmiş akıcı bir hareketi sürdürmelidir. Kamera, tarayıcılara ve teknolojilere bağlı olarak taranan yüzeyin 5 ila 30 mm arasında tutulmalıdır(Logozzo, Kilpelä, vd. 2014; Logozzo, Zanetti, vd. 2014; Zimmermann vd. 2015). Ancak bu tutuş, anterior ve posterior bölgeler arası geçiş gibi cihaz ekseninin değiştiği durumlarda kısmen zor olmaktadır. Kolaylaştırıcı olarak bazı üreticiler doğru mesafenin temini ve çevre dokuların kamera görüş açısı dışında bırakılması adına rehber ürünler sunmaktadırlar (Richert vd. 2017).

Konfokal teknolojiyi kullanan ağız içi tarayıcılar için, tüm alanın taranılmasının istendiği durumlarda üreticiler tarafından farklı stratejiler tanımlanmıştır. Bu stratejilerden biri tüm oklüzal-palatal yüzeyler üzerinde ve daha sonra bukkal yüzeylerin takibi ile devam edecek lineer harekettir (Şekil 7c). Bir diğer strateji ise her dişin vestibüler, oklüzal ve lingual yüzeylerinde ‘S’ şeklinde bir süpürme hareketinin yapılmasıdır(Müller vd. 2016);(van der Meer vd. 2012)(Şekil 7b).

Bu strateji, görüntü yakalanmasını başlangıç pozisyonunda bitirerek uzaysal distorsiyon oluşumunu sınırlamaktadır ve tek yönlü hataları engeller ancak interproksimal alanların vestibüler bölgelerinin doğrusal ve dalgalı hareketlerinde kesin sonuçlar vermeyebilir. Bu durum klinisyenlerin interproksimal alan, prepere dış, yüksek kurvatürlü santral kesici, kanin çevresi axis değişimi gibi zor alanlarda kendi klinik protokollerine adapte olmayı yöneltmiştir. Bunun yanı sıra anterior mandibular bölge gibi, aşağı eğimli bölgelerde sıklıkla görüntü işleyişi ile ilgili sıkıntılar gözlenmektedir. Bu sınırlama, ağız içi tarayıcıların takibinin ve yazılımının artan önemini altını çizmektedir (Reich vd. 2015).

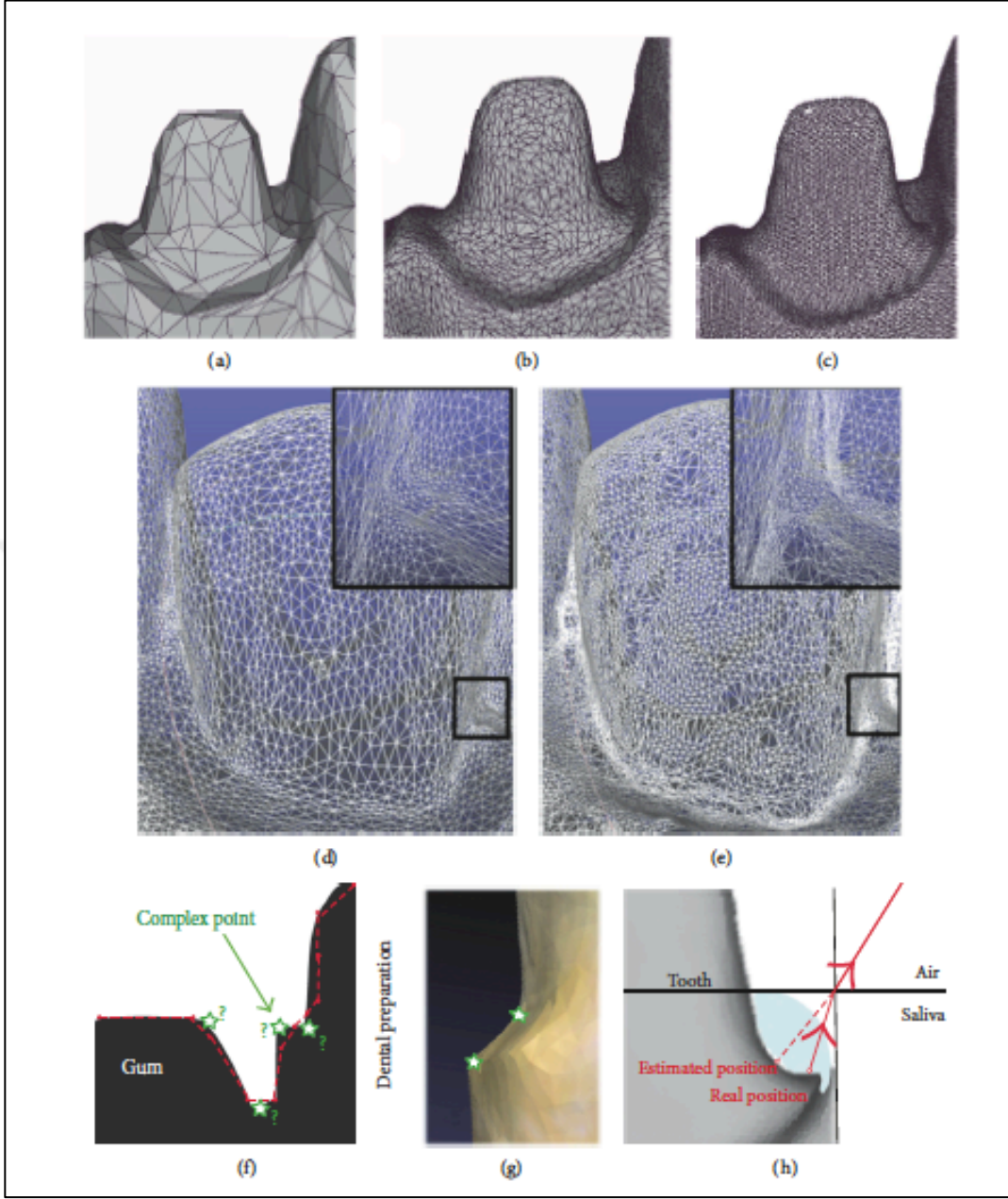
2.4.2.5.4 Tarama Takibi ve Yazılım

Bazen ölçü alımı sırasında, tarayıcının objeye olan mesafesinin veya tarama tekniğinin istenilen şekilde olmadığı durumlarda -tarama hareketlerinin çok hızlı veya ağır olması- tarama takibi bozulabilir ve yazılım istikrarsız hale gelebilir. Tarama stratejisi tarama takibinin kaybolduğu durumlarda yazılımın başlangıçta yeterli veriye sahip olabilmesi adına posterior dişlerin oklüzal yüzeyleri gibi kolay bölgelerden başlamalıdır (Richert vd. 2017).

Günümüzde üreticiler tarama takibinin kaybedildiği durumlarda taranan objenin başlangıçta kaydedilmiş geometrisinin tanınması üzerine farklı stratejiler ve algoritmalar geliştirmektedirler. Bu sebeple pratisyenler önemli alanları sabit kalmadan, yeterli veriyi yakalayacak şekilde yeniden taramalıdır. İkinci bir tarama önceki POİ'nin eşleşmesine imkan vermekle yazılımın eksik bölgeyi tamamlamasını sağlayacaktır (Zhihong vd. 2013). POİ'lerin yeniden eşleşmesi, POİ sayısını azaltan ve yazılımın sürecini karmaşık bir hale getiren kompleks obje geometrisinden direkt olarak etkilenmektedir. Buna örnek olarak objenin yüksek kurvatürü veya birçok saklı yüzeyinin mevcudiyeti gösterilebilmektedir (Tzou vd. 2014; Yuan vd. 2010)(Şekil 7d).

2.4.2.5.5 Örgü Kalitesi

Ağız içi tarayıcı yazılımı çeşitli yoğunlukta ağ dosyası üretebilmektedir (Şekil 8a, b, c). Ancak tüm diş için yüksek ağ doğruluğu yüksek bilgi işlem süresi ile ilgili değildir. Bazı dosyalar keser dişlerin vestibüler yüzleri gibi düz alanlarda rutin bir ağ içerirken, kesici kenar veya gingival sulkus gibi yüksek kurvatürlü alanlarda ise daha yoğun ağ yeralır (Şekil 8d, e). Ortaya çıkış profilini tam olarak takip etmek için çok sayıda üçgen gereklidir, düşük sayıdaki üçgen mevcudiyeti marjinallerin otomatik olarak yazılımsal düzleştirilmesine yol açabilir (Şekil 8f, g). Ağız içi tarama sırasında en büyük zorluk hastanın stabilizasyonudur. Hasta hareketi, dil ve çene gibi periferik dokuların yanlışlıkla taranması ile sonuçlanabilmektedir (Taneva, Kusnoto, ve Evans 2015). Benzer olarak kan, tükürük veya gingival sıvı mevcudiyeti görüntülemeyi yanıltabilmektedir (Auberton vd. 2013). Taranan alana yakın bölgedeki bir su tabakası, marjin ölçüsünün yanlış olmasına sebep olabilir (Şekil 8h). En güncel ağız içi arayıcılar ayrıca renk ve doku ayrımı özelliğine sahip olmakta, klinik algının artmasında rol almaktadır (Richert vd. 2017).



Şekil 8: Ağ kalitesi. STL dosyalarının ağ yoğunluklarına göre karşılaştırılması. (a) Düşük yoğunluk. (b) Orta yoğunluk. (c) Yüksek yoğunluk. (d) Diş yüzeyinde yer alan çok sayıda üçgenler. (e) Gingival sulkusta daha yoğun ağ yapısı. (f) Prepere dişte mevcut olan taranması zor olan alanlar. (g) Taranması zor alanların CAD-CAM yazılımında pürüzsüzleştirilmesi. (h) Tükürük ya da su tabakasının marjin ölçüsünde hata yaratıp, ağ kalitesini düşürmesi.

Ancak, oluşan dosyanın cihaz ara yüzündeki görüntüsü, taramanın doğruluğu hakkında sıklıkla yanıltıcı olur. Bunun nedeni yazılımsal gölgelendiriciler ve görüntüyü pürüzsüzleştirme

algoritmalarıdır. Hassasiyet ve doğruluk hakkında kapsamlı bir çalışma, güncel tarayıcıların doğruluğunu değerlendirmede daha amaca uygun görünmektedir (Richert vd. 2017).

2.4.2.5.6 Tarayıcı Teknolojilerinin Doğrulukları

2.4.2.5.6.1 Ağız İçi Tarayıcılarda Doğruluğun Tanımı

ISO 5725 standartlarına göre *Accuracy* iki ölçüm metodu ile tanımlanır: *Trueness* ve *Precision* (Ender ve Mehl 2013; Menditto, Patriarca, ve Magnusson 2007). *Trueness*, çok sayıda test sonucunun aritmetik ortalaması ile gerçek veya kabul edilen referans değeri arasındaki uyumun yakınlığını ifade eder. *Precision*, test sonuçları arasındaki uyuşmanın yakınlığı anlamına gelir. Operatör, kullanılan ekipman ve kalibrasyon, ölçümler arasında geçen süre ve çevre (sıcaklık, nem vb.) gibi hususlara bağlı olduğundan, ölçüm yöntemi tarayıcılar için bildirilen doğruluk ve hassasiyet değişkenliğine katkıda bulunur. Bununla birlikte, IOS için kesinlik ve gerçekliği hesaplama yöntemleri, kullanılan referansların kalitesi ve kullanılan ölçüm tekniği nedeniyle sınırlıdır. Örneğin, günümüzde, in vitro, plaster modelden extraoral teknoloji kullanılarak elde edilen tarama referans olarak kabul görmektedir, ancak bu sonuçları in vivo dosyalar ile karşılaştırmak zordur çünkü kıyaslanan taraflardan biri fizikokimyasal bir ölçü aşamasını da içinde bulundurur (Jeong vd. 2016). Bunun haricinde bazı çalışmalar plaster modelden elde edilen STL dosyaları ile ağız içi tarayıcı kullanılarak manuel elde edilen STL dosyaları kıyaslarken, farklı çalışmalar iki farklı dosyayı hizalama algoritmaları ile aralarındaki mesafeyi hesaplamıştır (Ender ve Mehl 2014; Flügge vd. 2016). Bu örneğe baktığımızda, ilk stratejinin ölçümü yüksek derecede operatöre bağlı iken, algoritmaya bağlı ölçümde operatörün manipülasyonu sadece dil, yanak, dudak gibi hizalamayı bozabilecek çevre dokuların odak dışına çıkarılmasında gerekmektedir. Sonuç olarak, tarayıcı doğruluğunun kıyaslanabilir stratejiler ile standardize edilebilmesi için yeni gelişmeler ve çalışmalar gerekmektedir (Ender ve Mehl 2013).

2.4.2.5.6.2 İntraoral Tarayıcılardan Elde Edilen Dosyanın Trueness ve Precision Değeri

Bir çok in vivo ve in vitro çalışma günümüz tarayıcıların klinik olarak makul precision ve trueness değerinin olduğunu göstermiştir (Ahlholm vd. 2018; Ender, Attin, ve Mehl 2016; Gjølvd vd. 2016; Jacob, Wyatt, ve Buschang 2015; Ting-shu ve Jian 2015; Vecsei vd. 2016).

Örneğin Ender ve arkadaşları parsiyel dijital taramaları konvansiyonel ölçüyle kıyasladığında farklı ağız içi tarayıcı sistemlerinde ortalama truness değerini 20 ila 48 µm ve presicion değerini ise 4 ila 16 µm arasında bulmuştur(Ender, Attin, ve Mehl 2016). Bu çalışmaların sonucuna göre güncel ağız içi tarayıcılar klinik açıdan standart prosedürlere uygundur ve en azından konvansiyonel ölçü alımı ile yakın accuracy değerlerine sahiptir(Ahlholm vd. 2018; Reich vd. 2015; Ting-shu ve Jian 2015) Ancak özellikle triangulasyon, konfokal veya AWS teknolojisi kullanan cihazlardan alınan vivo tam ark ölçülerinde distorsiyon mevcudiyeti belirtilmiştir(Ender, Attin, ve Mehl 2016; Gan, Xiong, ve Jiao 2016; Rhee vd. 2015).

2.4.2.5.6.3 İntermaksiller İlişki kaydı

Diş hekimleri hastaları için protetik çözümler sunarken intermaksiller ilişki kaydına ihtiyaç duyar. Bu klinik adımda kapanış kayıt materyallerine bağlı hatalarla karşılaşmak çok olağandır. Dijital ölçüde ise kayıt için sadece hastanın oklüzyonda iken vestibüler yüzey kaydı gerekmektedir(Solaberrieta, Garmendia, vd. 2016). Daha sonra maksiller ve mandibular arklar eşleştirme süreci ile hizalanır. Bu kompleks algoritma farklı düzlemlerde pozisyonlanan çakışan bölgelere ihtiyaç duyar. Güncel bir çalışma göstermiştir ki yazılımsal hizalama için sadece bir sağ ve bir sol lateral kayıt (en az 12x15mm boyutlarında) yeterli olmaktadır(Solaberrieta, Arias, vd. 2016; Solaberrieta, Garmendia, vd. 2016).

Literatürün incelendiğinde, ağız içi tarayıcıların teknolojisinden bağımsız klinik rutin işleri için uygun olduğu belirtilmiştir. Her teknoloji uygulayıcının beklentileri ve ihtiyaçları bağlamında değerlendirilmelidir. Ağız içi tarayıcılarının teknolojilerinin kavranması pratisyenin ölçü alımı sırasında başarılı bir strateji izlemesi açısından kritiktir. Ancak standardizasyon ve karşılaştırılabilir çalışma eksikliğinden dolayı tek bir başarılı tarama paterninden, tarayıcı modelinden veya teknolojisinden bahsetmek mümkün değildir(Richert vd. 2017).

2.4.2.6. Direkt Taramanın Kullanıldığı Güncel Sistemler

2.4.2.6.1 Lava C.O.S Sistemi

Lava C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner, 3M ESPE, Seefeld, Germany), 2006 senesinde geliştirilen ve 2008 senesinde pazara sunulan bir direkt tarayıcıdır (Resim 7). Çalışma prensibi ‘Aktif Dalga Boyu Örnekleme (AWS)’ teknolojisine dayanır. Cihazda bulunan üç adet sensör ile farklı açılardan eşzamanlı görüntülerin alınması mümkündür ve firmanın geliştirdiği yazılımsal algoritma, yüzey görüntülerinin odak içi ve odak dışı veriler ile oluşturulmasını sağlar(3M ESPE 2009).



Resim 7: 3M ESPE Lava C.O.S sistem ünitesi ve tarama başlığı

Cihaz ile elde edilen her taramada 10.000’den fazla veri noktası bulunur ve bu taramalarda saniyede 20 adet üç boyutlu veri kümesi yakalanabilir. Bu değerler bu sistemle yapılan taramaların 24 milyon veri noktası (veya 2400 veri kümesi) ile hassas bir sonuç verdiğini gösterir(Syrek vd. 2010). Lava C.O.S. sisteminde kamera 10x13,5 mm görüntü alanına sahiptir. Ölçümlerinde derinlik seviyesi 5-15 mm olup, 20 hz ile video çekimi gerçekleştirebilir. Sistemin 22 ayrı lens mevcut olup, 192 tane mavi ışık yayan diyot (LED) hücresi yer alır(Logozzo vd. 2011).

Lava C.O.S. sisteminde diş yüzeyine toz sprey uygulaması taramadan önce uygulanmalıdır. Spreyin püskürtülmesinden önce ağzın çalkalanması ve hava ile kurutulması homojen bir tabaka oluşturmak açısından faydalıdır (NS Birnbaum 2008).

2.4.2.6.2 iTero Sistemi

2007 senesinde Cadent Inc (Carstadt, NJ) tarafından piyasaya sürülmüştür. iTero sisteminin kullandığı görüntüleme teknolojisi 'Paralel Konfokal Görüntüleme'dir. Optik ve lazer taramalarla ağız içi yüzey ve konturlar yakalanır. Taramalar sırasında mevcut diş yapıları 300 odak derinliğinde toplam 100 bin nokta lazer ışığıyla taranabilmektedir. Bu değerler taranan nesnenin kamera tarafından hassas verilerin alınmasına olanak sağlayarak odak derinlik görüntüleri 50 µm seviyesinde ayrılır(Kachalia ve Geissberger 2010). iTero sisteminde taramadan önce taranacak alanın toz sprey ile kaplanması şart değildir(Galhano, Pellizzer, ve Mazaro 2012). Sistem içeriğinde ana bilgisayar, fare, klayve, ekran ve tarayıcı yer almakta olup, ışık kaynağı ise kırmızı lazerdir. Kırmızı lazer ışık demeti bir takım odaklama merceğini aşarak probun yüzeyinden hedef nesneye ulaşır. Gelen ışık demetinin kontrollü bir yol izlemesi, geçirildiği aralığın dar olması ile sağlanmaktadır. Odaklayıcı mercekler proba doğru belli bir açı ve pozisyonda duran fokal yüzeylerden oluşmaktadır. Bu yüzeylerin pozisyon değişiklikleri tarayıcı kol içerisindeki dahili motor tarafından sağlanmaktadır(Henkel 2007; Logozzo vd. 2011; Logozzo, Kilpelä, vd. 2014) Tarama öncesi titanyum dioksit ve benzeri sprey uygulamasının olmaması avantaj olmakla birlikte bu durum tarayıcı kol içerisinde fazladan bir düzeneğin yer almasını şart koşturmaktadır. Bahsedilen yapıların bir arada bulunması sistemin tarayıcı kamera ebatlarının diğer sistemlere kıyasla daha büyük olmasına sebep olmaktadır (Cincioğlu 2018).

iTero kron, köprü, laminate veneeri ortodontik aligner, ortodontik retainer ve implant destekli protez yapımında kullanılabilmektedir. Yazılımsal açıdan açık bir sisteme sahiptir. Verilerini .stl formatı ile başka CAD/CAM sistemlerine aktarmak mümkündür(Galhano, Pellizzer, ve Mazaro 2012).

Firmanın en güncel modeli Element 5D cihazıdır. Yaklaşık 500 gram ağırlığında olup, tarayıcı ucu öne doğru eğimli bir tasarıma sahiptir. Cihazın sahip olduğu özgün 'Invisalign

Sonuç Simülatorü' sayesinde hastaların olası tedavi sonuçlarını görebilmesi, Element 5D cihazını ortodontik tedaviler için en iyi tarayıcılardan biri haline getirmektedir (Resim 8)(Dr Hamid Al-Hassiny 2019)



Resim 8: iTero Element 5D ağız içi tarayıcı. Sırasıyla dahili ve harici bilgisayar ile kullanımı.

2.4.2.6.3 Trios Sistemi

2011 senesinde, 3SHAPE (Copenhagen, Denmark) tarafından pazara sunulmuştur. İlk çıkan model siyah-beyazdı. Renkli model üretebilen sistemin çıkışı 2013 yılı olmakla birlikte sistem hızlı optik kesit alma ve konfokal mikroskopi prensibi ile çalışmaktadır. Sistem, hedef nesne ve tarayıcı arasındaki pozisyon ilişkisini korurken, bir dizi odak düzlemi konumu boyunca desenin odağı düzlemindeki değişimleri tanır. Tarayıcı hızı saniyede üç bin görüntüdür. Elde edilen görüntüler analiz edilerek, sistem tarafından diş ve dişetinin renk konfigürasyonu yansıtılacak şekilde anlık dijital bir model oluşturulur. Toz sprey uygulaması gerektirmeyen bir sistemdir. Yapısında bulunan telesentrik lens sayesinde kayan odak düzlemi ile görüntü oluşturulurken düşük seviyede bozulma görülmektedir(Logozzo vd. 2011). Cihaz

kamerası içerisinde otomatik buğu önleyici mekanizma yer alır(Hansen ve Clausen 2013). Trios sisteminde tarayıcı ucunun otokavla steril edilebilmesi enfeksiyon kontrolünün sağlanmasında yardımcı olmaktadır (<https://www.3shape.com/en/scanners/trios>).

Trios sistemlerinde dijital model görüntüsü tarama ile eş zamanlı oluşmaktadır. Böylece pratisyen, tarama yapılan alanı aynı zamanda ekrandan takip edebilmektedir. Tarama ile elde edilen dijital model görüntüsü büyütülebilir, döndürülebilir veya trimlenebilir(Kostiukova, Riakhovskiı, ve Ukhanov 2014). Sistem mevcut olan restoratif materyallerin büyük bir kısmını desteklemektedir. Diş rengi ve vaka fotoğrafları gibi kayıtlar ilgili laboratuvar ile paylaşılabilir(TRIOS 2020).

Trios sistemi ile kron, köprü, laminate veneer, inlay, onlay, hareketli bölümlü protez, geçici restorasyon, diagnostik mumlama, post-core, implant dayanağı ve ortodontik alignerlar gibi geniş bir yelpazeye sahip tedavi seçenekleri hastalara sunulabilmektedir (<https://www.3shape.com/en/scanners/trios>).

Güncel modelleri Trios 3 ve Trios 4'tür (Resim 9). 373 gr ağırlığında olan Trios 3 ağız içi tarayıcısı, LED ışık kaynağı kullanmakta olup, veri çıktısını .ply, .dcm ve .stl formatında verebilmektedir (<https://www.3shape.com/en/scanners/trios>).

Trios 4'te ise Trios 3'ten farklı olarak arttırılmış batarya süresi, floresan teknolojisi kullanan çürük detektörünün mevcudiyeti ve özellikle ortodontik tedavi sırasında hastanın ark yapısındaki değişiklikleri gösteren yazılımlar yer almaktadır(TRIOS 2020). IDS 2019 raporuna göre tam ark taraması yaklaşık 25 saniye sürmüştür(Dr Hamid Al-Hassiny 2019).



Resim 9: Soldan sağa sırası ile 3Shape Trios 3 ve 4 cihazları

2.4.2.6.4 CEREC Sistemi

Sirona firması tarafından 1987 senesinde pazara sunulan bir sistemdir. CEREC kelimesi ‘Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics’ tanımının kısaltılmasıdır. CEREC 1 sistemi (sirona, Bensheim, Germany) Duret sistemi ile birlikte ilk ağız içi dijital ölçü ve CAD/CAM cihazı olarak pazara çıkıp bu konuda öncülük etmiştir (Resim 10)(E. Dianne Rekow 2006).

Bluecam sistemi 2009 yılında tanıtılmıştır. Sisteme ait olan freze ünitesi sayesinde inlay, onlay, kron, köprü, laminate veneer tedavileri tek seansta teslim edilebilmektedir. Monitör, ayak kontrol pedalı, ‘TrackBall’ Mouse, entegre klavye, işlemci, kamera ve buğu önleyici cihazı oluşturan parçalardır. CEREC sistemleri konfokal mikroskop veya aktif triangulasyon teknolojisi prensipleri ile çalışmaktadırlar(Thiel, Pfeiffer, ve Fornoff 2011). CEREC Bluecam cihazı mavi LED diyot ışığı kullanır ve yarım çenenin görüntülenmesi yaklaşık 1 dakika alır (Resim 11) (NS Birnbaum 2008). Cihaz içerisinde yer alan titreşime duyarlı algılayıcılar sayesinde alınan görüntülerdeki net olmayan alanlar kabul edilmez. Sistemin güncel versiyonlarında görüntü sabitleme sistemi de yer alır(Logozzo vd. 2011).



Resim 10: CEREC 1 Sistemi.



Resim 11: CEREC BlueCam

Cerec Omnicam ise 2012 yılında piyasaya sunulmuştur (Resim 12). Omnicam sistemi, aktif triangulasyon ve konfokal mikroskopi prensiplerine dayanmaktadır ve üç boyutlu dijital modelin elde edilmesi ardışık veri toplanması ile gerçekleşir. Bluecam sisteminde ise aktif triangulasyon prensibi mevcuttur ve tek seferde görüntü elde edilmektedir. Bu sebeple Bluecam tek bir diş, bir yarım çene için kullanılabilirken, Omnicamde bu kısıtlamalar yer almaz. Tasarım olarak Bluecam ve Omnicam sistemleri benzerlik göstermektedir. Bluecam’de mavi ışık kullanılırken Omnicam sisteminde polarize edilmemiş görünür dalgaboyunda beyaz LED kullanılmaktadır(Kostiukova, Riakhovskiï, ve Ukhanov 2014).

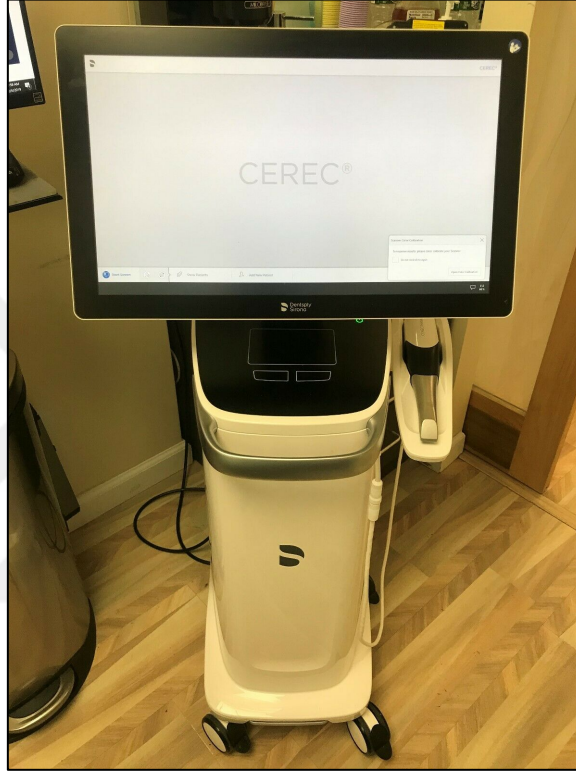


Resim 12: CEREC Omnicam İnteraoral tarayıcı

Cerec Sisteminin en güncel modeli ise CEREC Primescan'dır (Resim 13). Sistem markete 2019 yılında sunulmuştu ve yüksek frekanslı kontrast analizi teknolojisini kullanmaktadır Sistemdeki yeniliklerden bir diğeri ise CEREC'in yeni yazılımı olan 'Cerec 5 software'dir. Primescan modeli CEREC'in diğeri sistemlerinden farklı ve yenilikçi değişiklikler içermektedir. Bu yeniliklerden bir tanesi olan 21.5 inç, ince tabaka transistörlü sıvı-kristal görüntülü (TFT LCD) dokunmatik ekran, çoklu dokunmaya izin vererek dijital modelin çok daha ergonomik manipüle edilebilmesini sağlar (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/digital-impression/primescan.html>).

CEREC'in sistemlerinde geleneksel olarak kullandığı TrackBall, açma-kapama tuşu ve çıkıntılı gösterge tuşları touchpad (dokunma alanı) ve düz tuşlarla değiştirilmiştir. Primescan'de yer alan bir diğeri yenilik ise bütünüyle değiştirilen batarya sistemi olup, bu sistem

ile 5 saate kadar cihaz hazırda bekleyebilip (standby), 60 dakikaya kadar ise kablosuz kullanım süresi sunulmaktadır. Bataryanın tamamen şarj edilmesi ise 1 saat sürmektedir. Bu özellikler pratisyene klinikte tamamen bir hareket özgürlüğü sağlar (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/digital-impression/primescan.html>).



Resim 13: CEREC PrimeScan intraoral tarayıcı

Dahili donanım ve işlemci (CPU) de Primescan sistemiyle geliştirilmiş haliyle sunulmaktadır. Sistem ‘Windows 10 Enterprise’ işletim sistemi ile Intel Core i7 8700 3.20 GHz işlemcisi ile çalışmaktadır. Standart bellek 32 GB’a yükseltilmiş, SSD sürücü konumlandırılmıştır. Ayrıca önceki versiyonlardan daha yüksek özellikli bir ekran kartı da sistemde mevcuttur. Bu özellikleri Primescan AC’nin kompleks vakaların üstesinden gelmesini sağlamaktadır (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/digital-impression/primescan.html>).

CEREC'in geliştirdiği 'akıllı yazılım' sayesinde tarama sırasında tarayıcı uç tarafından yanlışlıkla yakalanan dil, yanak, operatörün parmağı, ekartör gibi yapılar taramayla eş zamanlı ve otomatik olarak silinebilmektedir. Tarama hızı, firmanın önceki modellerine göre oldukça geliştirilmiştir. Primescan cihazının piksel sensörü saniyede 1 milyon adet üç boyutlu nokta işlemektedir. Üretici firmanın iddası CEREC Primescan ile bütün maksillanın taranması için gereken süre 30 saniyeden azdır ve taranan arkta harap olmuş metal destekli kronlar, zirkonyum restorasyonlar, altın restorasyonlar gibi farklı yapıların mevcudiyeti bu süreyi etkilememektedir(Skramstad 2019). Tarama derinliği 20 mm'ye kadar olmakta ve bu özellik derin marjinlerin, implantların ve post bölgelerinin yakalanmasında önem arz etmektedir (Dr Hamid Al-Hassiny 2019);(<https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/digital-impression/primescan.html>).

2.4.2.6.5 True Definition Sistemi

True Definition 2012 yılından itibaren pazarda yer alan ve 3M ESpe tarafından LAVA C.O.S sisteminin evrilmesini temsil eden bir sistemdir (Resim 14). Aktif dalga boyu örnekleme prensibiyle çalışmakta olup ışık kaynağı görünür mavi ışıktır. Tarama öncesi ince bir tabaka titanyum dioksit sprey uygulaması gerekmektedir. Sistemin tarayıcı kısmı üreticinin önceki sistemlerine göre daha küçük ve daha hafiftir (Aydın 2019).

True Definition, bir video dizisi olarak görüntülenen tek renkli görüntüler üretir. Tarama işlemi tamamlandıktan sonra veriler, bulut tabanlı bir platforma aktarılır. Bu aktarım sonrası .stl uzantılı veri dosyası uygulayıcı tarafından elde edilebilmektedir. Bu sebeple 'yarı-açık' bir sistem olarak tanımlanmaktadır (Kostiukova, Riakhovskiı, ve Ukhanov 2014);(Imburgia vd. 2017). İnley, onley, laminate veneer, kron, köprü gibi sabit protezlerin üretiminde, bunu ilave olarak implant cerrahi rehberlerinin ve ortodontik plakların hazırlanmasında kullanılabilir (Baheti vd. 2015)



Resim 14: 3M ESPE True Definition Sistemi

2.4.2.6.6 E4D Sistemi

E4D Dentist System (D4D Technologies LLC, ABD) tarama cihazı 2008 yılında pazara sunulmuştur (Resim 15). Sistem ile kron, köprü, inley, onley, laminate veneer üretimi yapılabilmektedir(E4D 2013). Bu sistem kendine ait lazer tarayıcısı, tasarım ve freze ünitesine sahiptir. Ağız içi tarayıcısının küçük boyutlarına bağlı olarak ağız içerisinde manipülasyonu kolaydır. Elde edilen veriler anlık olarak birleştirilir ve üç boyutlu model oluşturulur(Logozzo, Kilpelä, vd. 2014)(Kostiukova, Riakhovskiĭ, ve Ukhanov 2014). Uygulama öncesi ilgili alana toz sprej uygulaması gerekli değildir. Işık kaynağı olarak kırmızı lazer ışığı kullanılmaktadır. E4D firmasının geliştirdiği Nevo isimli sisteminde ise 450nm dalga boyunda mavi lazer ışığı kullanılır (Kachalia ve Geissberger 2010).



Resim 15: E4D sistemi

2.4.2.6.7 Planmeca Sistemi

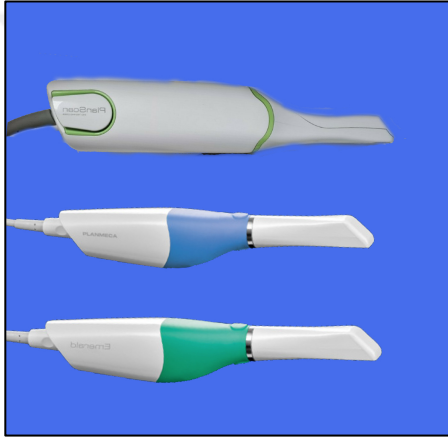
2013 senesinde Planmeca (Planmeca, Finland) firması dijital diş hekimliği sektöründe E4D Technologies (LLC, ABD) firması ile birlikte bir ağız içi tarayıcı cihazı geliştirilmiştir. Bu cihaz E4D firması tarafından geliştirilen ‘Nevo’ cihazı ile tasarım, kullanılan teknoloji, program ara yüzü açısından benzerlikler göstermektedir (Aydın 2019).

Planmeca sisteminin çıkış sırasına göre PlanScan, Emerald ve Emerald S adında 3 adet modeli mevcuttur (Resim 16). Planmeca PlanScan modeli inlay, onlay, veneer, kron, köprü, implant üstü protez gibi protetik tedaviler için kullanılabilir. Planmeca marka bir dental üniteye veya ayrı bir bilgisayara entegre edilebilmektedir. Veri çıkışı .stl veya .ply uzantılı elde edilebilmektedir. Renkli veya siyah-beyaz şeklinde 2 adet tarama modu mevcuttur. 4 farklı adet tarama ucu otoklavlanabilir olup, buğu önleyici bir teknolojiye sahiptir. Işık kaynağı mavi lazerdir. Tarayıcının ucuyla birlikte boyutları 48 x 53 x 276 mm olup, ağırlığı 544 gramdır (<https://www.planmeca.com/cadcam/manuals/>).

Emerald modelinde ise PlanScan modelinin sahip olduğu özelliklerin yanısıra, ‘gerçek renk’ tarama modu, ışık kaynağı olarak mavi lazerin yanı sıra kırmızı ve yeşil lazerin de kullanılması, boyutlarının küçültülmesi (41 x 45 x 249 mm) ve hafifletilmesidir (235 gram).

Emerald modeli ‘Projected Pattern Triangulation’ çalışma prensibine sahiptir (Francesco Guido Mangano vd. 2019).

Emerald S modeli Planmeca firmasının en güncel modelidir. Emerald modelinden en büyük farklı çürük tespiti için özel bir tarama ucunun mevcudiyetidir. Diğer özellikleri ve boyutları Emerald modeli ile benzer olup, ağırlığı ise hafifletilmiş olup 229 gramdır. Emerald S ağız içinin entegre edileceği bilgisayarın ise Intel i7, 8. Jenerasyon veya iyisi bir işlemciye, 32 GB ön belleğe, 512 GB belleğe, NVIDIA GeForce RTX2070, Quadro RTX 3000 veya daha iyi bir ekran kartına, USB 3.0 bağlantı girişine, Full HD monitöre ve Windows 10 Pro 64 Bit bir işletim sistemine sahip olması gerekmektedir (Planmeca 2015, 2017, 2019).



Resim 16: Yukarıdan aşağıya sırasıyla PlanScan, Emerald ve Emerald S ağız içi tarayıcıları

2.4.2.6.8 Dental Wings Sistemi

Dwio, optik triangulasyon teknolojisini kullanan bir sistemdir. Görüntüyü elde eden tarayıcı ucu balık yüzgeci şeklinde tasarlanmış olup, 5 adet ışık yansıtan sistemle birlikte 10 adet de ağız içi kamera bulundurmaktadır. Bu tasarım diğer sistemlere nazaran dişlerin sadece bir yüzeyinin değil, oklüzal, bukkal ve lingual olmak üzere 3 yüzeyinin eş zamanlı taranabilmesini mümkün kılmaktadır. Modelin ilk versiyonu tarama öncesinde yüzey sprej uygulamasına ihtiyaç duyarken, güncellenme ile 2017 yılından beri bu uygulamaya gerek kalmadan taramalar gerçekleştirilebilmektedir. Tarama sırasında belirli bir mesafenin

korunması gerekir ve sistem bu mesafeyi pratisyene ışıklı bir gösterge ile bildirir. ‘DWOS Connect’ veri bulut sistemi ile STL formatlı veri elde edilmektedir (Kulabaş 2019).



Resim 17: Viruto Vivo sistemi ünitesi ve tarayıcı başlığı

Dental Wings (Montreal, Canada) firmasının Straumann Grubuna dahil olmasından sonra çıkan en güncel ağız içi tarayıcı modeli Viruto Vivo’dur (Resim 17). 213 gram ağırlığında ve kompakt bir yapıdadır. Tarama sırasında veri alımının başarılı olup olmadığı tarayıcı uç üzerinde yer alan ışıklı bir gösterge ile pratisyene geri bildirilir. Sistemdeki en yeni özelliklerden birisi ise kontrol bilgisayarının dokunmaksızın ses ile kontrol edilebilmesidir. Mavi lazer ışık kaynağına sahip olup kullanılan tarama teknolojisi ortografik projeksiyondur. Sistemin tarayıcı ucunda dört ayrı adet minyatür kamera ve bir adet projektör yer alıp, taramalar eş zamanlı çoklu oryantasyonda gerçekleştirilebilir. Dental Wings (Montreal, Canada) firması bu teknolojiye ‘Multiscan Imaging’ ismini vermiştir. Tarama sırasında oluşan dijital model, yazılımsal atanan renklerden ziyade gerçek dokuların renklerini yansıtmaktadır ve böylece

pratisyenin dizayn aşamasında marjin çizimi daha sağlıklı olmaktadır (DentalWings 2019; Gurpınar ve Tak 2020)

2.4.2.6.9 GC Aadva Sistemi

Pudra kullanımı gerektirmeyen bu sistemde ağız içi kameranın ince tasarlanmış başlık yapısı arka bölgelere erişimi kolaylaştırır. Tarama işlemi isteğe göre durdurulup devam ettirilebilir, net çıkmayan bölgelerde sadece o bölge tekrar taranarak ölçü netleştirilebilir. Kamera ile alınan görüntülerde preparasyon, kenar bitim çizgileri, oklüzal ilişkilerin kaydı tespit edilebilmekte ve 3 boyutlu model oluşturulabilmektedir. Elde edilen model üzerinde venerler, inley-onley restorasyonları, tek kuronlar ve 4 üyeye kadar köprü restorasyonları tasarlanabilir ve üretilebilir. Veri alım teknolojisi olarak konfokal mikroskopi teknolojisini kullanmaktadır. Açık bir sistem olup, veri çıktısı .stl uzantılı olmaktadır (Kulabaş 2019).

Tarayıcı kamera 70gr ağırlığındadır. Taramanın başlaması için taşınabilir ve dokunmatik panel üzerindeki Başlat & Durdur (Start & Stop) 'a dokunularak basitçe tarama başlatılabilir, herhangi bir tuş kullanımı yoktur. Kameranın ağız içi ortamda sıcaklık farkından dolayı buhar oluşmasını engelleyen anti-fog özelliği mevcuttur. Taşıma parçası üzerinde herhangi bir pürüzlü ya da tırtıklı alan olmadığı için dezenfeksiyonu hayli kolaydır (Zimmermann vd. 2015).

Dokunmatik olması ve taşınabilir olması, hekimin istediği pozisyonda çalışmasına müsaade eden ayarlanabilir kolu ile ergonomik bir tasarıma sahiptir. Tarama eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir. Yani ağız içinde ölçüsü alınan alanın 3boyutlu modeli eş zamanlı olarak panelde görülebilmektedir. Tarama esnasında titanyum oksit toz kullanımı gerekmemektedir. Kullanıcı ara yüzünde grafiksel tasarımlarla kullanıcıyı yönlendiren, işlemleri basamak basamak anlatan görseller mevcuttur. Veri transferi açısından alternatifler sunan cihazda 2 adet USB 3.0 soketi ve 1 adet hafıza kartı soketi bulunmaktadır (Zimmermann vd. 2015)

GC(Tokyo, Japonya) firmasının çıkardığı güncel ağız içi tarayıcı modeli AADVA IOS 200'dür (Resim 18). Serinin önceki modeli olan AADVA IOS 100 cihazına göre yeniden dizayn edilmiştir. Metal bir gövdeye sahiptir, bu sebeple alternatiflerine göre biraz daha ağırdır. Üretici firma tarayıcının hiçbir zaman kalibre edilmesine gerek duyulmadığını iddia etmektedir (Dr Hamid Al-Hassiny 2019)



Resim 18: GC Aadva 200



Resim 19: Medit i500

2.4.2.6.10 Medit i500 Sistemi

2018 senesinde Medit (Seul, Güney Kore) firması tarafından pazara sunulmuştur (Resim 19). Kuron, köprü, implant üzeri, hareketli protez yapımında kullanılabilmektedir. Tarama öncesi toz sprey uygulaması gerektirmemektedir. Tamamen açık bir sisteme sahip olup, veri çıktıları .stl, .ply ve .obj uzantılarıyla verebilmektedir. Sistem ara yüz olarak ise harici bilgisayardan çevrimiçi bağlanılan bir bulut sistemini kullanmaktadır. Bulut sistemi verilerin paylaşımını kolaylaştırmaktadır. 30 fps (frames per second) özelliğine sahip kamerası dokular arası renk farklılıklarının tayinini yapabilmektedir. Boyutları 266 x 20 x 15.7 mm olan tarayıcı başlığının ağırlığı 280 gramdır. Görüntüleme teknolojisi '3 boyutlu hareketli video teknolojisi'dir. Bu teknoloji triangulasyon prensibine dayanmaktadır. Cihazın tarama yüzeyi 14 x 13 mm boyutundadır. Yüksek çözünürlükte tarama modu yer almakta ve bu mod preparasyon bölgesi gibi detayın yüksek istendiği alanlarda kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra dijital modelin oluşma süreci yeniden video modunda izlenebilmektedir. Tarayıcı ucun HD fotoğraf çekmesi ve ara yüzün taramalar sonrası oklüzyon analizi çıkarabilmesi de Medit i500'ün diğer özellikleridir. Cihazın bağlanılacağı harici bilgisayarda olması istenen özellikler ise şunlardır;

Intel Core i7-9850H/10850H işlemci veya AMD Ryzen 9 4900H işlemci, 32 GB RAM, Nvidia GeForce RTX 2060 8 GB Grafik Kartı ve Windows 10 Pro 64-bit işletim sistemi (Dr Hamid Al-Hassiny 2019; Fattah 2020).

2.4.2.7 Dijital Ölçü Alma Teknikleri

2.4.2.7.1 Doğal Diş Destekli Protez Yapımında Dijital Ölçü Alma Yöntemi

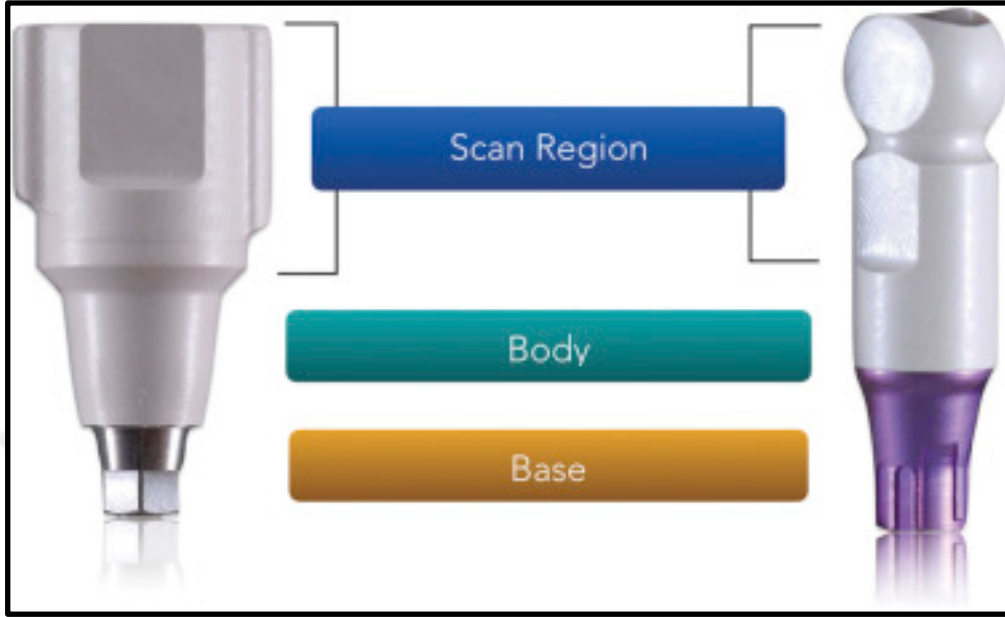
Doğal dişlerin dayanak olduğu vakalarda dijital ölçü alınırken, preparasyon sonrasında restorasyonu düşünülen diş ve çevre dokularının izolasyonu gereklidir. Retraksiyon ve izolasyon işlemini takiben tarama işlemi gerçekleştirilir ve dijitalizasyon sağlanır (Pieper 2009).

2.4.2.7.2 İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü Alma Yöntemleri

İmplant dayanaklarının ölçüsünün dijital olarak alındığı yöntemde, konvansiyonel ölçü yönteminde kullanılan ölçü transfer parçalarının yerini, üretici firmalar tarafından kendi implantları ile uyumlu tarama parçaları almıştır. Bu tarama parçaları literatürde “implant scanning abutment, scanbody” gibi isimlerle anılmaktadır. Tarama parçaları, belirli bir geometri ve yüzey özellikleri ile birlikte dijital modele dahil olurlar ve implantın 3 boyutlu pozisyonunun dijital modelde belirlenmesini sağlarlar. Böylece laboratuvarında implantın pozisyonu, platform çapı, çıkış profili tespit edilecek şekilde net bir ölçü alınması mümkün olur (Misch 2005).

Dijital tarama parçaları üç ana komponentten oluşmaktadır. Bunlar tarama bölümü olarak da adlandırılan tepe bölümü, body olarak bilinen orta bölüm ve base olarak bilinen apikal kısımdır. Tarama bölümü esas kaydın gerçekleştiği ve implantın konumu ve açısı gibi verilerin aktarılmasını sağlayan bölümdür. CAD yazılımı tarafından tanınmasını sağlayan düz ancak asimetric bir yüzeye sahiptir. Bu alanda bir ya da daha fazla sayıda tarama alanı bulunur ve bu alanlar ölçünün hassasiyetini artırır(Richert vd. 2017). Bu kısım genellikle orta bölüm (body) ile aynı materyalden üretilir ancak farklı geometriye sahiptir. Bu kısımlar PEEK (polietereterketon), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı veya çeşitli reçinelerden üretilebilir.

Base kısmı ise body kısmı ve implant arasındaki bağlantıyı sağlar ve base kısmıyla aynı materyalden üretilbilir ya da farklı bir materyalden de üretilmiş olabilir (Şekil 8).



Şekil 9: İmplant tarama başlığının bölümleri

İlk tarama parçası 2008 yılında Straumann Group (İsviçre) tarafından üretilmiş ve “scanbody” adı verilmiştir. Daha sonra Itero (Align Technology, ABD) ağız içi tarayıcı ile ve sadece tek bir implant sistemi ile uyumlu tarama parçaları üretilmiştir. Zamanla çoğu implant sistemi ve tarama sistemi, kendi sistemi dışında birçok farklı sistemle uyumlu olan, birbirinden farklı geometrilere sahip taranabilir parçalar çıkarmıştır (Mizumoto vd. 2020).

Dijital olarak ölçü alma işleminin ilk aşaması, tarama parçasının ağıza yerleştirilmesidir. Bunu implant ve komşu diş dokularının dijital olarak ölçülerinin alınması ve karşıt çenenin ölçülerinin alınması takip etmektedir. Dijital ölçünün alınmasında kullanılacak kameraların, implant ölçüsü alınırken farklı protokolleri olabilir. Bazı firmalar direk olarak tarama parçası üzerinden tek aşamada ölçü alınmasını mümkün kılarken, başka firmalarda tarama parçası üzerinden ölçü alındıktan sonra tarama parçası çıkarılır ve implantın boynu görülecek şekilde implant çevresi yumuşak dokular ve implantın derinliği kaydedilir. Bu kayıtların alınmasının ardından oklüzal temasları engellememesi amacıyla tarama parçası çıkarılır ve hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması istenerek oklüzal kayıtlar alınır. Kayıtların alımı esnasında hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması ve doğal dişlerin periodontal

ligaman içerisinde gömülmeleri, ileride gerçekleşecek çiğneme fonksiyonu esnasında implant destekli restorasyonun aşırı yük altında kalmasını önleyecektir (Misch 2014).

Dijital ölçünün alımını takiben elde edilen STL (standard tessellation language) formatındaki dosya laboratuvara gönderilir ve üretim aşamasına geçilir.



Şekil 10: Konvansiyonel ve Dijital Sistemlerde İş akışları

2.4.3 Geleneksel ve Dijital Ölçü Sistemlerinde İş Akışı

Geleneksel ve dijital sistemlerde iş akışları karşılaştırıldığında dijital sistemlerde geleneksel akışta bulunan birçok aşamanın atlandığı, insana bağlı üretimden uzaklaştığı görülmektedir. Bu durum restorasyonun üretim süresini kısalttığı gibi, aynı zamanda üretim basamakları azaldığı için, basamaklar esnasında oluşabilecek risklerin de minimize edilmesi gibi avantajlar getirmiştir (Garino, Garino, ve Castroflorio 2014; Mizumoto vd. 2020; Müller vd. 2016; Pieper 2009).

Dijital sistemler ile alınan ölçünün doğruluğu devamında üretilen protezin uyumu ve sürdürülebilirliği ile doğrudan ilgili olacaktır. Uyumsuz altyapı, implant destekli protezlerde mekanik başarısızlığa veya çevre dokularda biyolojik komplikasyonlara yol açabilir. Mekanik komplikasyonlar; protezin veya dayanak vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsar (Ender ve Mehl 2013; Kahramanoğlu ve Özkan 2012).

Bu çalışmanın amacı rezorbe kretlere sahip çenelerin hibrit protezler ile rehabilitasyonunda dijital iş akışının bir parçası olarak kullanılan farklı ağız içi tarayıcıların doğruluklarının kıyaslanmasıdır. Bu bağlamda çalışmanın hipotezi şu şekilde belirlenmiştir;

‘Farklı ağız içi tarayıcı sistemlerinin doğrulukları arasında anlamlı bir fark gözlemlenmeyecektir.’

3 GEREÇ VE YÖNTEM

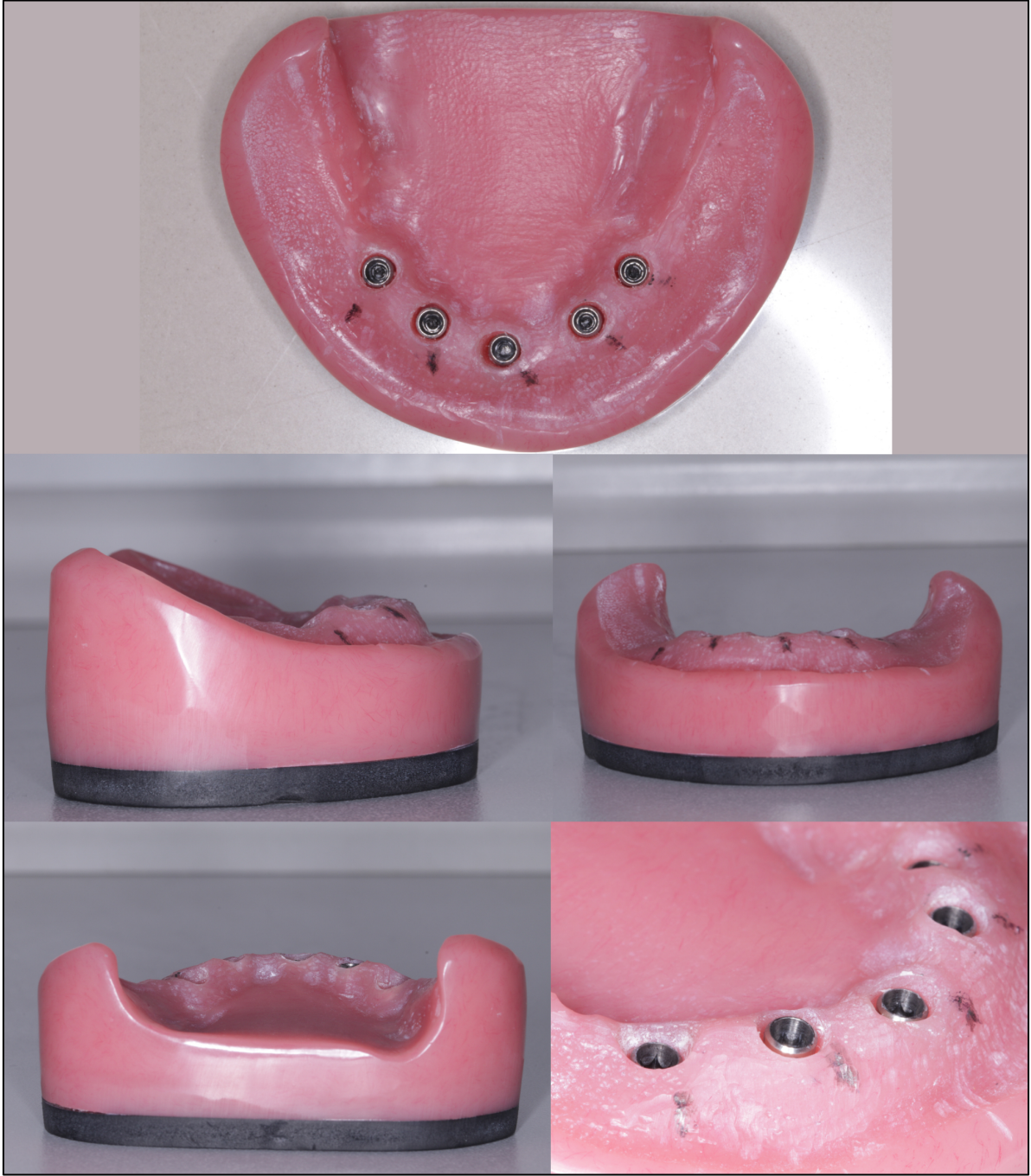
Hibrit protez endikasyonuna sahip tam dişsiz alt çenelerin rehabilitasyonunda kullanılan güncel ağız içi tarayıcı sistemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi amacı ile rezorbe kretlere sahip ve 5 adet implantın yer aldığı mandibulayı taklit eden bir akrilik model hazırlandı. Bu model etkinliği ve güvenilirliği kanıtlanmış olan endüstriyel tarama cihazı ve 5 ayrı ağız içi cihaz ile taranarak, verileri .stl formatında kaydedildi.

Kaydedilen veriler tersine mühendislik programı kullanılarak (GoM Inspect, GOM GmbH, Almanya) bilgisayar ortamında çakıştırıldı, bulgular istatistik açıdan değerlendirildi.

3.1 Referans Modelin Hazırlanması

Tez çalışmamızda hibrit protez endikasyonuna sahip, rezorbe kretleri mevcut bir mandibulayı temsil eden ve 5 adet implant analogunun yer aldığı bir model elde edildi (Resim 20).

Kretleri rezorbe alt tam dişsiz hastanın alt çenesinden polieter maddesi (Meliodent, Mitsui Chemicals, Tokyo, Japonya) ile ölçü alındı. Alınan ölçünün içine pembe mum (Kerr, Kaliforniya, ABD) eritilip, yaklaşık 4-5 mm kalınlığında bir tabaka elde edilene kadar döküldü. Mum soğuduktan sonra ölçü maddesi uzaklaştırıldı, mumdan içi boş bir model elde edildi. Mum model muflaya alındı ve pembe sıcak akrile (Meliodent, Mitsui Chemicals, Tokyo, Japonya) dönüştürüldü. Model tabanı düzenlendikten sonra milling makinasına (Bredent, Senden, Almanya) yerleştirilip (Resim 21), belirlenen alanlardan (#35, #33, #31, #43, #45) 2mm kalınlığındaki bir frez ile paralellik sağlanacak şekilde delindi. Standart prosedürde kemik cerrahisinde kullanılan frez ile daha önce 2mmlik frez ile delinin noktalardan oluklar açıldı. Transfer parçaları analoglara bağlandı. Parçalar implant platformunun dış etinin 1-2 mm altında kalacak şekilde mum ile akrilik modelde pozisyonlandırıldı. Model ters çevrilip analoglar patern rezin (GC, Tokyo, Japonya) ile birbirlerine bağlandı. Model bağlantısı gerçekleşince yapıştırma mumları sıcak su ile temizlenip transfer parçaları çıkartıldı. Son olarak model tabanı Pleksiglas tabaka ile kapatıldı.



Resim 20: Çalışma modelinin tamamlanmış hali



Resim 21: Bredent Milling Cihazı

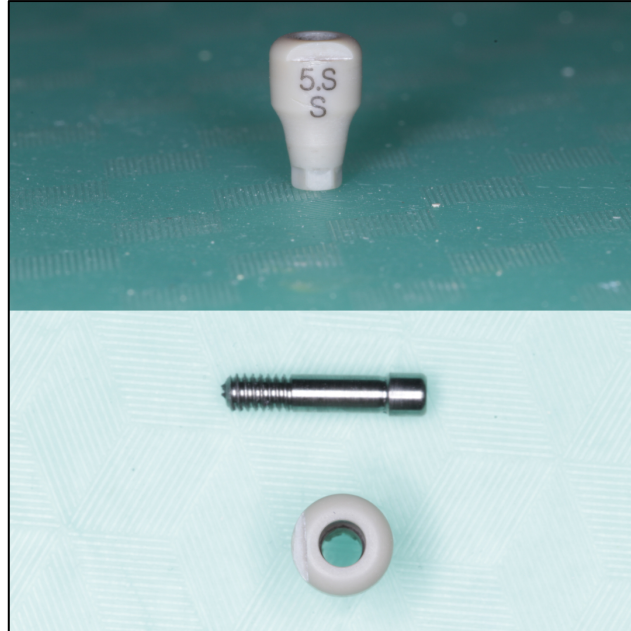
3.2 Referans Tarayıcının Kullanılması ve Referans Verinin Eldesi

Çalışmamızda kullanılacak modelin yapım işlemi bittikten sonra, bu model, güvenilirliği ve etkinliği bilimsel olarak kanıtlanmış, diş hekimliğinde kullanılan optik cihazlardan ölçü alanı, ölçülen nokta sayısı gibi özellikler bakımından daha üstün bir tarama kabiliyetine sahip olan Comet 6 (Zeiss, Oberkochen, Almanya) endüstriyel tarayıcı (Resim 22) ile referans model eldesi için tarandı. Tarayıcı, Windows 10 Professional 64-Bit İşletim sistemi, Intel® xeon ® - 1535 16 MB CACHE 3.8 GHz 8 Çekirdek işlemci, 32 GB ECC RAM DDR4 RAM belleği, NVIDIA Quadro M5000M 8 GB hafızalı ekran kartı, 17.3 ‘’ 1920 x 1080 Full HD IDS dokunmatik ekran özelliğine sahip bir eksternal bilgisayara bağlanıp çalıştırıldı.

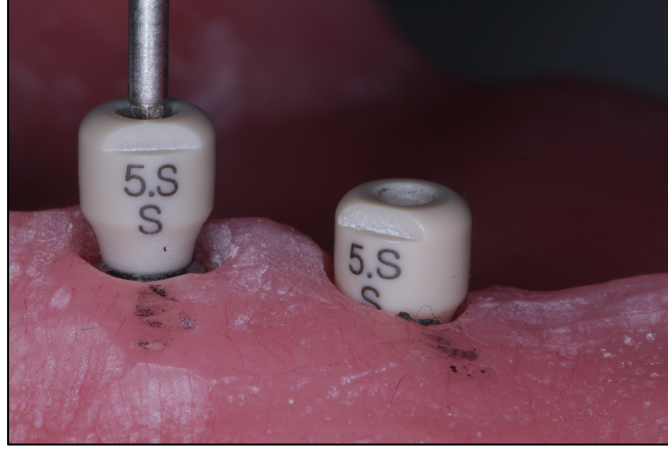


Resim 22: Comet 6 endüstriyel tip tarayıcı

Tez çalışmamızda PEEK materyalinden yapılmış ve kendisine ait bir titanyum vidaya sahip Dentium (5.S S) tarama başlığı kullanıldı (Resim 23). Tarama başlığı referans model üzerine yerleştirilip, pozisyon doğruluğu kontrol edildikten sonra Dentium firmasına ait bir anahtar kullanılarak 10 N tork ile sıkıldı (Resim 24).

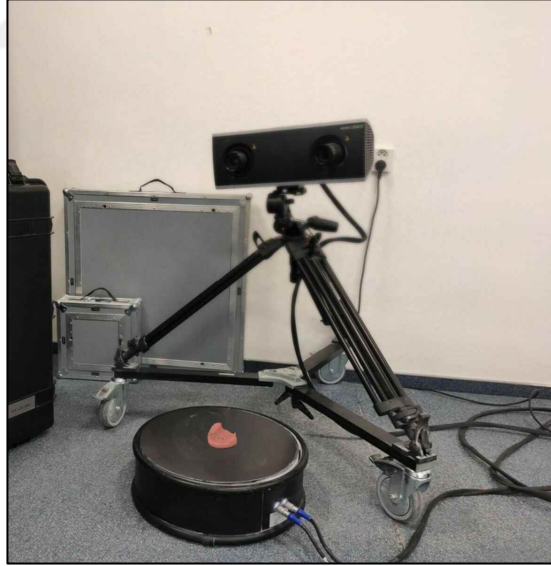


Resim 23: Dentium 5.S S tarama başlığı



Resim 24: Tarama başlıklarının analoglara Dentium marka anahtar ile çalışma modeline yerleştirilmesi

Tarama başlıklarının yerleşiminden sonra referans dijital model eldesi için tarama işlemine başlandı. Referans tarayıcının tablasına sabitlenen akrilik model 5 defa olacak şekilde tarandı, elde edilen 3 boyutlu sanal görüntülerden herhangi biri rastgele seçildi. Çoklu taramaların yapılması ile daha detaylı sonuç alımı ve nokta bulutu sayısının artışı amaçlandı.



Resim 25: Çalışma modelinin referans tarayıcı ile taranması

3.3. Dijital Ölçü İşlemleri ve Ağız içi Tarayıcıların Kullanılması

Model üzerinde yer alan tarama başlıklarının pozisyonları model üzerine kalem ile işaretlenen referans işaretler aracılığı ile kontrol edilmektedir (Resim 26). Bazı ağız içi tarayıcı sistemlerinin tarama sırasında hem tarama başlığı ile hem de tarama başlığı olmadan tarama yapılmasını gerektirmesi, bu başlıkların modelden çok kere çıkarılıp tekrar yerleştirilmesini gerektirir. Bu nedenle her seferinde doğru pozisyonda konumlandırılabilmesi için referans işaretleri çok kritiktir.



Resim 26: Çalışma modeli üzerinde tarama başlıklarının pozisyonlarını doğrulayıcı referans işaretleri

3.3.1 Modelin PrimeScan ile taranması

Tarayıcı sistemi dahili bilgisayarının güç düğmesine basılarak açıldı. Sistemin giriş ekranında 'New Patient' seçeneği altında yeni hasta girişi oluşturuldu. Modelin her ayrı

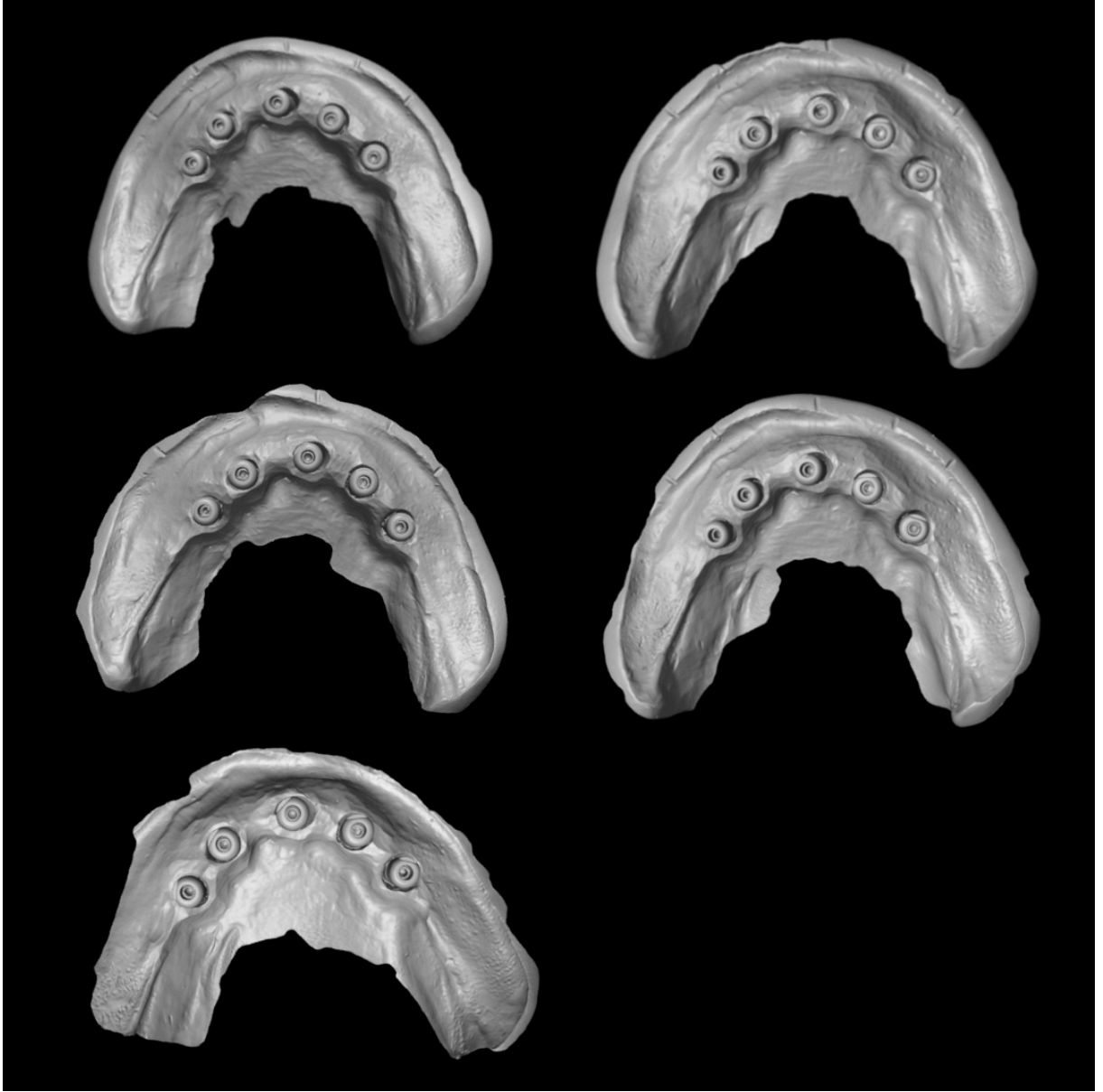
taranması için bu işlem tekrarlandı, yeni hasta oluşturuldu. CEREC Primescan ara yüzünde tarama modu olarak ‘impression mode’ – ölçü modu seçildi. Tarama paterni CEREC firmasının önerdiği paterne paralel gerçekleştirdi. Tarama terminal implant olan 45 numaralı implantın başlığının taranmasını takiben arkın lingual yüzeylerinin taranması ile diğer terminal implant olan 35 numaranın başlığına kadar devam edildi. Ardından 35 numaralı implant başlığından 45 numaralı implant başlığına kadar oklüzal yüzeyler labio-lingual doğrultuda ‘süpürme’ hareketi yapılarak tarandı. Daha sonra ilk adımda yapılan hareketin bir benzeri olarak tarama bu sefer labial yüzeyler 45 numaralı implant başlığından başlanılarak 35 numaralı implant başlığına kadar gerçekleştirildi. Son olarak terminal implantların distalinde yer alan diş eti bölgeleri gibi eksik kalan alanlar ve implant çevresi gibi hassas alanlar tekrar taranıp, işlem sonlandırıldı.

Tarama sırasında kullanılan yazılımın sürümü CEREC Software 5.1’dir.

Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 27: Çalışma modelinin Primescan ile taranması



Resim 28: Primescan cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.3.2 Modelin Trios 3 ile Taranması

Çalışmamızda kullanılan Trios cihazı harici bir bilgisayar bağlantısı ile üretici firma ara yüz programı kullanılarak çalıştırıldı. Ara yüze giriş yapıldığında ‘patient’ seçeneği seçilerek yeni hasta bilgileri dolduruldu ve kayıt oluşturuldu.

Sistem içinde yeni bir hasta klasörü açıldı ve her ayrı tarama için bu işlem tekrarlandı.

Yeni vaka seçeneği seçildikten sonra yazılımda ilgili vakada yapılacak tedavi seçeneğinin sorulduğu bir pencere belirmiştir. Yapılacak restorasyon tipinin yazılımsal olarak belirlenmesinin Trios (Kopenhagen, Denmark) firması tarafından farklı algoritmaların ve hassasiyet derecelerinin devreye girmesinden dolayı önemli olduğu belirtilmiştir. Daha sonra taranacak çenenin seçimi gerçekleştirildi ve ‘Tarayıcı hazır’ ibaresi ile tarama başlatıldı.

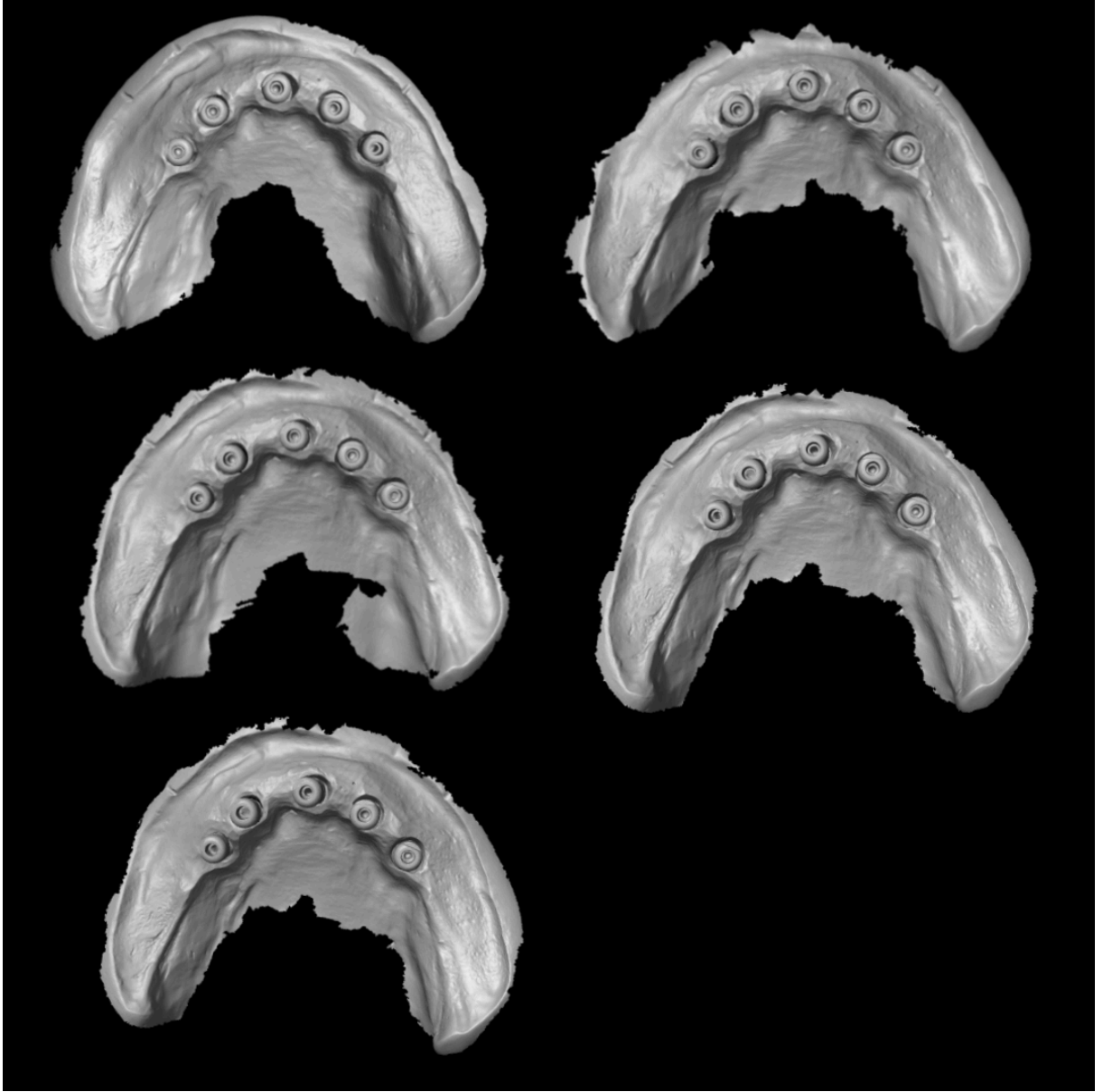
Taramalar Trios firmasının yayınladığı ‘Kullanıcı Talimatları’na uygun paternde gerçekleştirildi. Terminal implant başlığı olan 45 numaranın oklüzal yüzünden başlanıp, diğer uçtaki terminal implant başlığı olan 35 numaranın oklüzeline kadar ‘süpürme’ hareketi ile tarandı, daha sonra ise aynı işlem sırasıyla lingual ve vestibüler alanların dahil edilmesiyle tekrarlandı.

Tarama sırasında kullanılan yazılım 3shape TRIOS 20.1.3’tür.

Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 29: Çalışma modelinin Trios 3 ile taranması



Resim 30: Trios 3 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.3.3 Modelin Trios 4 ile Taranması

Çalışmamızda kullanılan Trios cihazı harici bir bilgisayar bağlantısı ile üretici firma ara yüz programı kullanılarak çalıştırıldı. Ara yüze giriş yapıldığında ‘patient’ seçeneği seçilerek yeni hasta bilgileri dolduruldu ve kayıt oluşturuldu.

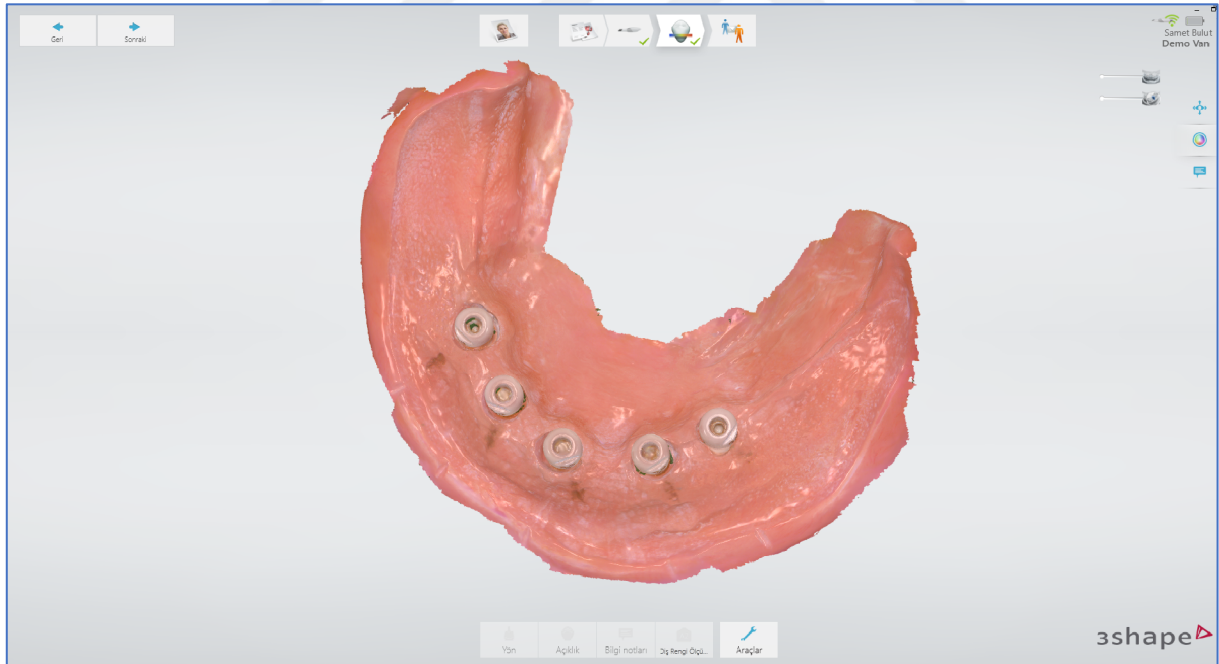
Sistem içinde yeni bir hasta klasörü açıldı ve her ayrı tarama için bu işlem tekrarlandı.

Yeni vaka seçeneği seçildikten sonra yazılımda ilgili vakada yapılacak tedavi seçeneğinin sorulduğu bir pencere belirlemektedir. Yapılacak restorasyon tipinin yazılımsal olarak belirlenmesinin Trios (Kopenhagen, Denmark) firması tarafından farklı algoritmaların ve hassasiyet derecelerinin devreye girmesinden dolayı önemli olduğu belirtilmiştir. Daha sonra taranacak çenenin seçimi gerçekleştirildi ve ‘Tarayıcı hazır’ ibaresi ile tarama başlatıldı.

Taramalar Trios firmasının yayınladığı ‘Kullanıcı Talimatları’na uygun paternde gerçekleştirildi. Terminal implant başlığı olan 45 numaranın oklüzal yüzünden başlanıp, diğer uçtaki terminal implant başlığı olan 35 numaranın oklüzaline kadar ‘süpürme’ hareketi ile tarandı, daha sonra ise aynı işlem sırasıyla lingual ve vestibüler alanların dahil edilmesiyle tekrarlandı.

Tarama sırasında kullanılan yazılım 3shape TRIOS 20.1.3’tür.

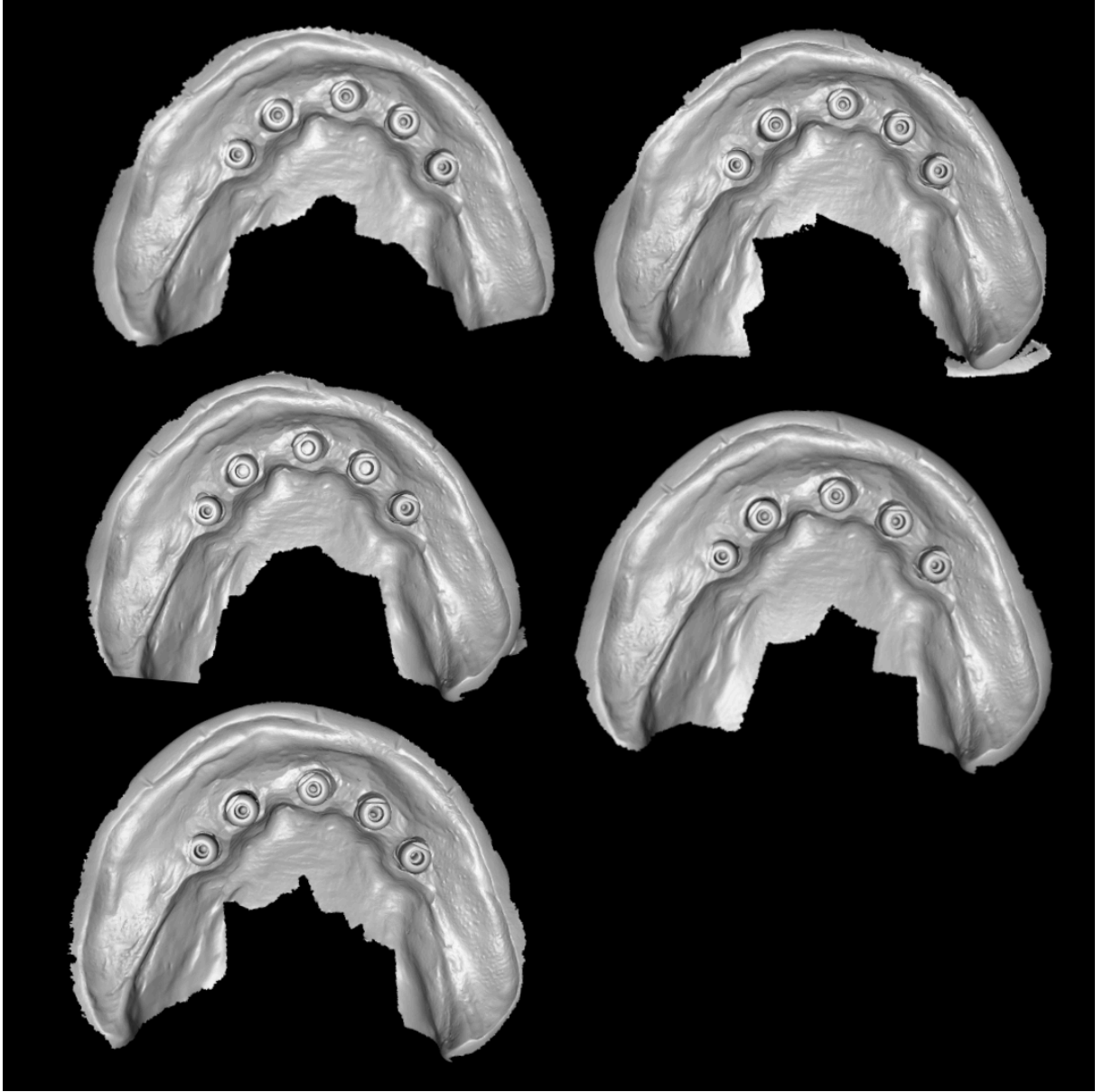
Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 31: Sanal modelin 3Shape arayüzündeki görünümü



Şekil 32: Çalışma modelinin Trios 4 ile taranması



Şekil 33: Trios 4 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.3.4 Modelin Medit i500 ile Taranması

Çalışmamızda kullanılan Medit i500 ağız içi tarayıcı cihazı birlikte kullanılacağı harici bilgisayara bağlandı ve tarama işlemi öncesi cihaz üretici firmanın kalibrasyon başlığı ile kalibre edildi. Kalibrasyon işlemi bittikten sonra tarama işlemi için cihaz hazır hale geldi. Medit

firması tarayıcı yazılımı olarak Medit iScan ve Medit Link programlarını kullandı. Medit iScan programı üzerinden taramalar gerçekleştirildi. Medit Link programı diğer programlardan farklı olarak, dahili veya harici bilgisayara kurulu bir program olmayıp, internet tarayıcısı üzerinden erişim sağlanabilen ‘bulut sistemi’ tabanlı bir yazılımdır. Bu özelliğiyle Medit Link, yapılan vakaların internet vasıtasıyla depolanabilmesi ve internet bağlantısının olduğu her ortam ve her bilgisayardan ulaşılabilir olması kolaylığını kullanıcılarına sunmaktadır.

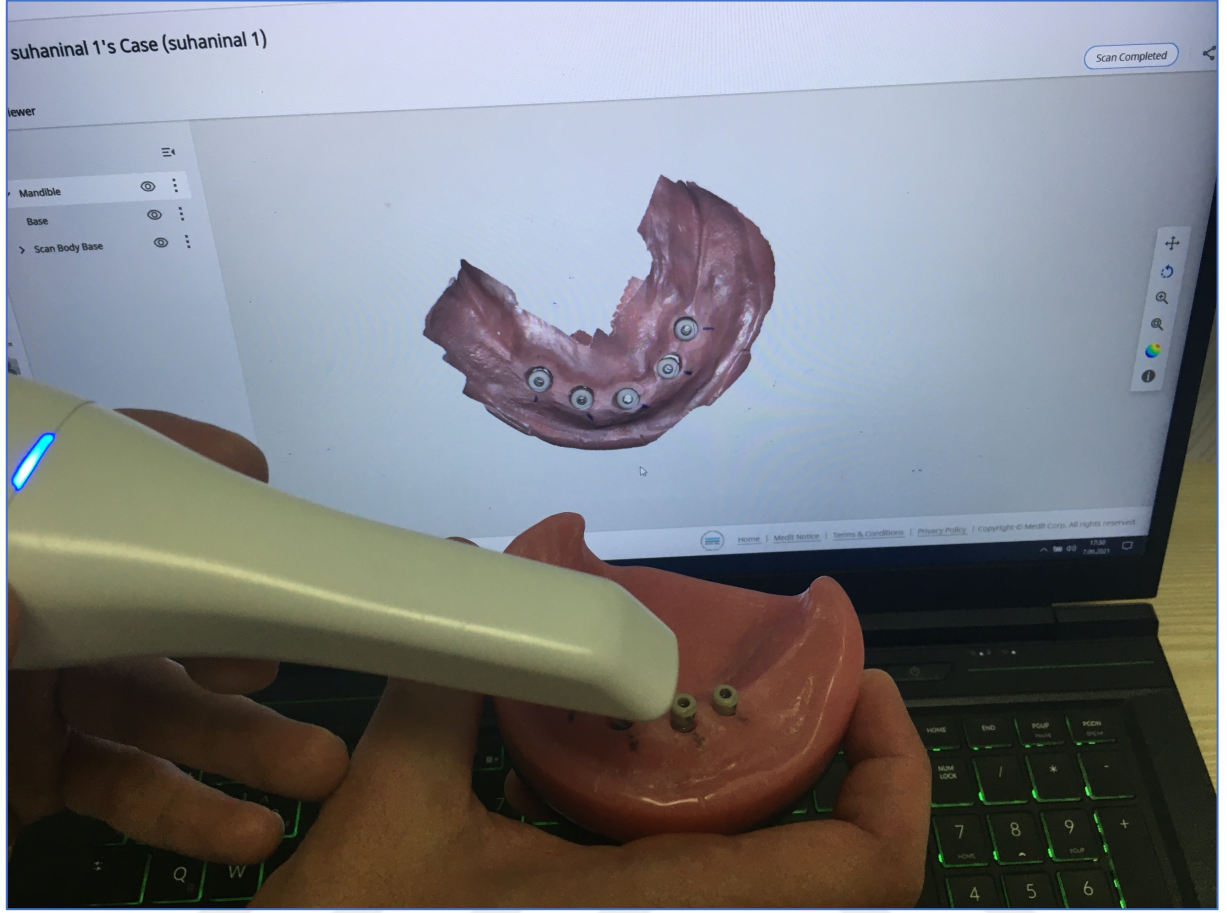
Medit Link programında yeni bir hasta kaydı oluşturuldu, daha sonra vaka seçiminde implant üstü restorasyon opsiyonu ilgili implant numaraları işaretlenerek seçildi.

Vaka seçimi gerçekleştirildikten sonra tarayıcının üzerindeki tuşa basılarak yazılımda ‘tarama modu’ aktif edildi ve tarama işlemi Medit firmasının önerdiği yöntem ile gerçekleştirilmeye başlandı.

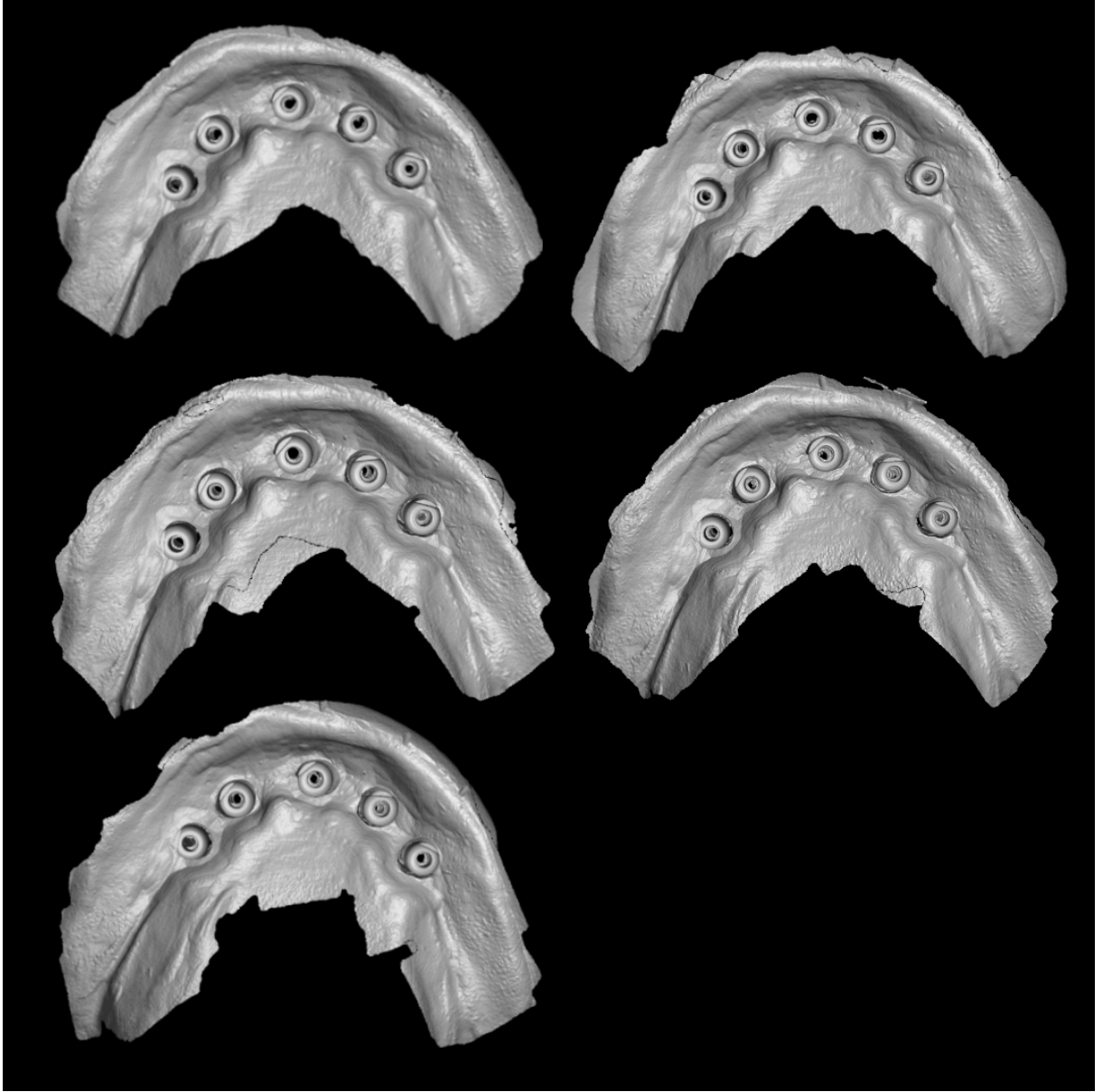
35 numaralı terminal implantın oklüzalinden başlanıp tüm yüzeyleri tarandı. Ardından diğer terminal implant olan 45 numaralı implanta kadar ark boyunca oklüzal yüzeyler takip edilerek tarama gerçekleştirildi. Bu adım boyunca tarayıcının ucu vestibüler ve palatinal alanlara hafifçe yönlendirilerek ‘süpürme’ hareketi gerçekleştirildi. 45 numaralı terminal implanta kadar gelindikten sonra, iki terminal implant arasında vestibüler ve palatinal yüzler tamamlanacak şekilde taramaya devam edildi. İlk tarama, terminal implantların distalindeki gingiva dokularının tamamlanması ile sonuçlandırıldı. İlk tarama işlemi bitirildikten sonra, Medit firması tarafından geliştirilen, hassas alanlardan daha detaylı veri elde edilmesini mümkün kılan HD (high definition) modu aktive edilip implant çevreleri bu mod ile detaylı bir şekilde tarandı. iScan programında tarama gerçekleşirken, alınan verilerin yoğunluğu ekranda oluşan dijital model üzerinde kırmızıdan yeşile değişen bir renk skalası ile belirtilmektedir. Model üzerinde yer alan kırmızı bölgeler veri alımının düşük olduğunu göstermekte olup, bu kırmızı alanlar yeşil renkte olana kadar tekrar taranmalıdır.

Çalışma modelimiz bu talimata göre tarandı.

Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 34: Çalışma modelinin i500 ile taranması



Resim 35: Medit i500 cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.3.5 Modelin Emerald ile Taranması

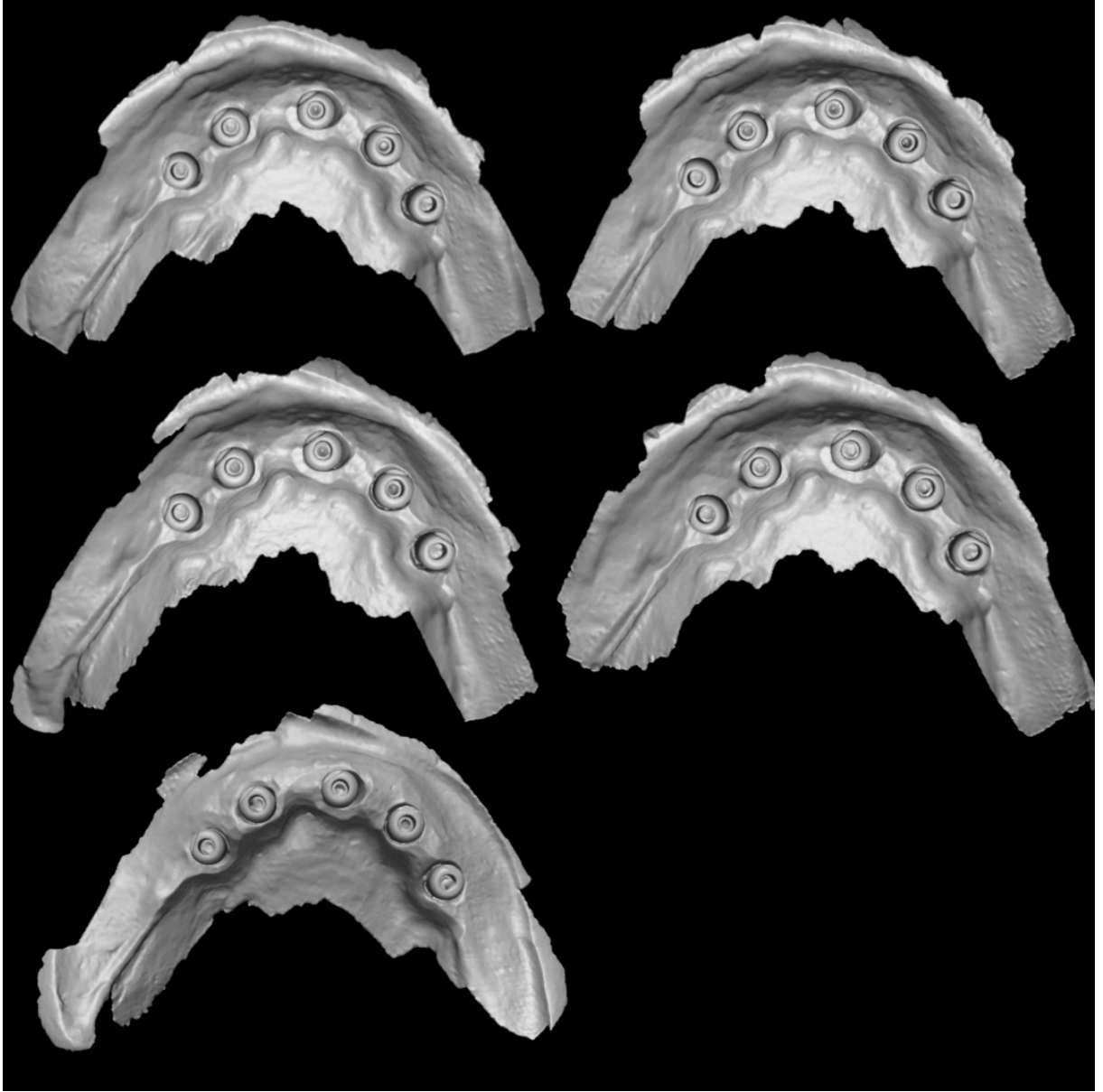
Çalışmamızda kullanılan Planmeca firmasına ait Emerald ağız içi tarayıcı cihazı birlikte kullanılacağı harici bilgisayara bağlandı. Hasta bilgileri Romexis adlı yazılım üzerinden girilerek kayıt işlemleri tamamlandı. Kayıt işleminden sonra ana menüde yer alan

“CAD/CAM” butonu, ardından sırası ile “New Scan and Design” ve “Go to CAD/CAM” seçenekleri seçilerek, ara yüz veri alımına hazır hale getirildi. Son olarak “Scan” butonu seçilerek tarama işlemi başlatıldı.

Tarama, üretici firmanın talimatlarına paralel şekilde gerçekleştirildi. Dijital ölçü alımına terminal implant olan 35 numaralı implantın oklüzal yüzeyinden başlanıp, diğer bir terminal implant olan 45 numaralı implanta kadar ark boyunca minimal zik-zak hareketlerle tarandı. Ardından tüm ark sırasıyla vestibüler ve lingual yüzeylerinden devam edilecek şekilde tekrar tarandı. Ekranda yer alan dijital ölçü üzerinde eksik bölgelerin kalmadığından emin olunduktan sonra ‘generate model’ seçeneği seçilerek dijital model oluşumu sağlandı.

Tarama sırasında kullanılan yazılımın sürümü Romexis 5.3.4’tür.

Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 36: Emerald cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.3.6 Modelin Virtuo Vivo ile Taranması

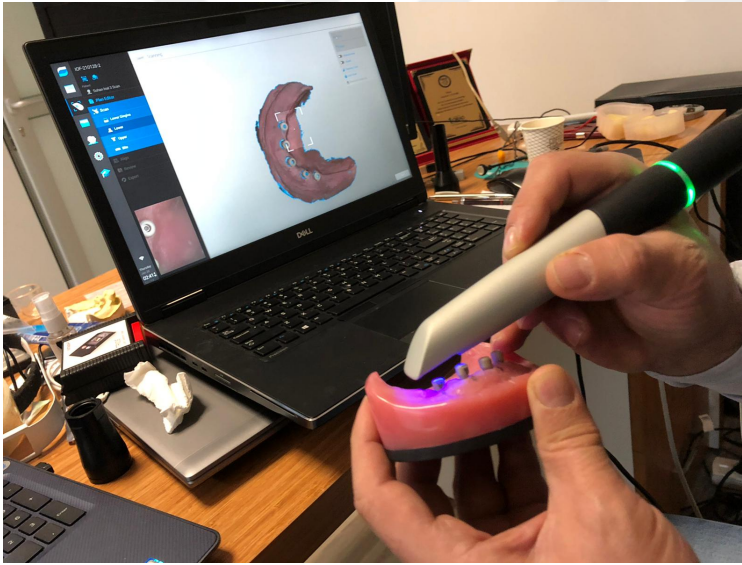
Virtuo Vivo ağız içi tarayıcı üretici firmanın talimatlarına uygun özelliklere sahip harici bir bilgisayar ile bağlantısı sağlandı. Virtuo Vivo ağız içi tarayıcısı kendi üreticisinin ‘Intraoral Scanner’ yazılımını kullanmaktadır. Bu yazılım üzerinde yeni bir hasta kaydı oluşturulup

vakaya dair ilgili bilgiler girildikten sonra ‘scan’ butonuna basılıp tarama gerçekleştirilmeye başlandı.

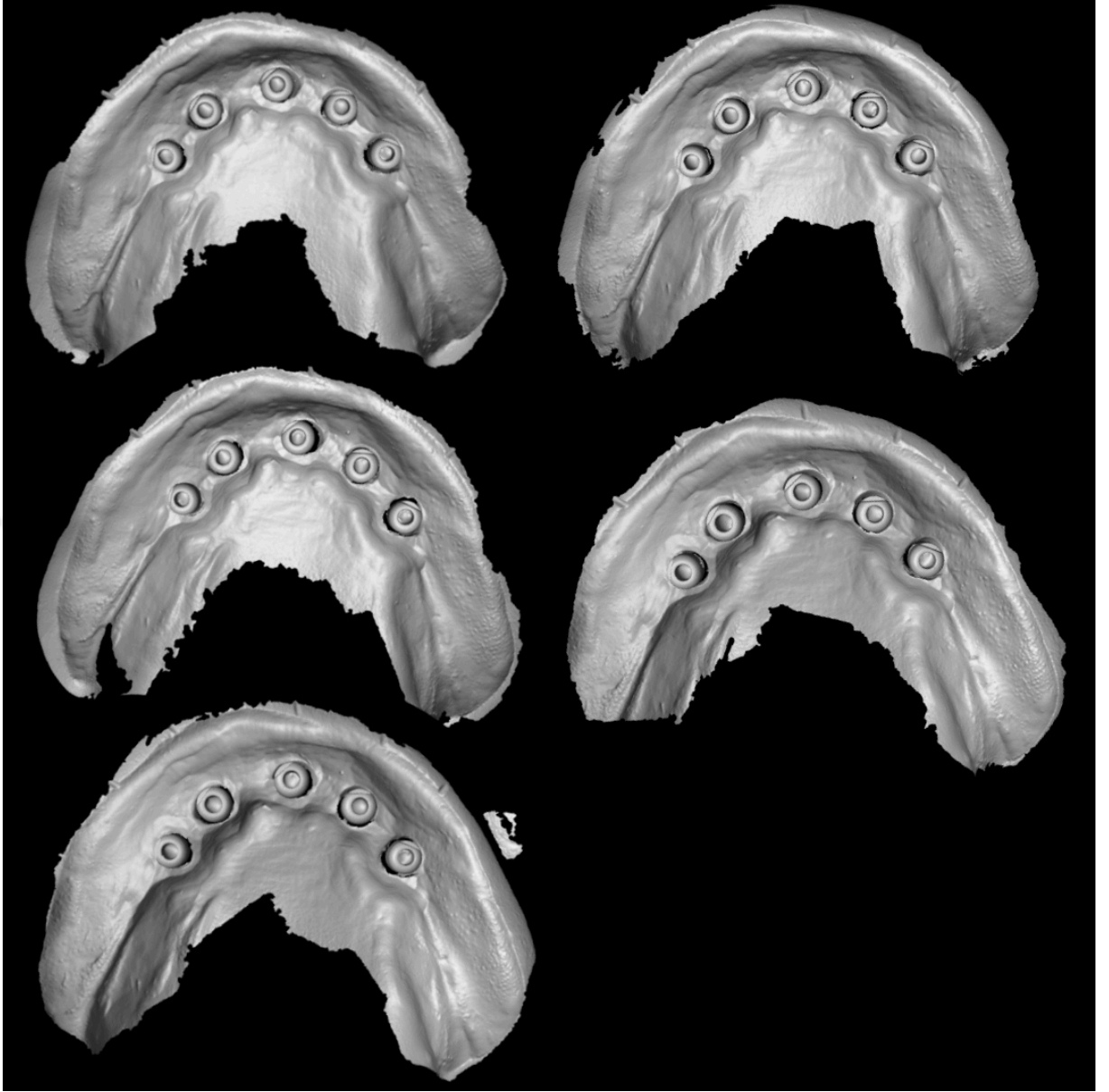
Dijital ölçü alımı terminal implant ölçü başlığı (#35) tüm hatlarıyla taranması ile başladı. Daha sonra bu ölçü başlığından başlanarak diğer terminal implantın (#45) ölçü başlığına kadar tüm ark oklüzal yüzeylerden tarandı. Terminal implant ölçü başlıkları arasında sırasıyla vestibüler ve palatinal yüzeylerden taranacak şekilde git-gel yapıldı. Son adımda dijital ölçü görüntüsünde yer alan eksik parçalar tamamlanıp, implant tarama başlıkları çevreleri tekrar tarandı ve model dijitalizasyonuna geçildi.

Tarama sırasında kullanılan yazılımın sürümü Intraoral Scanner 3.2.1.718’dir.

Bu işlem 5 kez aynı adımlar izlenerek tekrarlandı ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



Resim 37: Çalışma modelinin Virtuo Vivo ile taranması

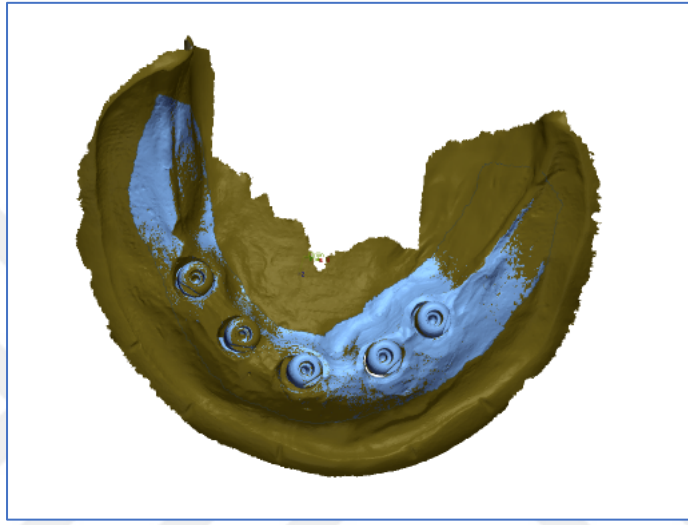


Resim 38: Virtuo Vivo cihazı ile yapılan taramalardan elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.4 Sanal Modellerin Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması

Referans modelin endüstriyel tarayıcı ile taranması sonucunda elde edilen dijital veri ve tüm ağız içi tarayıcılardan elde edilen dijital ölçülerin tamamı Geomagic Control x (Geomagic, ABD) yazılımında açıldı. Veriler .stl formatında olduğundan dolayı herhangi bir

dosya dönüştürmesine gerek kalmamıştır. Referans model ve ağız içi tarayıcılardan elde edilen veriler öncelikle kaba çakıştırma (initial alignment), daha sonra ise hassas çakıştırma (best-fit alignment) seçeneği ile teker teker çakıştırıldı (Resim 39). Best fit çakıştırma işlemi, referans veri ile deney grubu verileri tarama başlığı bölgesi verilerinin ‘en iyi’ eşleşeceği şekilde gerçekleştirildi.



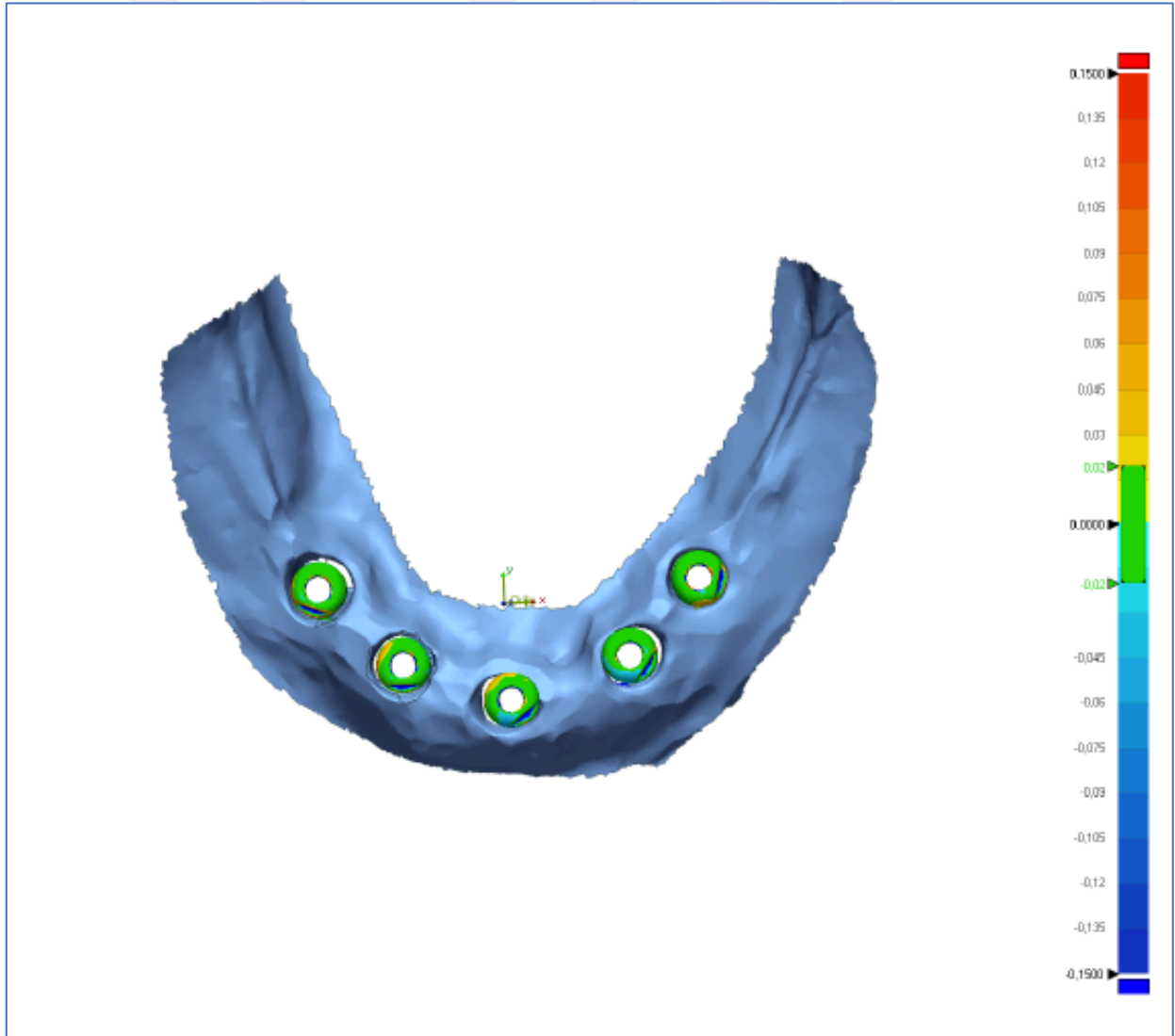
Resim 39: Best-fit hizalamanın gerçekleştiği referans ve deney verisi

Çakıştırma sonrasında Geomagic Control X yazılımının renk haritası (3D Deviation – Color Map) özelliği kullanılarak her model için 3 boyutlu sapma miktarı ile uyumlu renk haritaları çıkarıldı (Resim 40).

Renk haritasında mevcut renkler belli bir skalaya göre yer almaktadır. Yeşil renk ile boyanan alanlar ideal uyumun sağlandığını gösterirken, kırmızı ve mavi boyanan alanlar sırası ile eksi ve artı sapma miktarını belirtmektedir. En koyu kırmızı alanlar sapma miktarının en fazla ve negatif değerde olduğu, en koyu mavi alanlar ise sapma miktarının en az ve pozitif değerde olduğu alanları göstermektedir. Negatif değerdeki alanların referans ölçüden daha dar, pozitif değerdeki alanların ise referans değerden daha geniş olduğu söylenebilmektedir. Dijital ölçülerde bahsi geçen ‘dar’ ve ‘geniş’ kavramları, konvansiyonel ölçüde söz konusu olan ‘ölçünün büzülmesi’ ve ‘ölçünün genişlemesi’ terimlerine alternatif olmaktadır.

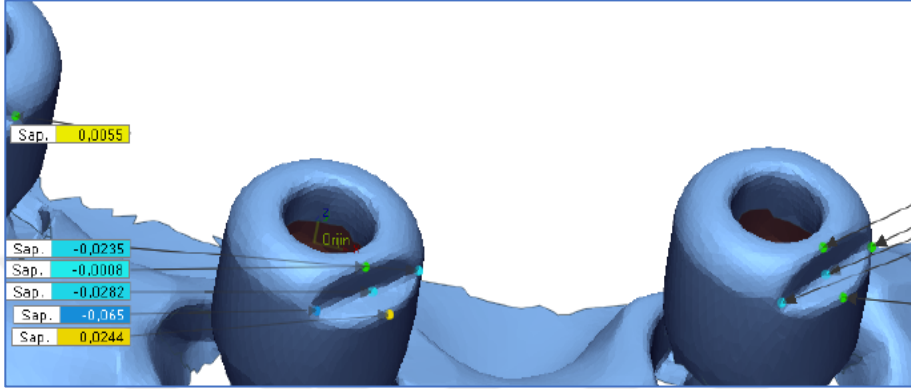
Renk haritası renk skalasının limit değerleri operatör tarafından belirlenebilmektedir. Çalışmamızda bu limit değerleri Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin elastomerik ölçülerin özellikleri ile ilgili yayınlanan 19 No'lu Şartnamesi esas alınarak belirlendi (Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. 1977).

Yeşil ile belirtilen ve ideal olarak kabul edilen değer ± 20 mikron olarak kabul edilirken, kabul edilebilir ölçü için koyu mavi ve koyu kırmızı ile kodlanan değer olan ± 150 mikron kabul edildi.

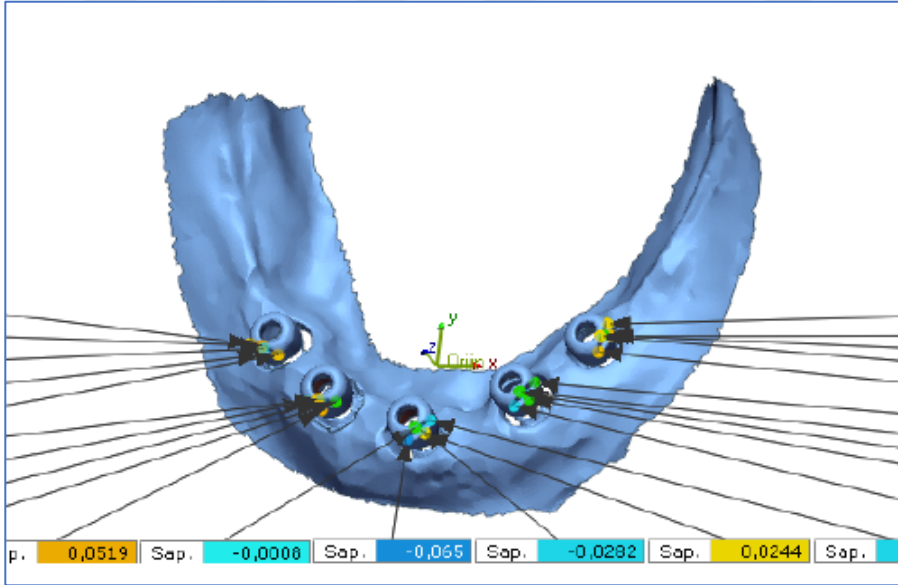


Resim 40: Geomagic Control X yazılımının renk haritası özelliği

Tarama başlıkları (scan body) üzerindeki yüzeyler arası üç boyutlu deviasyon ölçümü yazılım tarafından gerçekleştirildi.



Resim 41: Tarama başlıkları üstünde seçilen spesifik noktalar



Resim 42: Ölçüm noktalarının ark üzerindeki görüntüsü

Geomagic Control X yazılımı 3 boyutlu sapma miktarını belirlemede ortalama sapmanın karesinin karekökü sonucunu (RMS: Root Mean Square) değerini sunmaktadır. Tüm

düzlemlerde sapma miktarları 3 boyutlu hesaplanıp matematiksel bir değer haline getirilmektedir.

Tüm örnekler için renk haritası oluşturuldu, ilgili noktadaki sapma miktarları raporlandı ve elde edilen RMS değerleri kaydedilip, istatistiksel olarak değerlendirildi.

3.5 Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizler için ilgili veriler IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) V23 (Armonk, New York, ABD) yazılımı ile test edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testiyle incelendi. Gruplara göre normal dağılan sapma değerlerinin karşılaştırılmasında Tek yönlü varyans analizi kullanıldı ve varyans homojenliğinin incelenmesinde Levene testi kullanıldı. Verilerin varyansı homojen olmadığı için çoklu karşılaştırmalar Games-Howell testiyle gerçekleştirildi. Tekrarlanabilirliğin incelenmesinde değişim katsayısı kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

4 BULGULAR

Yaptığımız çalışmamızda referans veri ile deney gruplarının verilerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen yüzey sapma miktarlarının ortalaması alındı ve bu değerler istatistiksel olarak değerlendirildi. Değerlendirme aşamasında gözönünde bulundurulan parametreler ölçülerdeki 3 boyutlu sapmanın tespit edildiği ve RMS (Root Mean Square) değerinin kullanıldığı doğruluk ve deney gruplarının kendi içerilerinde tutarlılıklarının değerlendirildiği hassasiyettir.

Tablo 1: Cihazlara göre doğruluğun incelenmesi

	Sapma değerleri	
	Ort. $\pm$ s. Sapma	Min - Mak
Virtuo Vivo	0,0434 $\pm$ 0,0089	0,0327 - 0,0555
Trios 4	0,0466 $\pm$ 0,0021	0,0448 - 0,0489
Trios 3	0,0482 $\pm$ 0,0011	0,0468 - 0,0498
Emerald	0,056 $\pm$ 0,0068	0,0447 - 0,0605
Medit i500	0,0523 $\pm$ 0,0026	0,0503 - 0,0566
Primescan	0,0411 $\pm$ 0,0058	0,0353 - 0,0497
Total	0,0479 $\pm$ 0,0071	0,0327 - 0,0605

Virtuo Vivo cihazı doğruluk değerleri 0,0327 – 0,0555 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,0434 $\pm$ 0,0089 birimdir.

Trios 4 cihazı doğruluk değerleri 0,0448 – 0,0489 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,0466 $\pm$ 0,0021 birimdir.

Trios 3 cihazı doğruluk değerleri 0,0468 - 0,0498 birim arasında değişmekte olup ortalama $0,0482 \pm 0,0011$ birimdir.

Emerald cihazı doğruluk değerleri 0,0447 - 0,0605 birim arasında değişmekte olup ortalama $0,056 \pm 0,0068$ birimdir.

Medit i500 cihazı doğruluk değerleri 0,0503 - 0,0566 birim arasında değişmekte olup ortalama $0,0523 \pm 0,0026$ birimdir.

Primescan cihazı doğruluk değerleri 0,0353 - 0,0497 birim arasında değişmekte olup ortalama $0,0411 \pm 0,0058$ birimdir (Tablo 1).

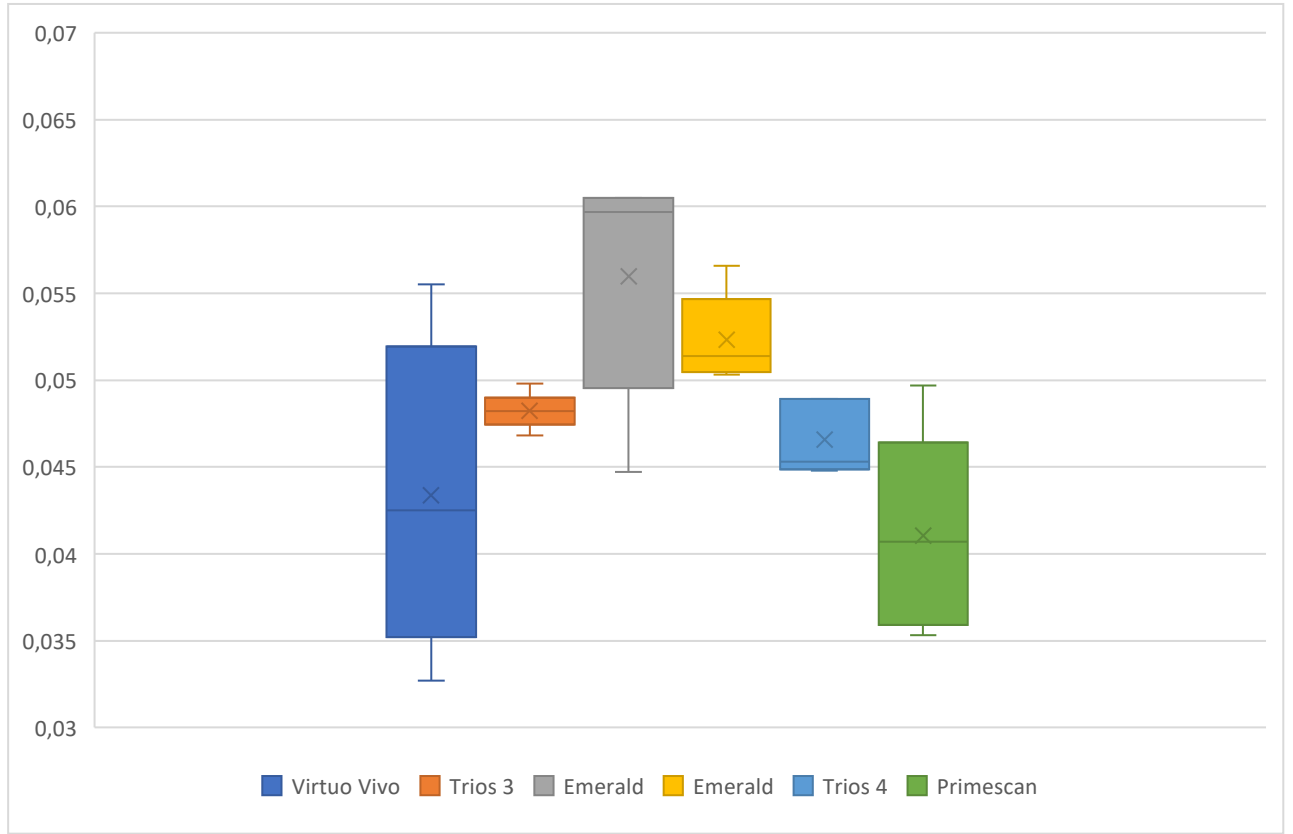
4.1 Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Gruplara göre normal dağılan sapma değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı ve varyans homojenliğinin incelenmesinde Levene Testi kullanıldı. Verilerin varyansı homejen olmadığı için çoklu karşılaştırmalar Games-Howell Testiyle gerçekleştirildi.

Cihazlar arasında doğruluk değerleri bakımından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Games–Howell testleri sonucunda; Trios 4 cihazına ait sapma değerlerinin Medit i500 cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptandı ($p=0,04$). Trios 3 cihazına ait sapma değerlerinin Medit i500 cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptandı ($p=0,017$). Emerald cihazına ait sapma değerlerinin Primescan cihazına ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptandı ($p=0,046$). Primescan cihazına ait sapma değerlerinin Medit i500 cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptandı ($p=0,049$). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 2).

Tablo 2: Doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler

(I) Marka	(J) Marka	Ortalama fark (i-j)	S. Hata	p	%95 Güven aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Virtuo Vivo	Trios 4	-0,003	0,004	0,959	-0,022	0,015
	Trios 3	-0,005	0,004	0,817	-0,024	0,014
	Emerald	-0,013	0,005	0,232	-0,031	0,006
	Medit i500	-0,009	0,004	0,393	-0,027	0,009
	Primescan	0,002	0,005	0,995	-0,016	0,020
Trios 4	Trios 3	-0,002	0,001	0,652	-0,006	0,003
	Emerald	-0,009	0,003	0,180	-0,023	0,004
	Medit i500	-0,006	0,001	*0,040	-0,011	0,000
	Primescan	0,006	0,003	0,446	-0,006	0,017
Trios 3	Emerald	-0,008	0,003	0,291	-0,022	0,006
	Medit i500	-0,004	0,001	*0,017	-0,009	0,001
	Primescan	0,007	0,003	0,238	-0,005	0,019
Emerald	Medit i500	0,004	0,003	0,855	-0,010	0,017
	Primescan	0,015	0,004	*0,046	0,000	0,030
Medit i500	Primescan	0,011	0,003	*0,049	0,000	0,023



Şekil 11: Cihazlara göre doğruluk değerleri

4.2 Hassasiyetin Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Hassasiyetin değerlendirilmesi adına cihazlara ait örnek değerleri arasındaki değişim katsayısı incelendiğinde hassasiyeti en yüksek 0,021 değişim katsayısı ile Trios 3 cihazı iken hassasiyeti en düşük 0,179 değişim katsayısı ile Virtuo Vivo cihazıdır (Tablo 3). Değişim katsayısı ilgili serinin standart sapmasının aritmetik ortalamasına bölünmesi ile elde edilmektedir.

Tablo 3: Cihazlara göre Tekrarlanabilirliğin incelenmesi

	Sapma değerleri		Hassasiyet Değeri*	Test istatistiği	p
	Ort. $\pm$ s. Sapma	Ort. (min. - maks.)			
Virtuo Vivo	0,0434 $\pm$ 0,0089	0,0425 (0,0327 - 0,0555)	0,179	F=4,991	0,014
Trios 4	0,0466 $\pm$ 0,0021	0,0453 (0,0448 - 0,0489)	0,043		
Trios 3	0,0482 $\pm$ 0,0011	0,0482 (0,0468 - 0,0498)	0,021		
Emerald	0,056 $\pm$ 0,0068	0,0597 (0,0447 - 0,0605)	0,136		
Medit i500	0,0523 $\pm$ 0,0026	0,0514 (0,0503 - 0,0566)	0,051		
Primescan	0,0411 $\pm$ 0,0058	0,0407 (0,0353 - 0,0497)	0,115		
Total	0,0479 $\pm$ 0,0071	0,0483 (0,0327 - 0,0605)	0,024		

* Hassasiyet değerinin bulunmasında değişim katsayısından faydalanılmıştır. Değişim katsayısı; serinin standart sapmasının, aritmetik ortalamasına bölünmesi ile elde edilen katsayı değeridir.

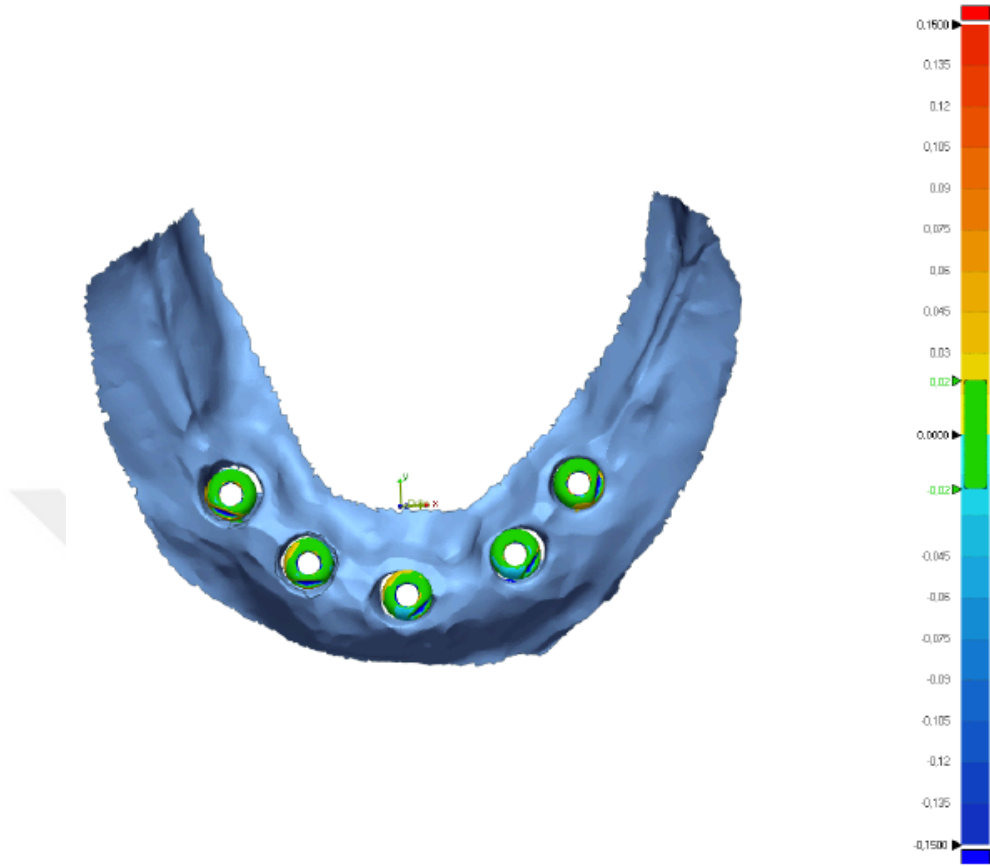
4.3 Renk Haritalarına Dair Bulgular

Çalışmamızda yararlanılan Geomagic Control X (Geomagic, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımında yer alan '3 boyutlu Renk haritası' özelliği referans ve çalışma modellerinin karşılaştırılmasından sonra kullanıldı. Haritada yer alan renk skalasında kullanılacak limit değerleri kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir. Üst ve alt sınırlar için bu değerler ± 150 mikrona ayarlanmış olup üst sınırdaki limite doğru koyulaşan kırmızı renk ve alt sınırdaki limite doğru koyulaşan mavi renk yer almaktadır. Yeşil renk ise ± 20 mikron limiti içerisinde sapma gösteren bölgeleri ifade etmektedir.

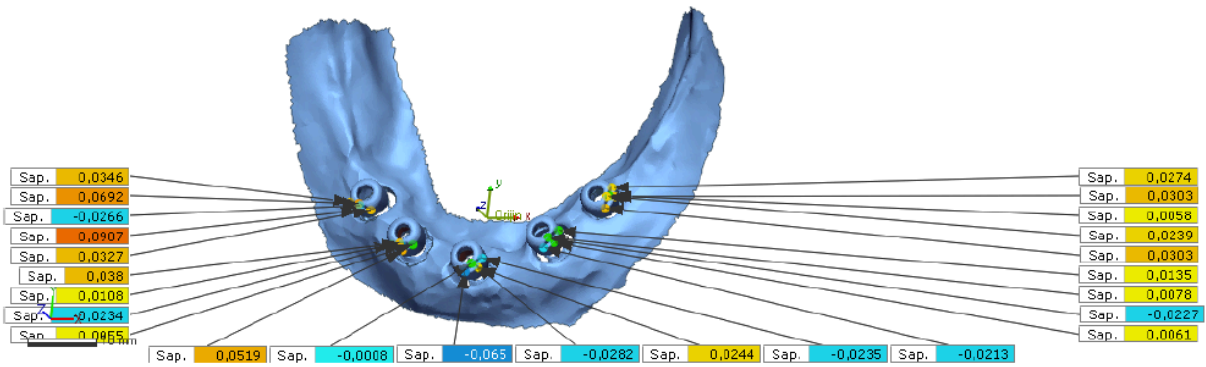
Aşağıda örneklere ait renk haritaları sıralanmaktadır.



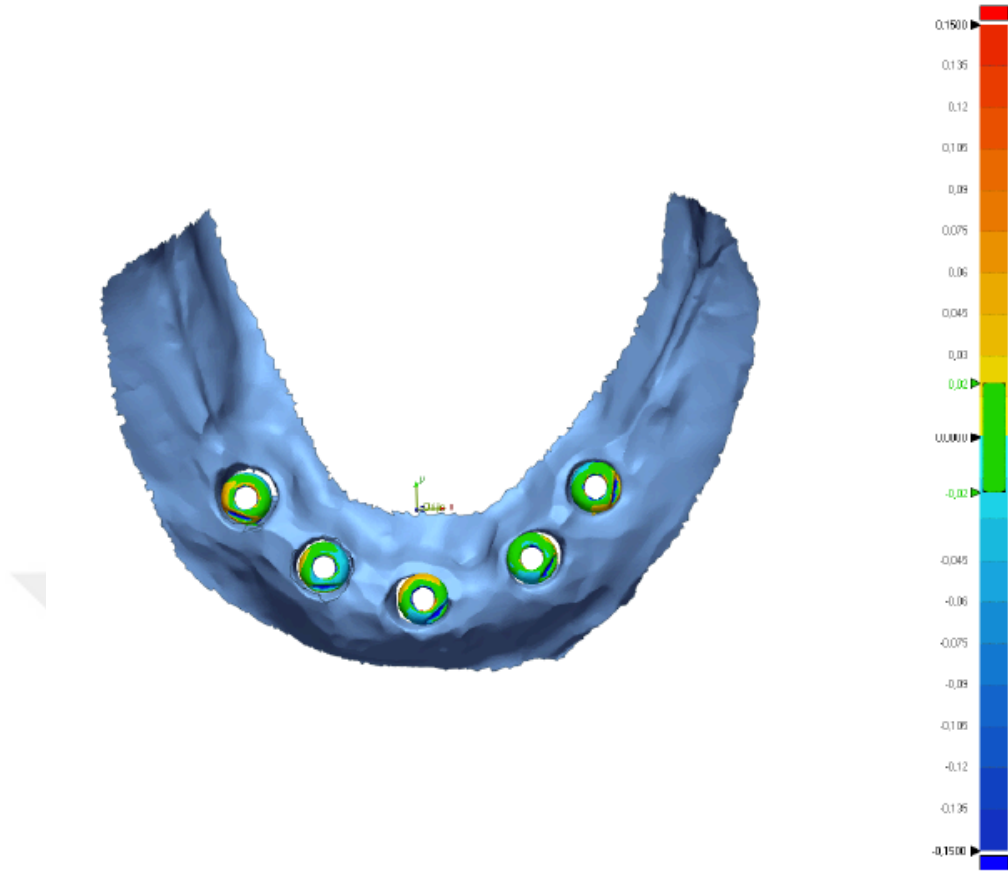
4.3.1 Emerald Cihazına Ait Renk Haritaları



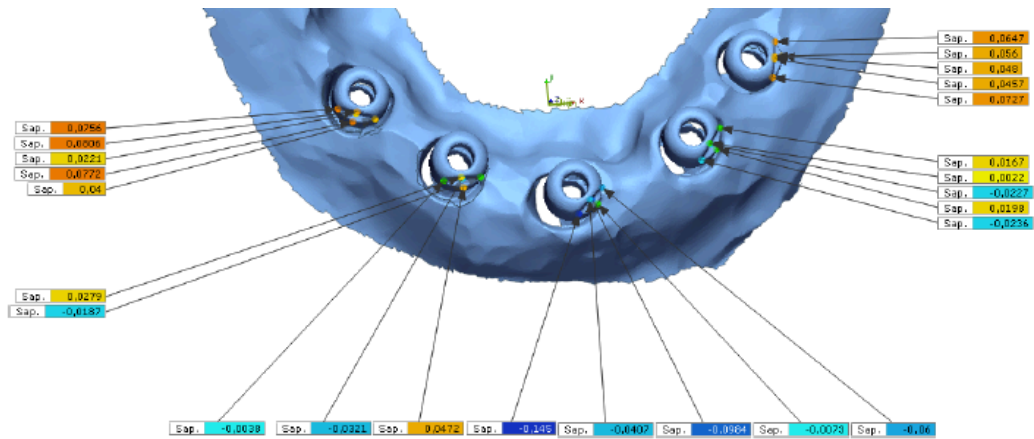
Resim 43: Emerald cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



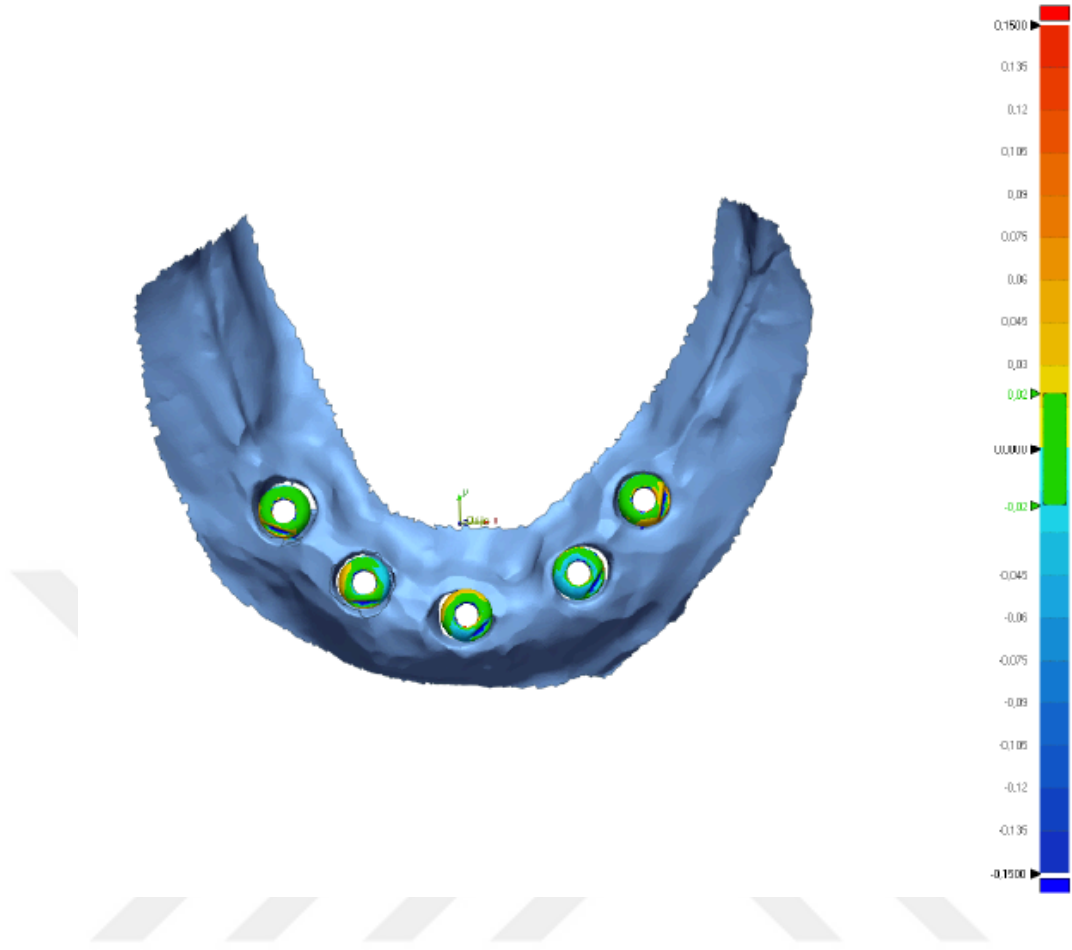
Resim 44: Emerald cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



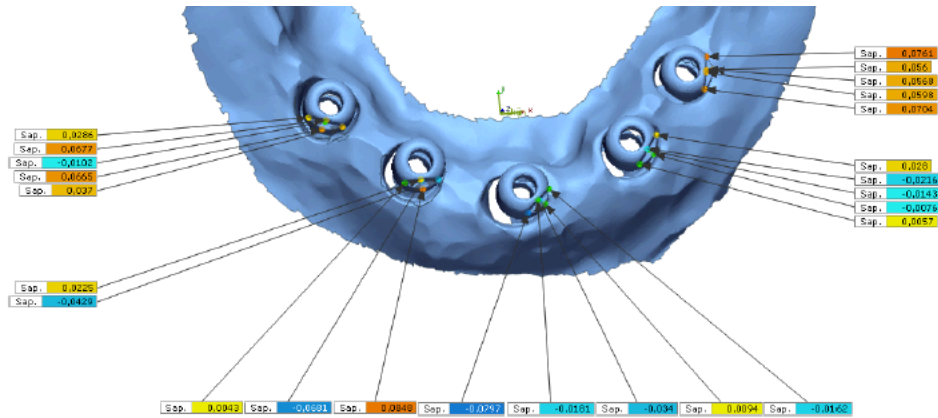
Resim 45: Emerald cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



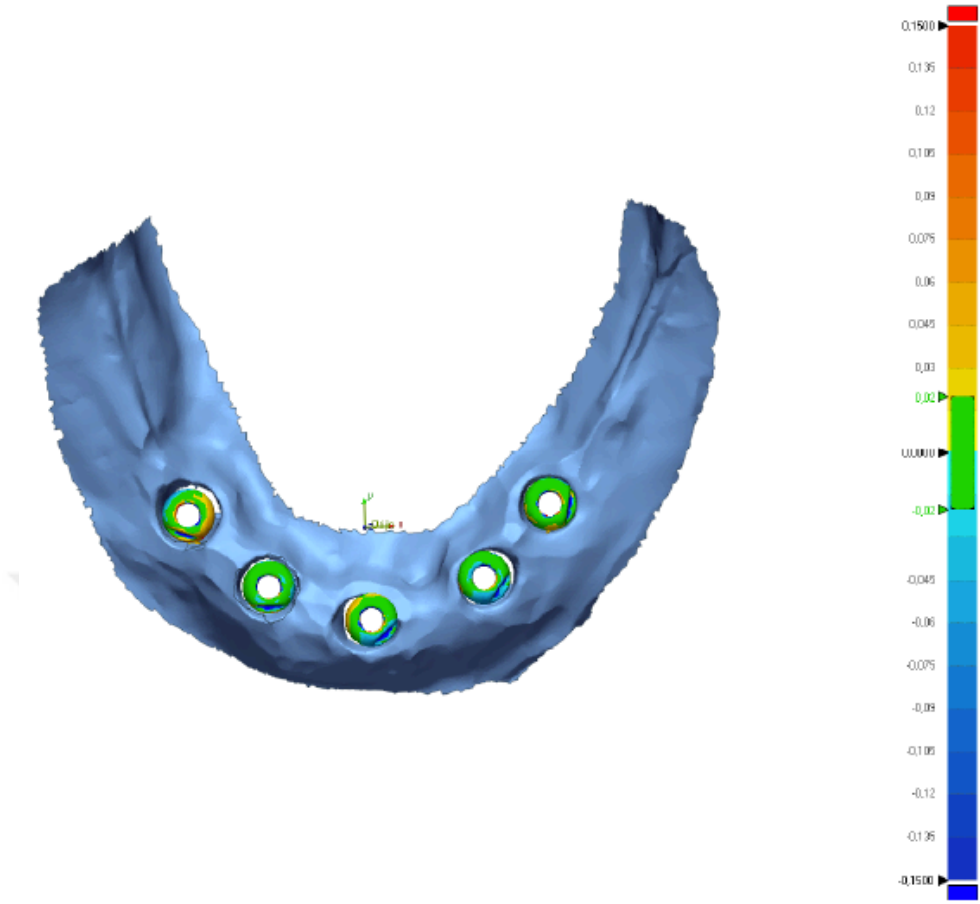
Resim 46: Emerald cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



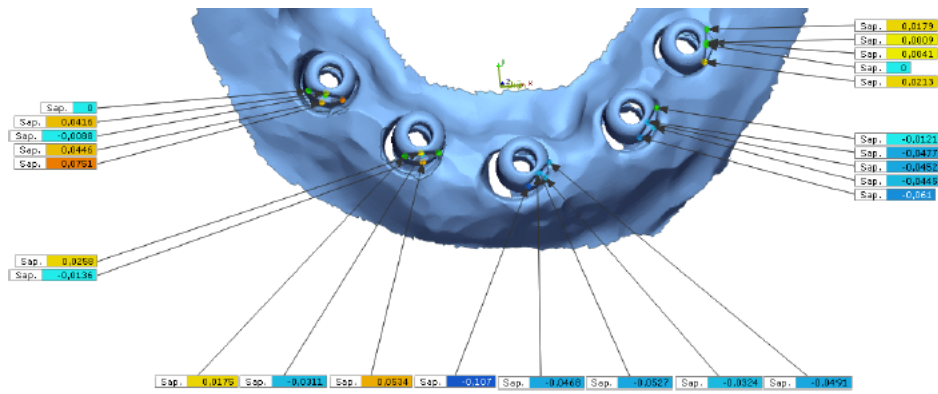
Resim 47: Emerald cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



Resim 48: Emerald cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

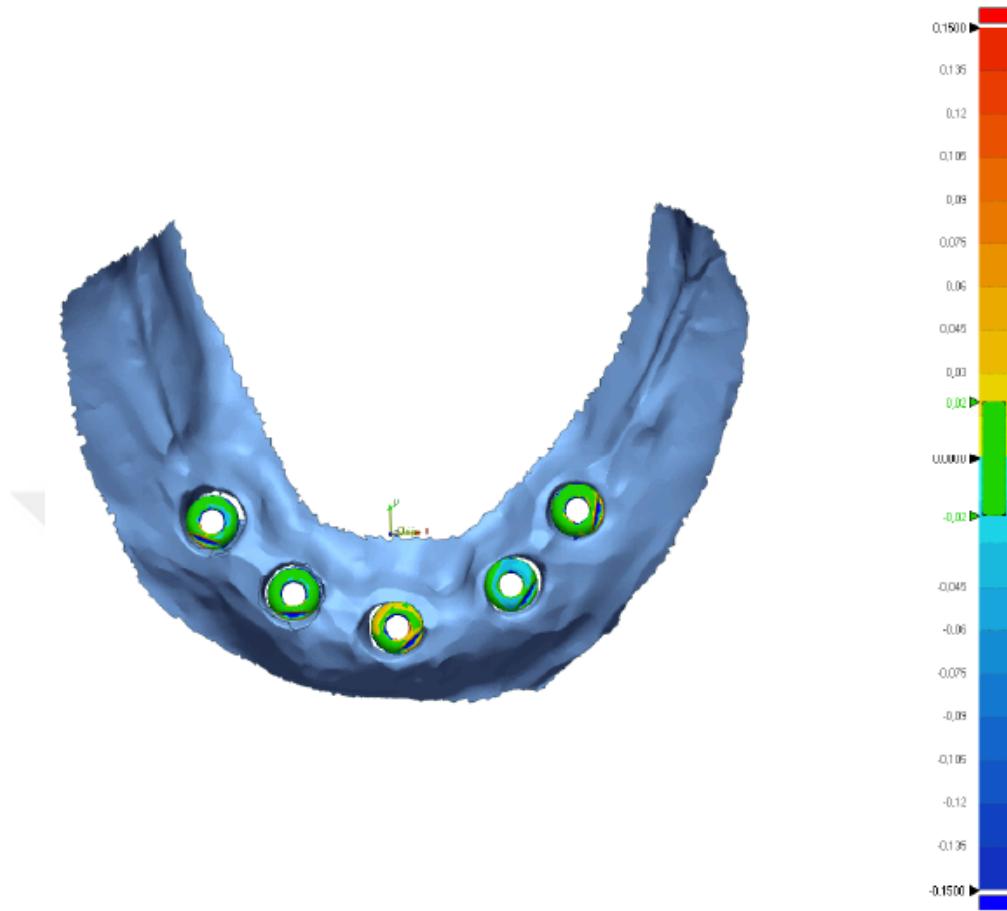


Resim 51: Emerald cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

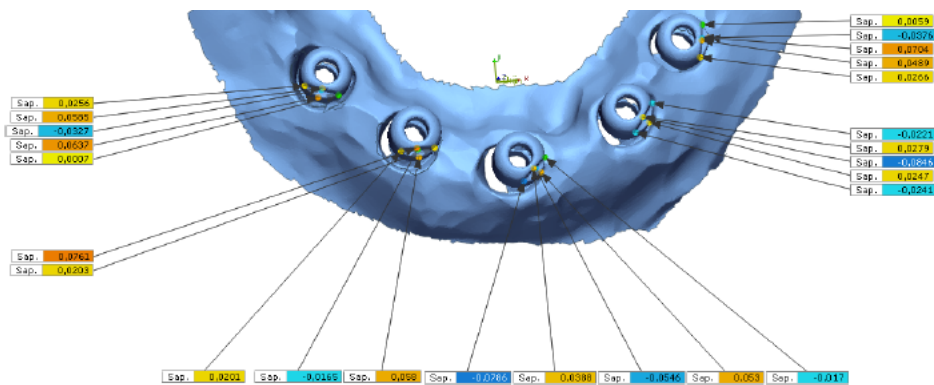


Resim 52: Emerald cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

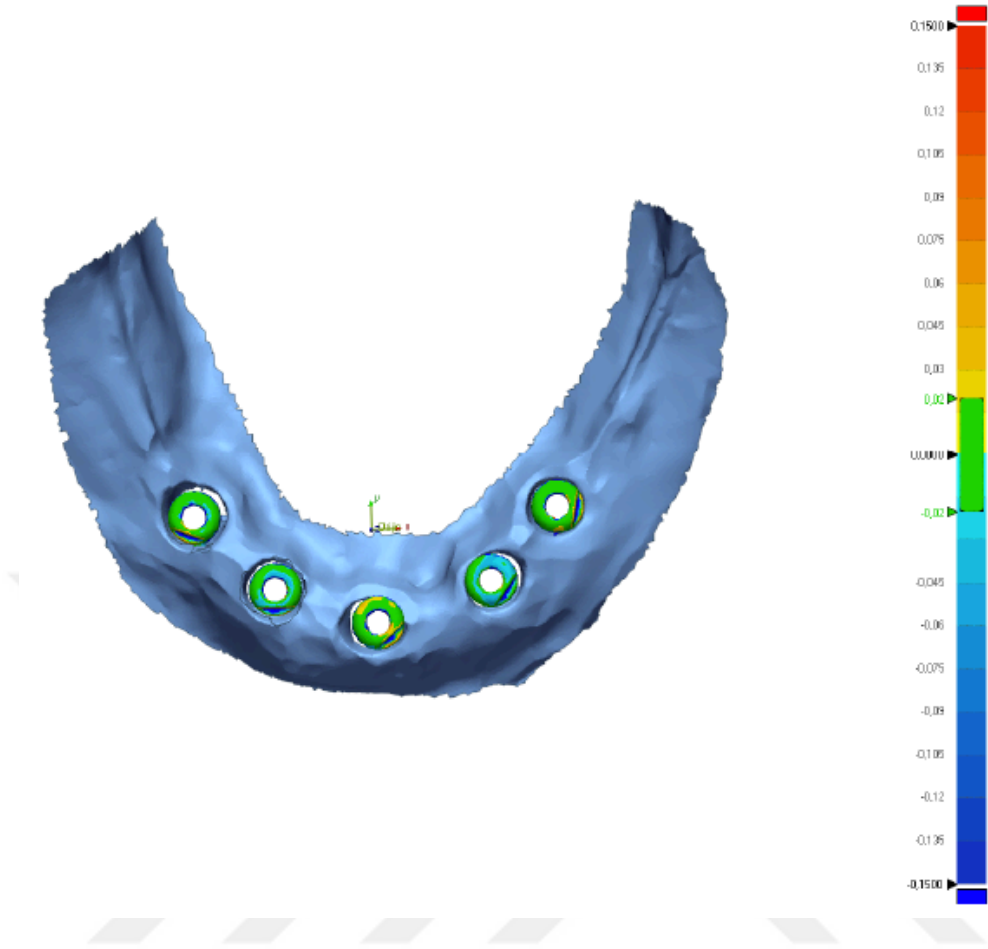
4.3.2 Primescan Cihazına Ait Renk Haritaları



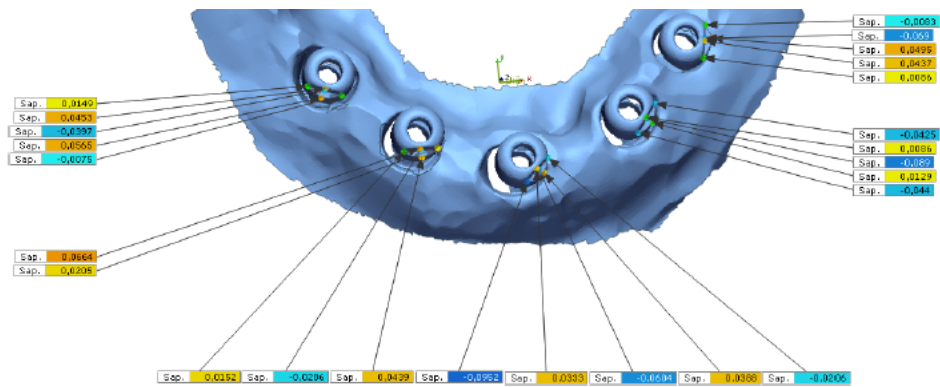
Resim 53: Primescan cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



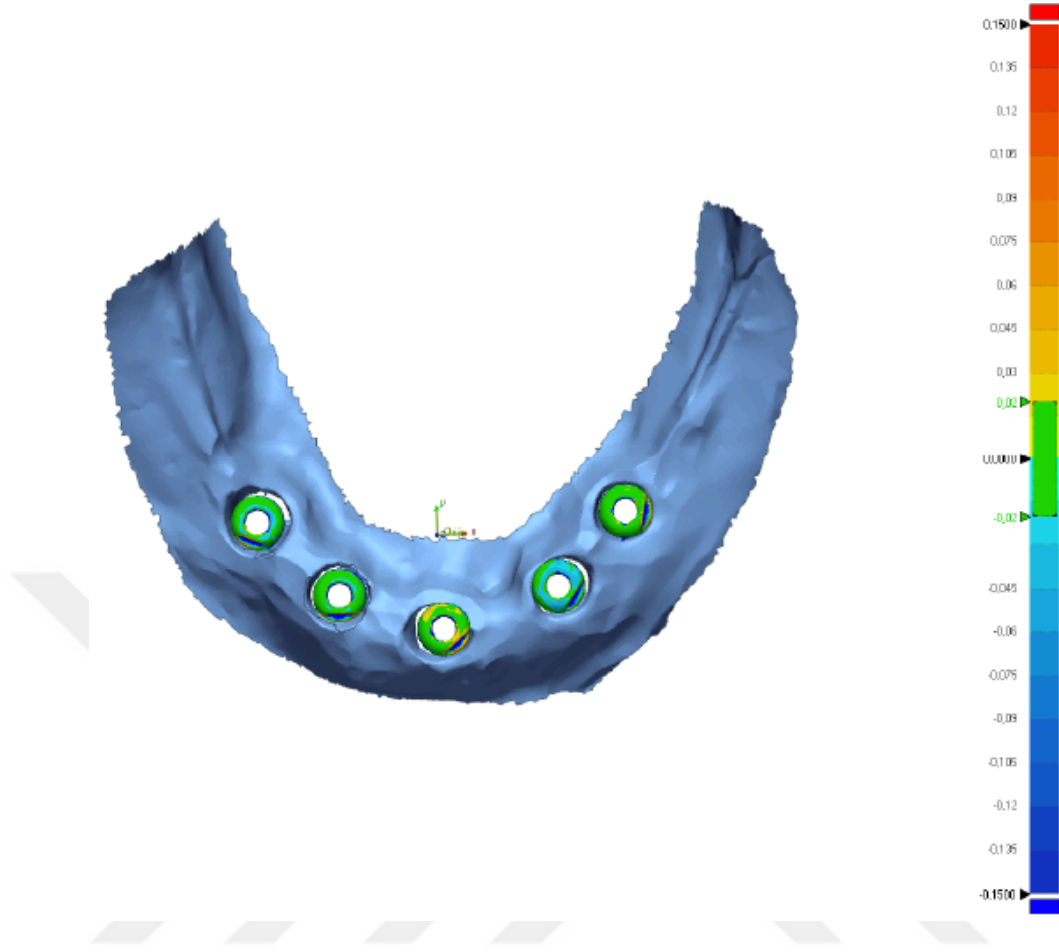
Resim 54: Primescan cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



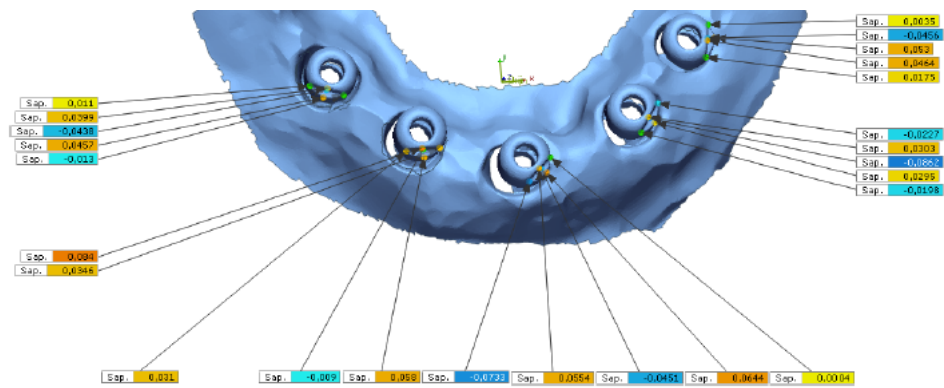
Resim 55: Primescan cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



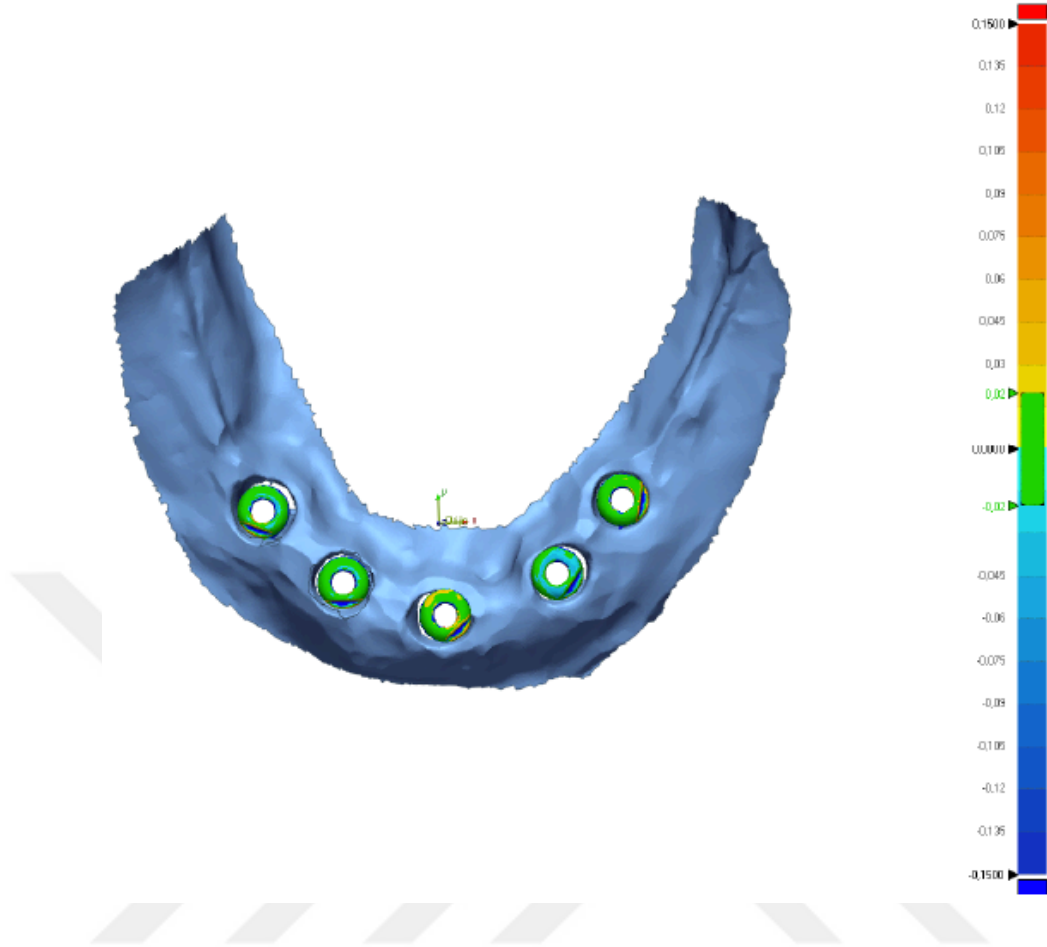
Resim 56: Primescan cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



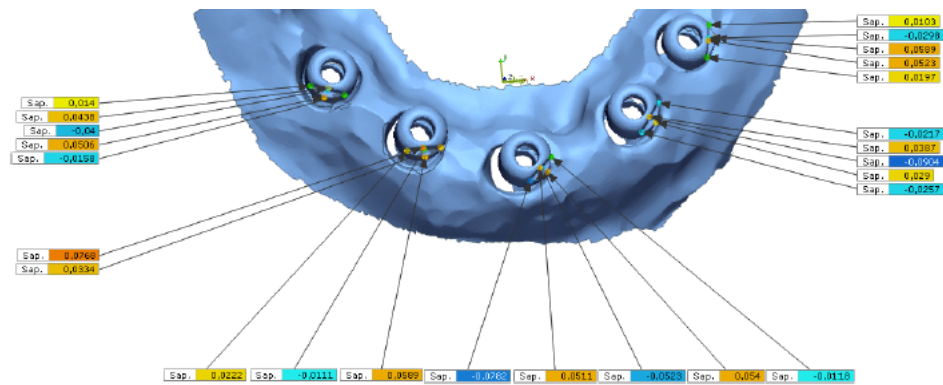
Resim 59: Primescan cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Resim 60: Primescan cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

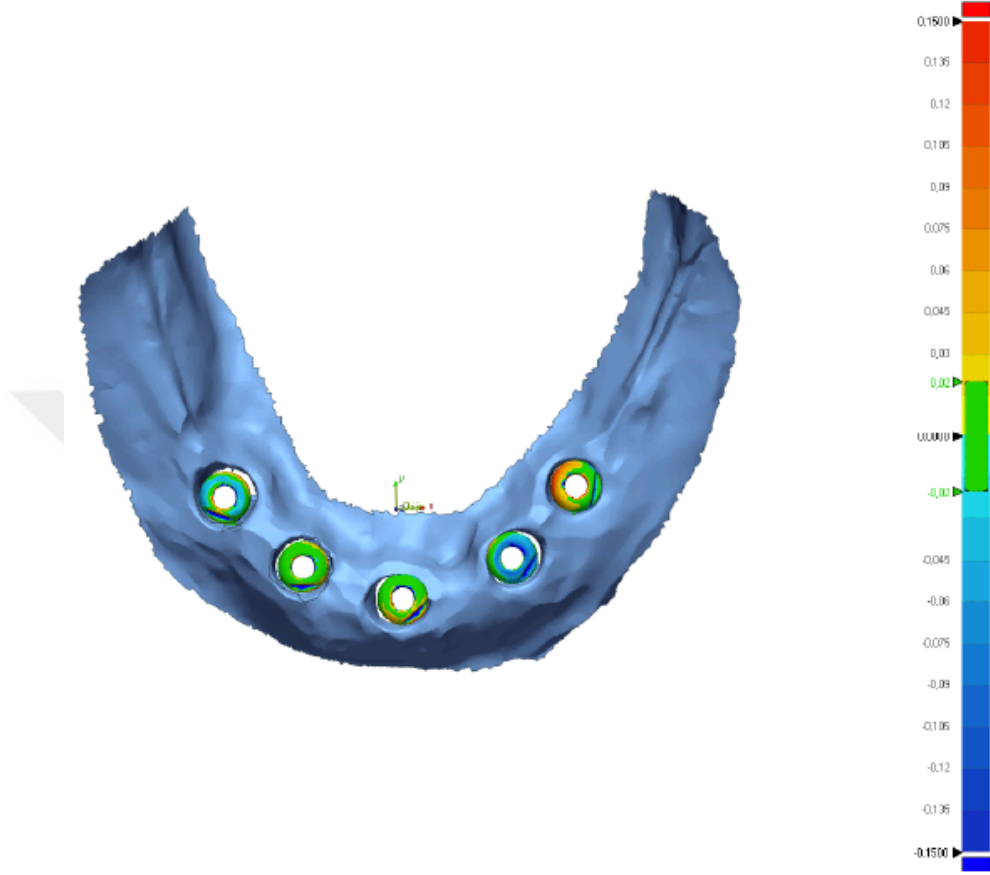


Resim 61: Primescan cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

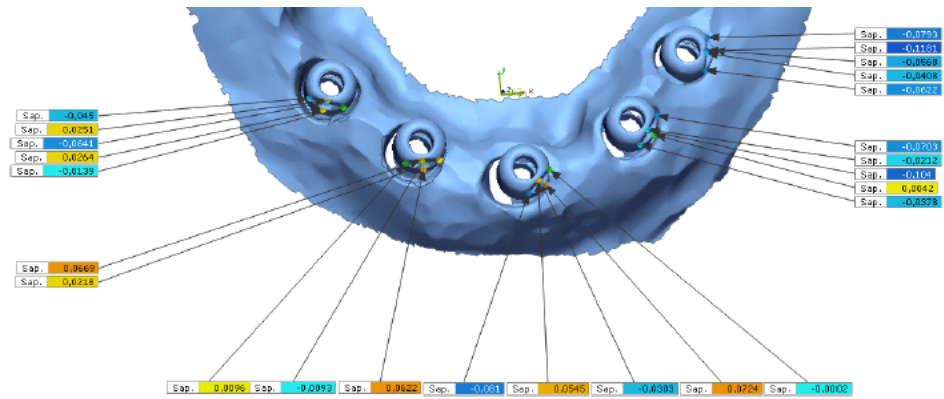


Resim 62: Primescan cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

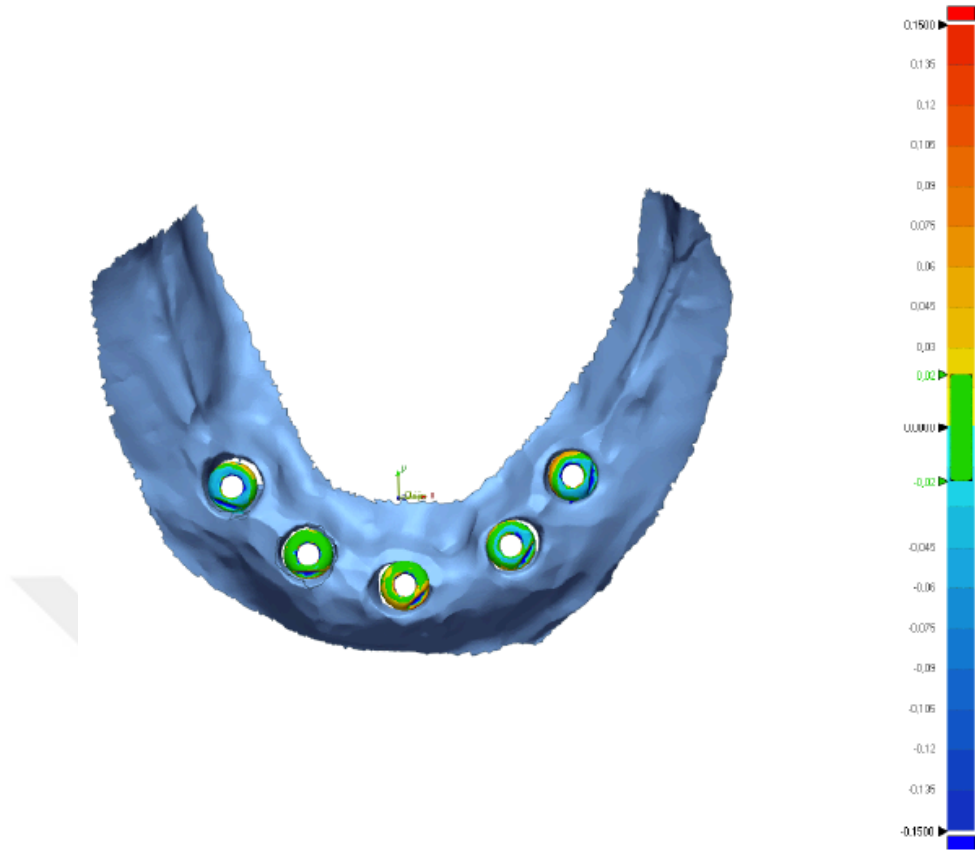
4.3.3 Trios 3 Cihazına Ait Renk Haritaları



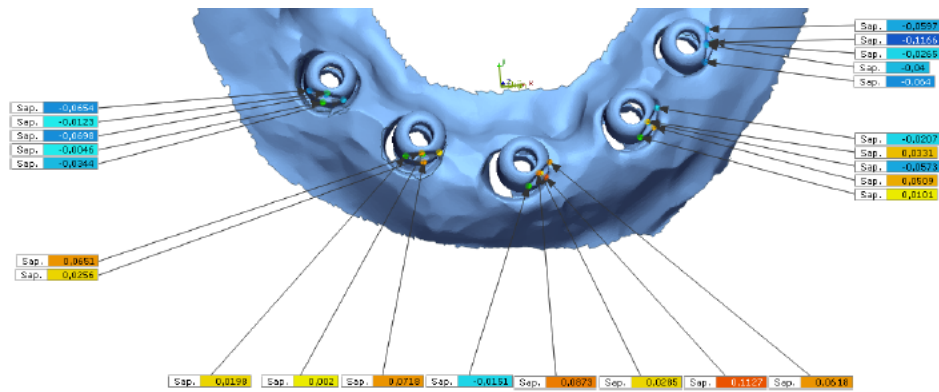
Resim 63: Trios 3 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



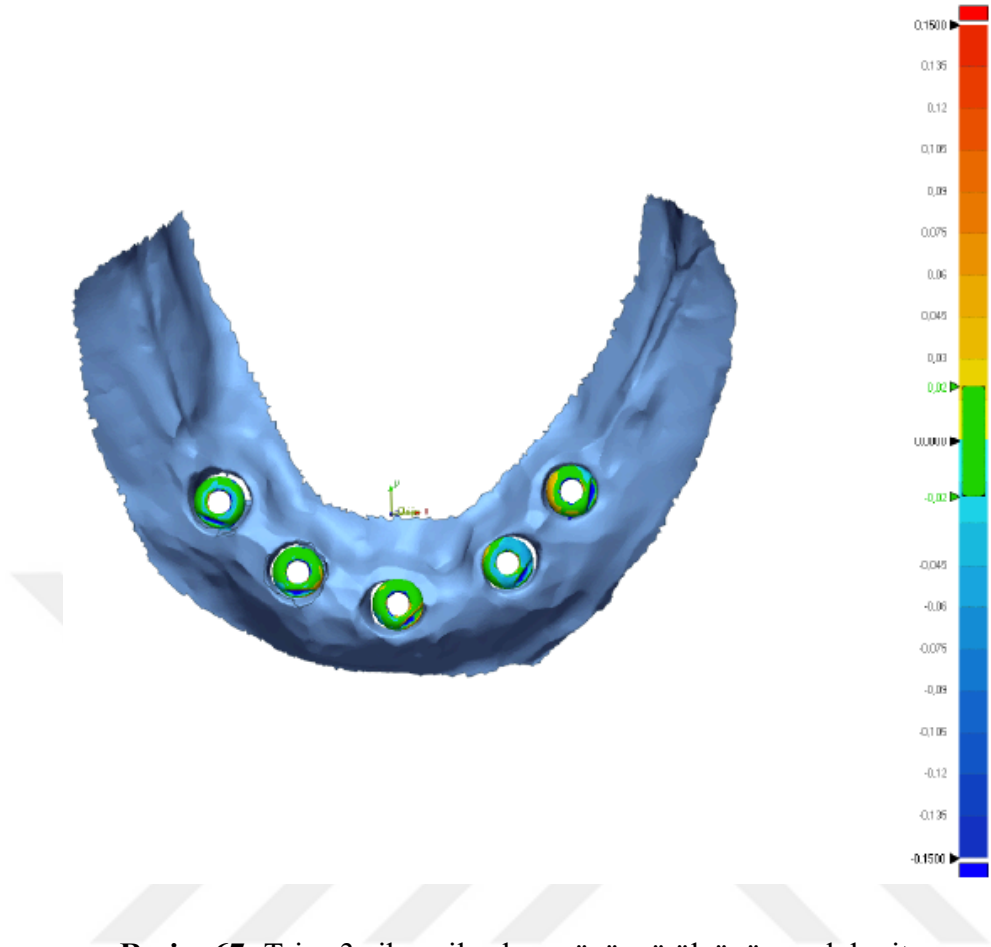
Resim 64: Trios 3 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



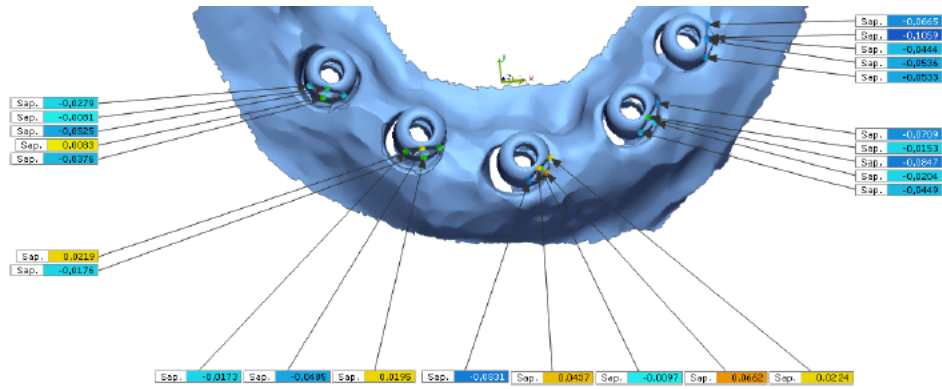
Resim 65: Trios 3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



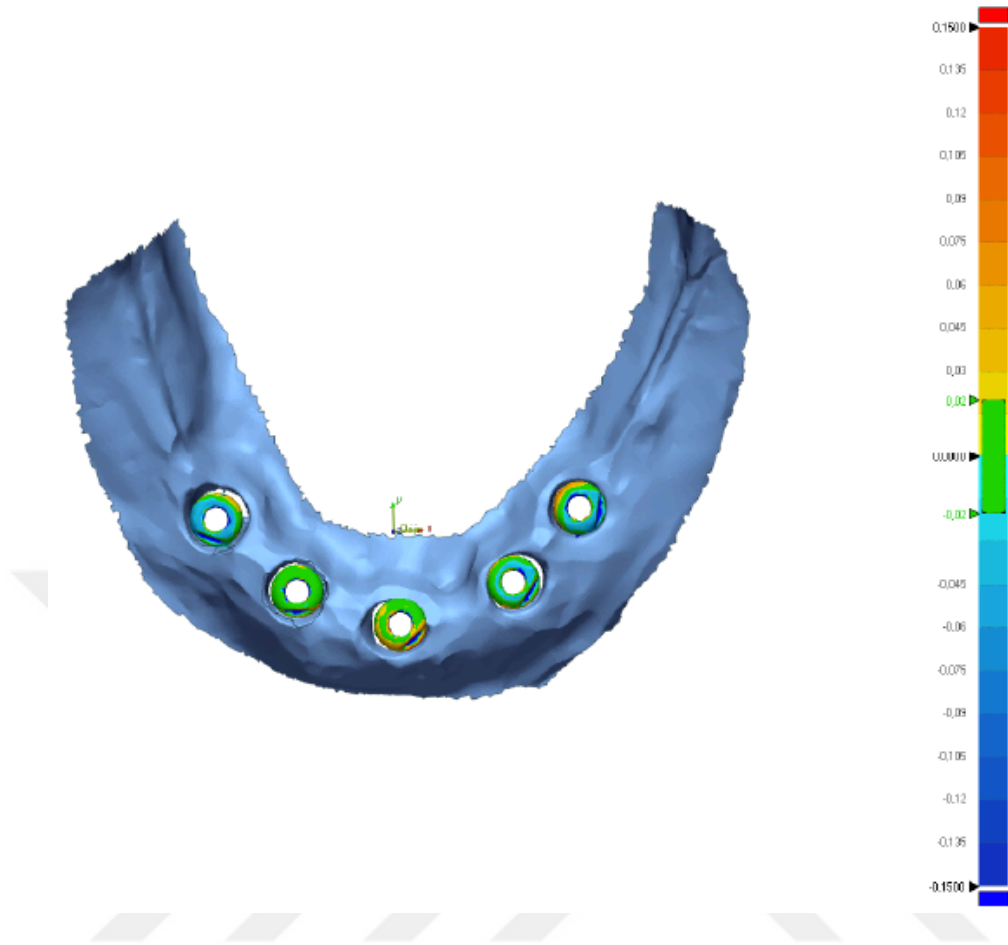
Resim 66: Trios 3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



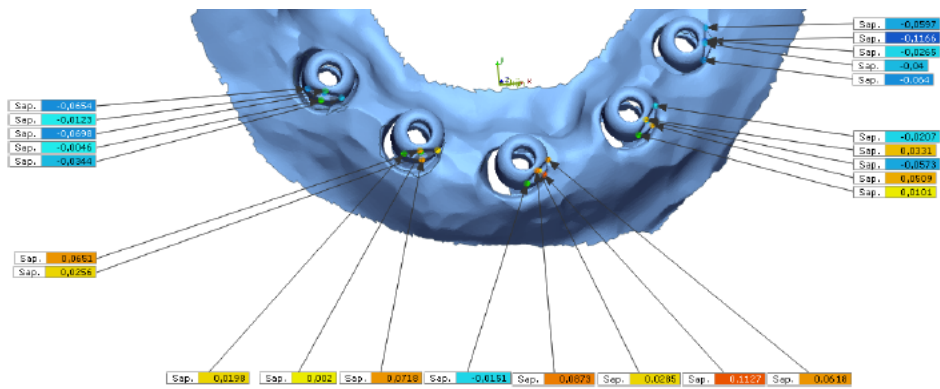
Resim 67: Trios 3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



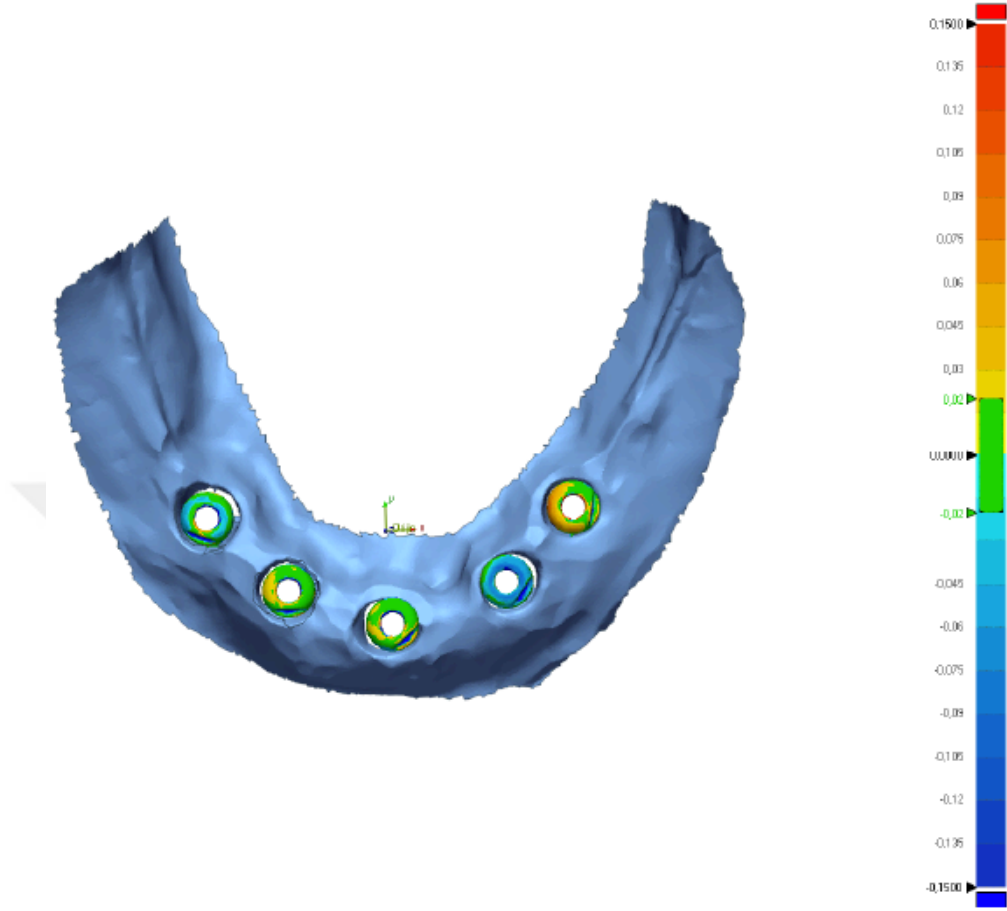
Resim 68: Trios 3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



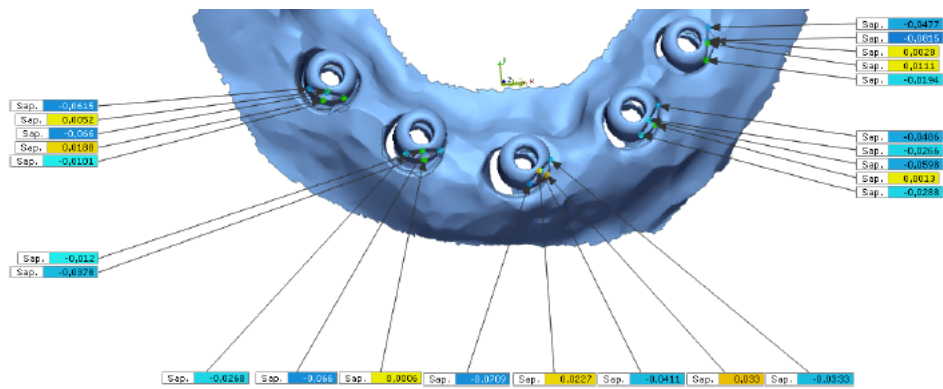
Resim 69: Trios 3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



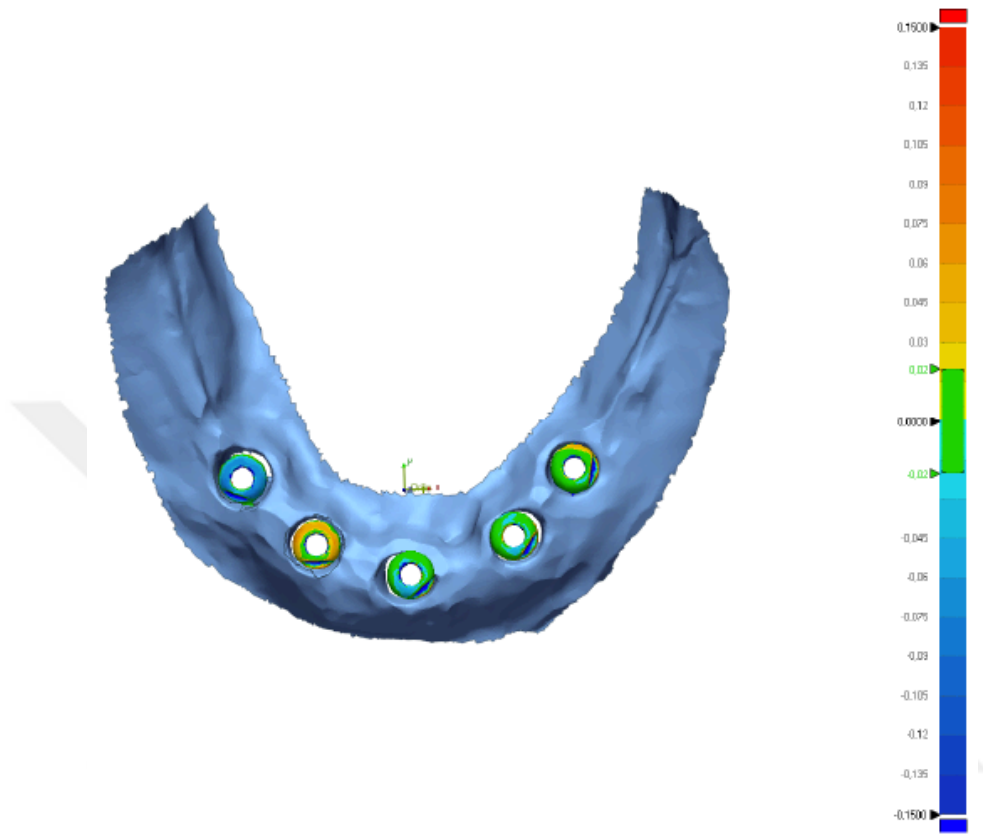
Resim 70: Trios 3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



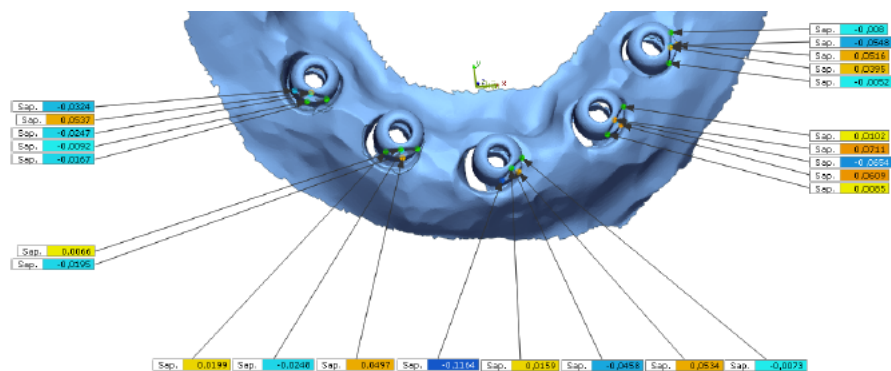
Resim 71: Trios 3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası



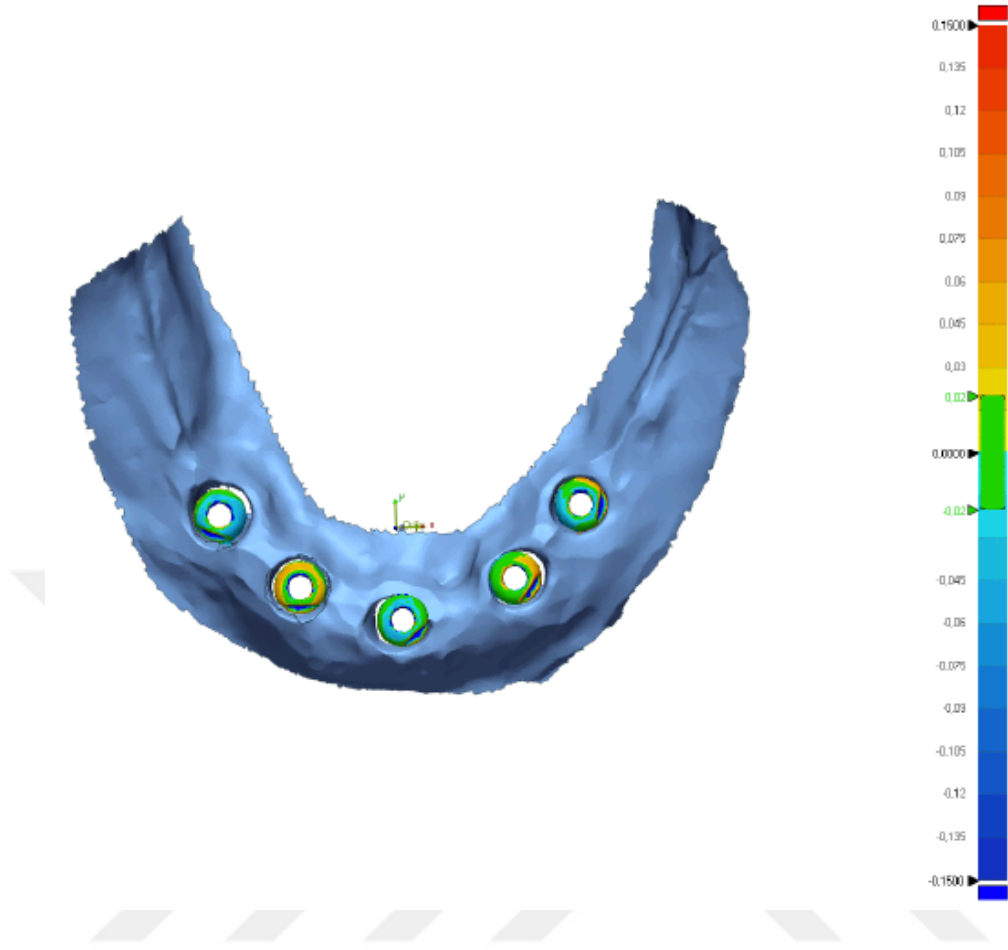
4.3.4 Trios 4 Cihazına Ait Renk Haritaları



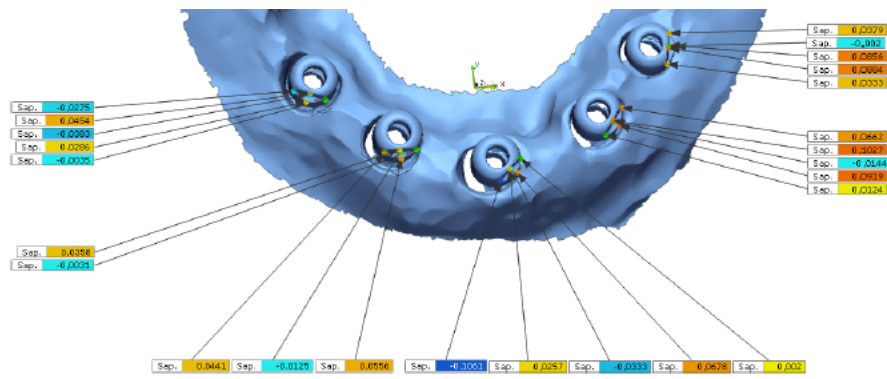
Resim 73: Trios 4 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



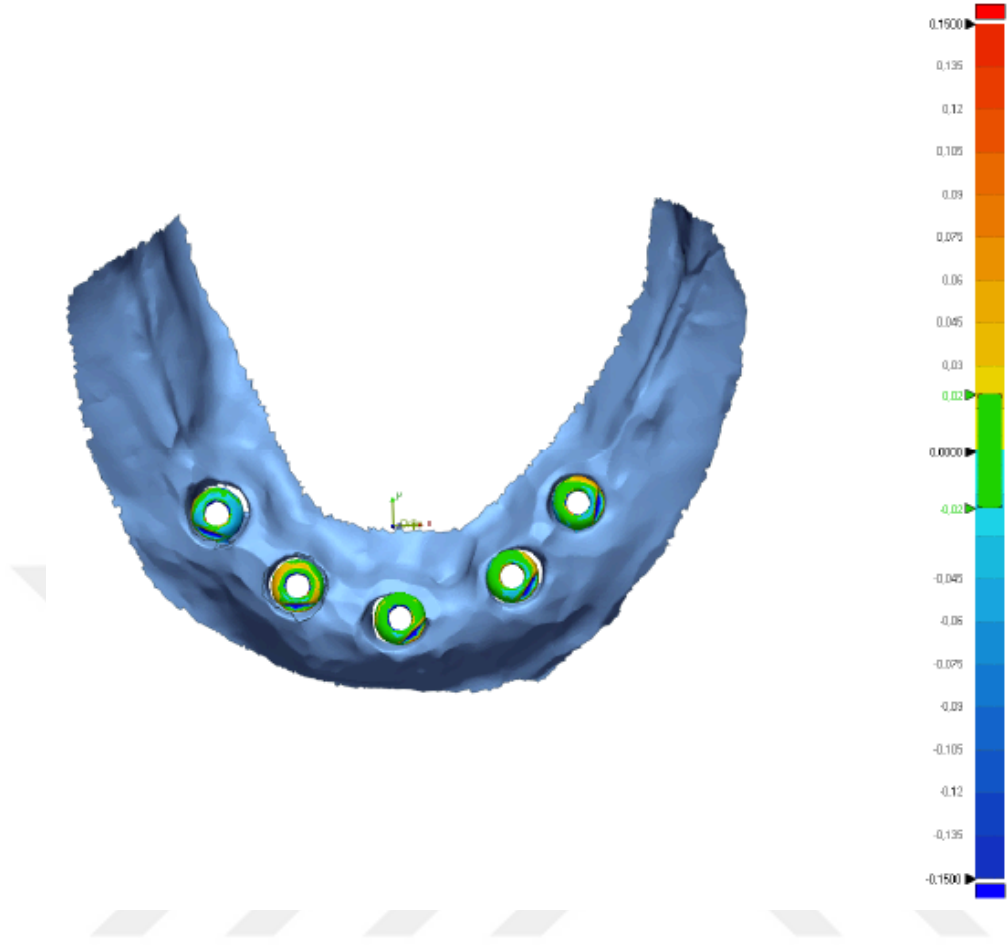
Resim 74: Trios 4 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



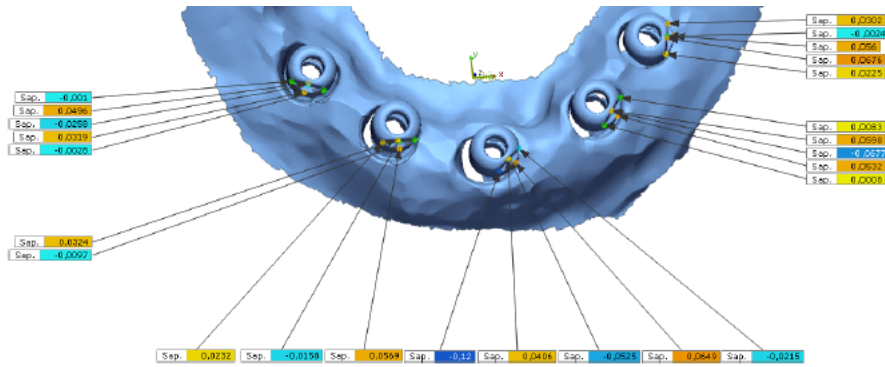
Resim 75: Trios 4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



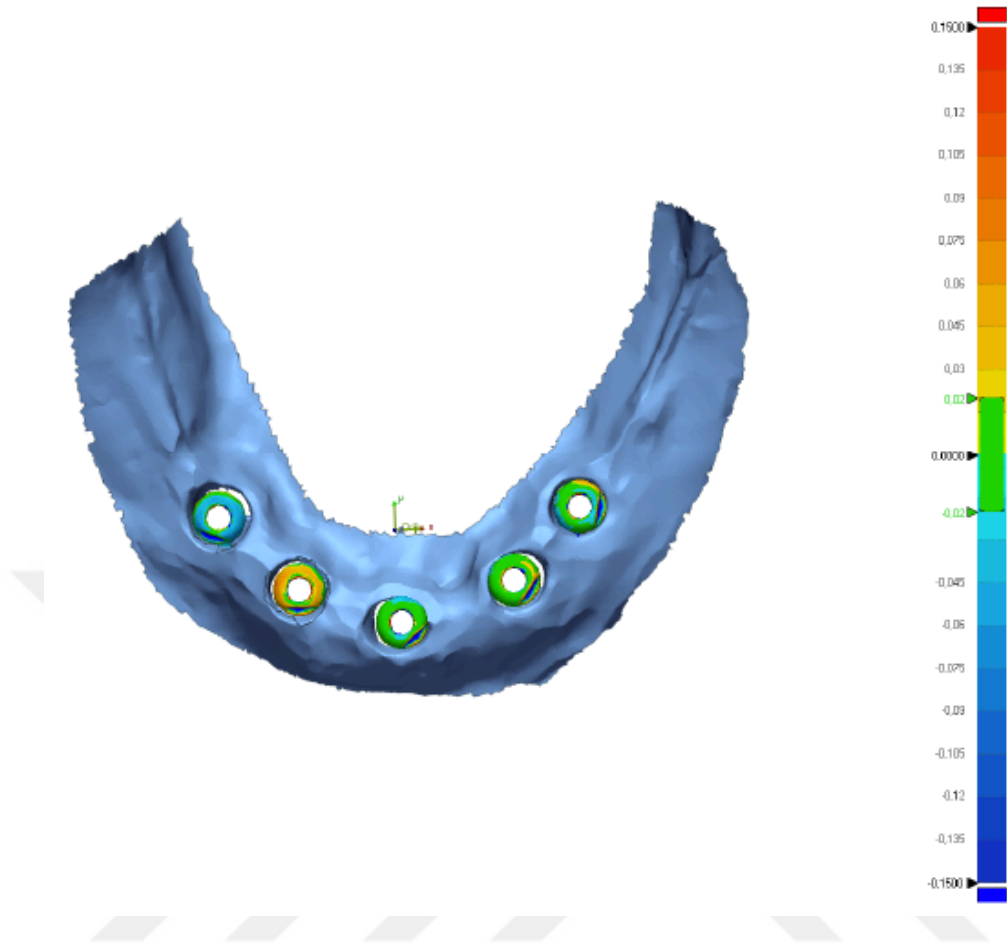
Resim 76: Trios 4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



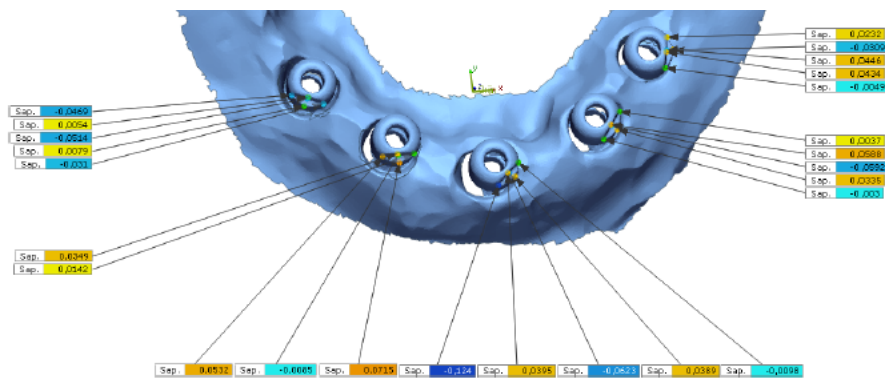
Resim 79: Trios 4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Resim 80: Trios 4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

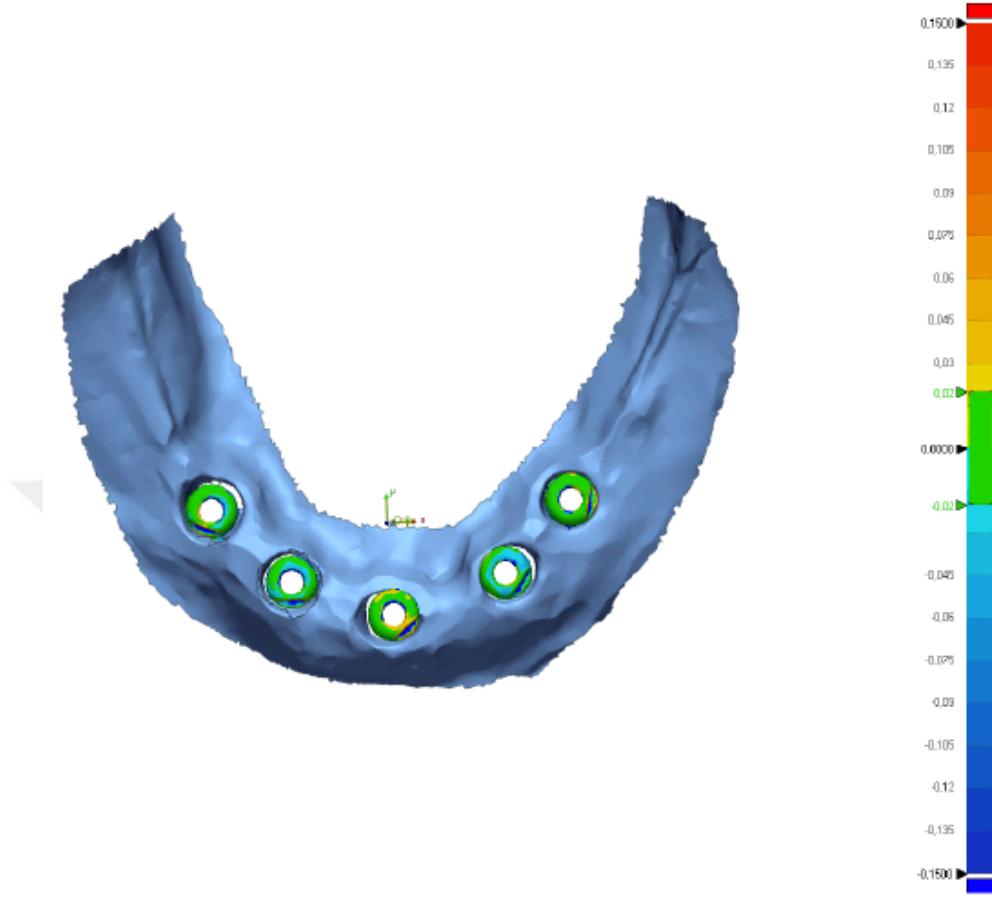


Resim 81: Trios 4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

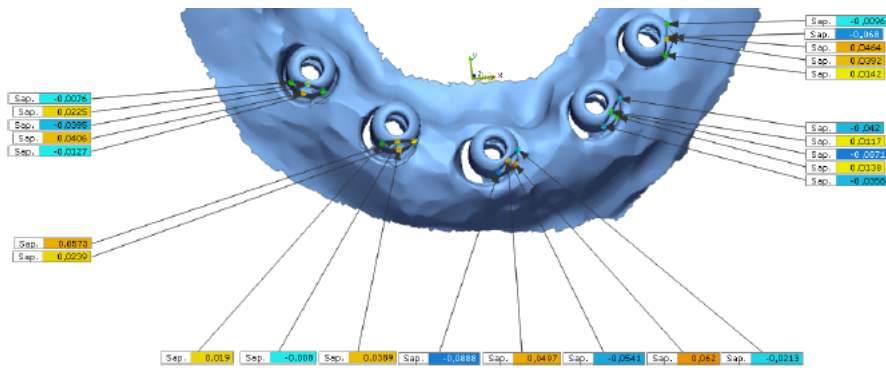


Resim 82: Trios 4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

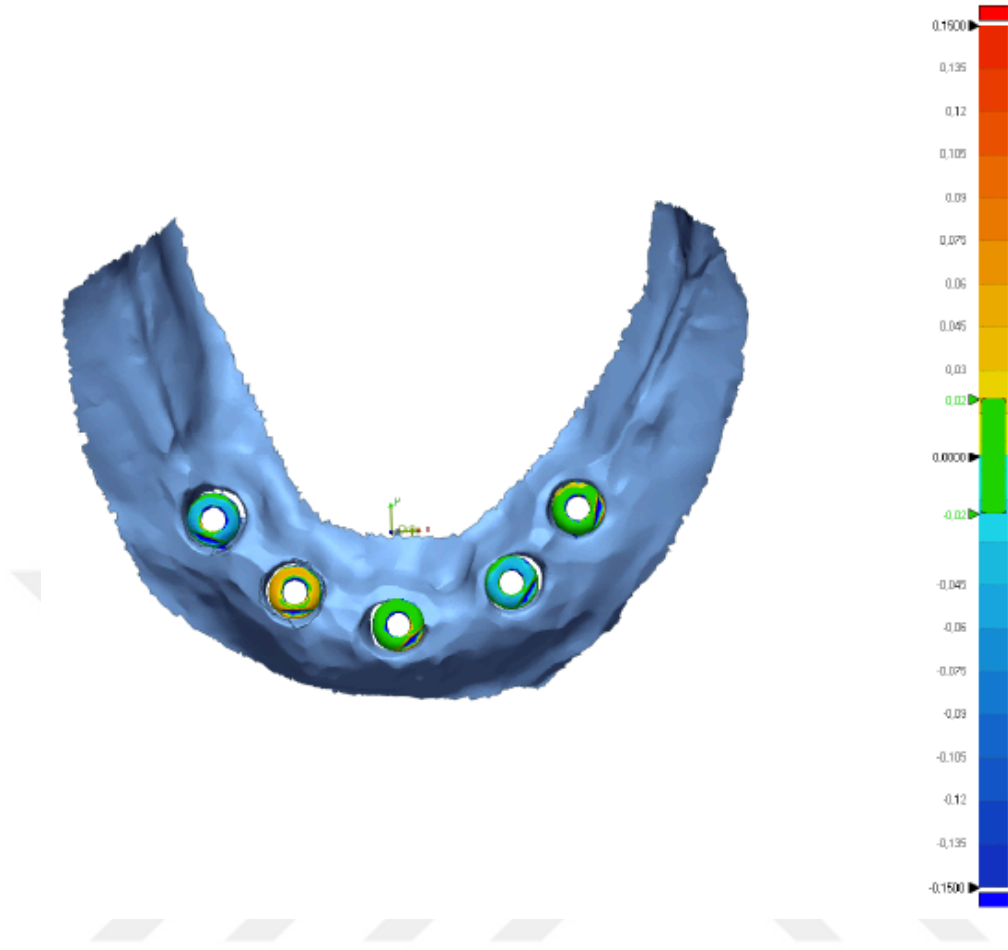
4.3.5 Medit i500 Cihazına Ait Renk Haritaları



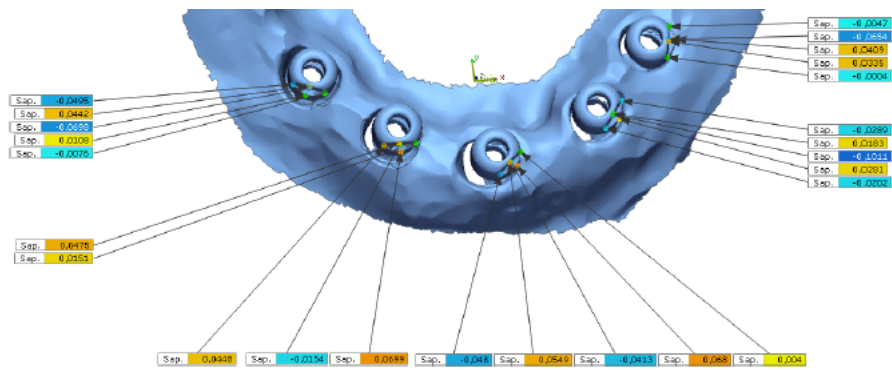
Resim 83: Medit i500 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



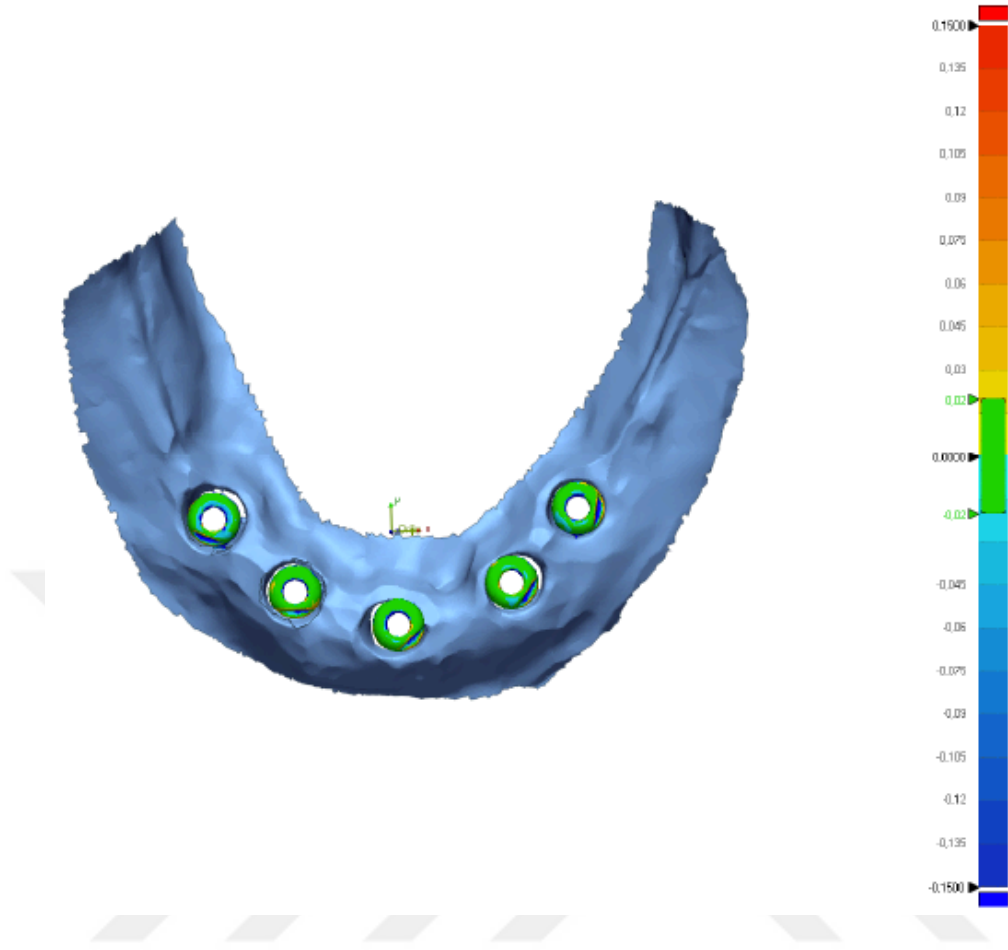
Resim 84: Medit i500 cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



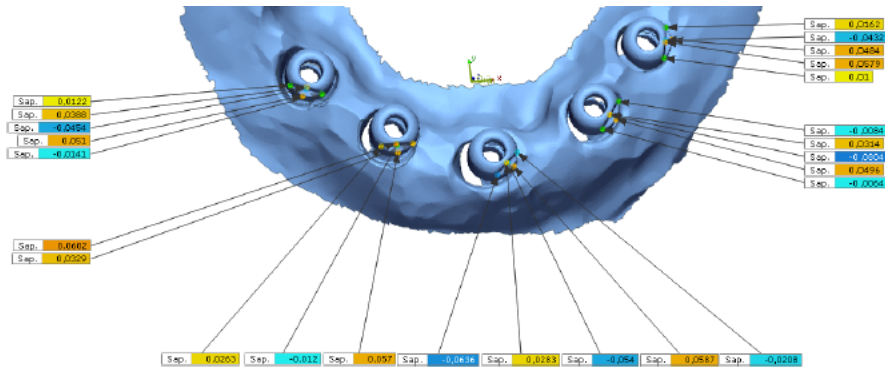
Resim 85: Medit i500 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



Resim 86: Medit i500 cihazı ile alınan ikinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



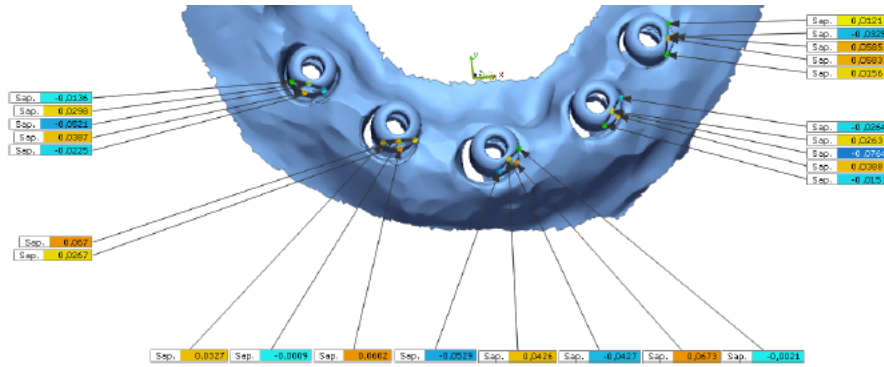
Resim 87: Medit i500 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



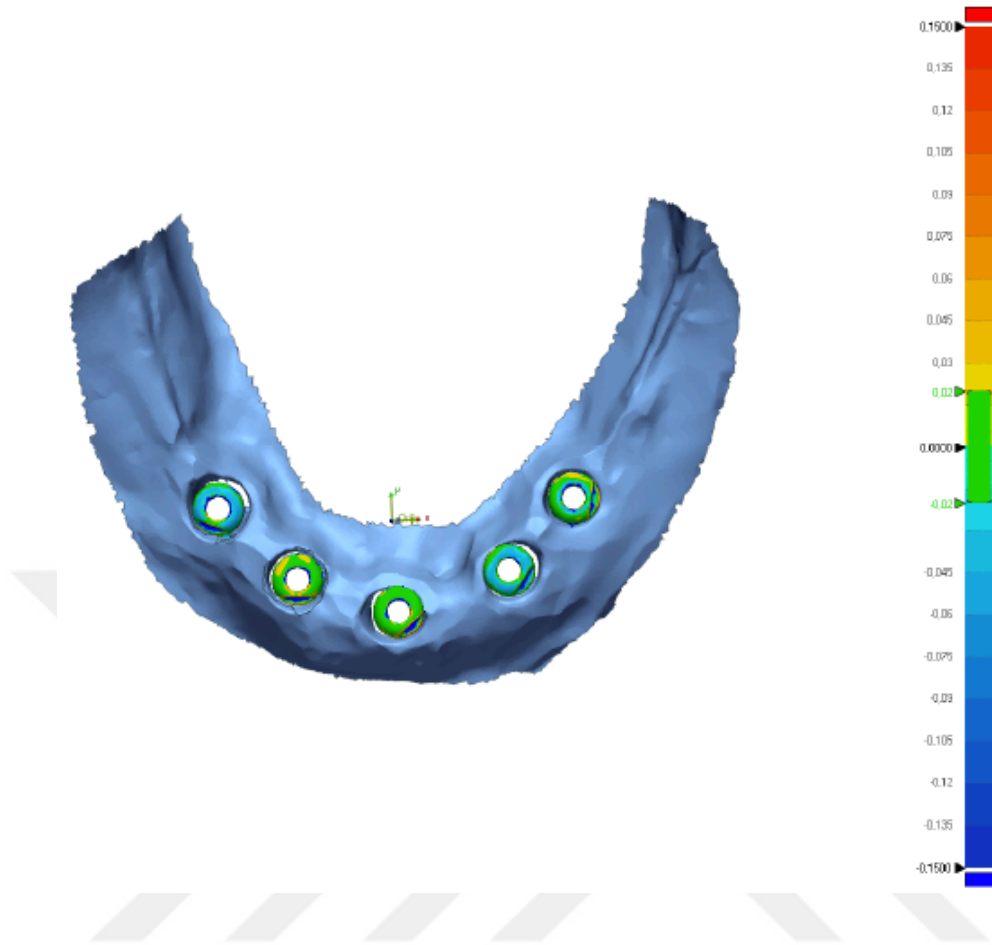
Resim 88: Medit i500 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



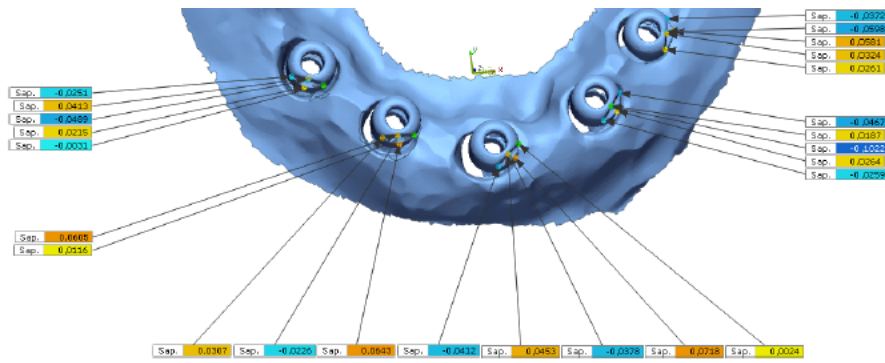
Resim 89: Medit i500 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Resim 90: Medit i500 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

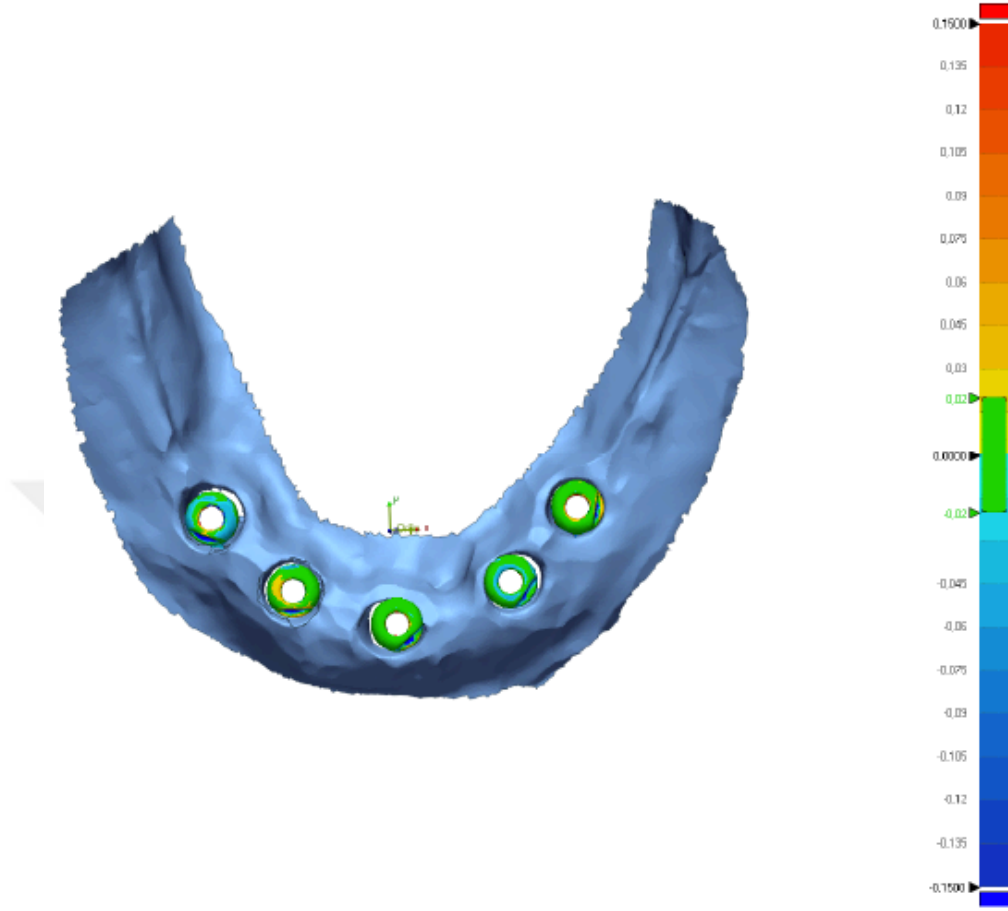


Resim 91: Medit i500 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

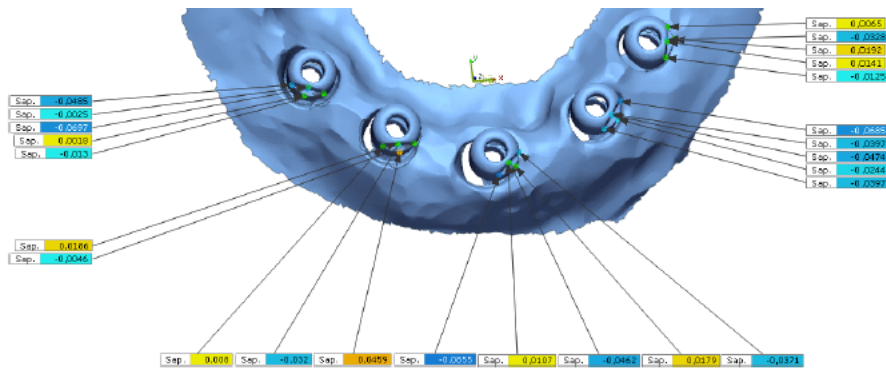


Resim 92: Medit i500 cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

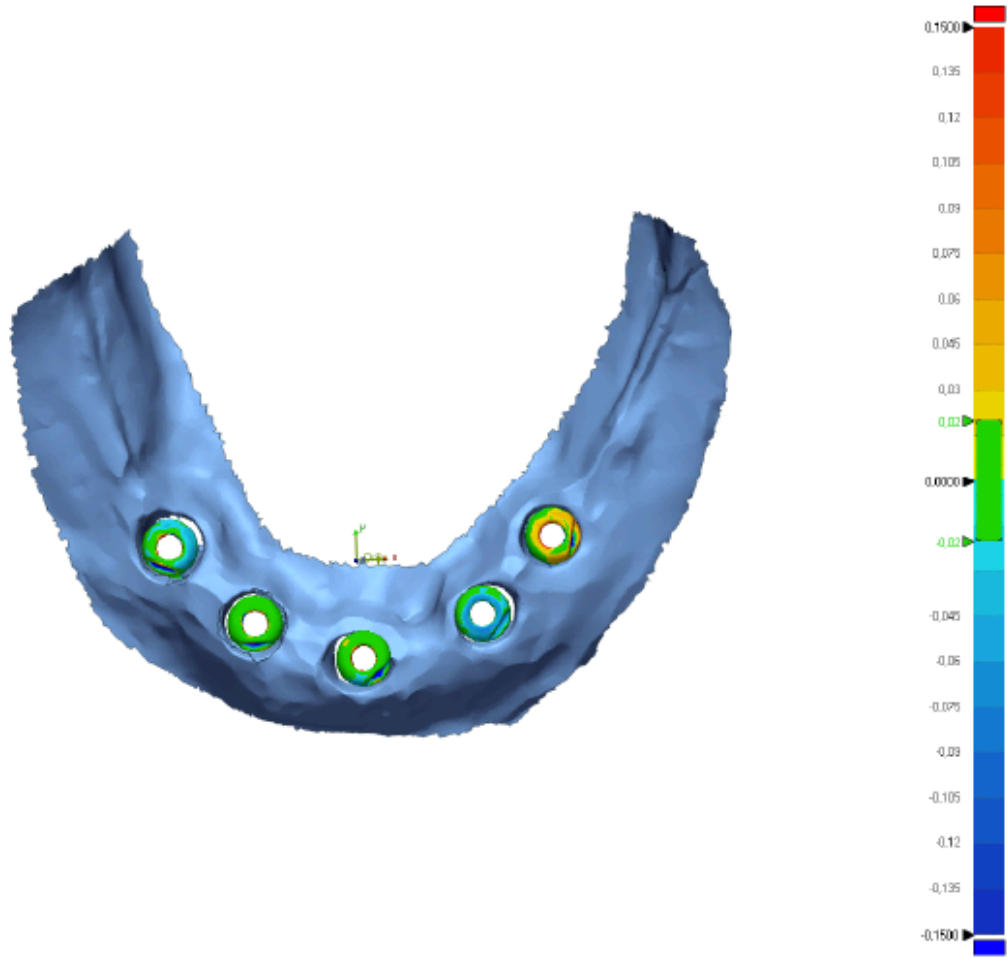
4.3.6 Virtuo Vivo Cihazına Ait Renk Haritaları



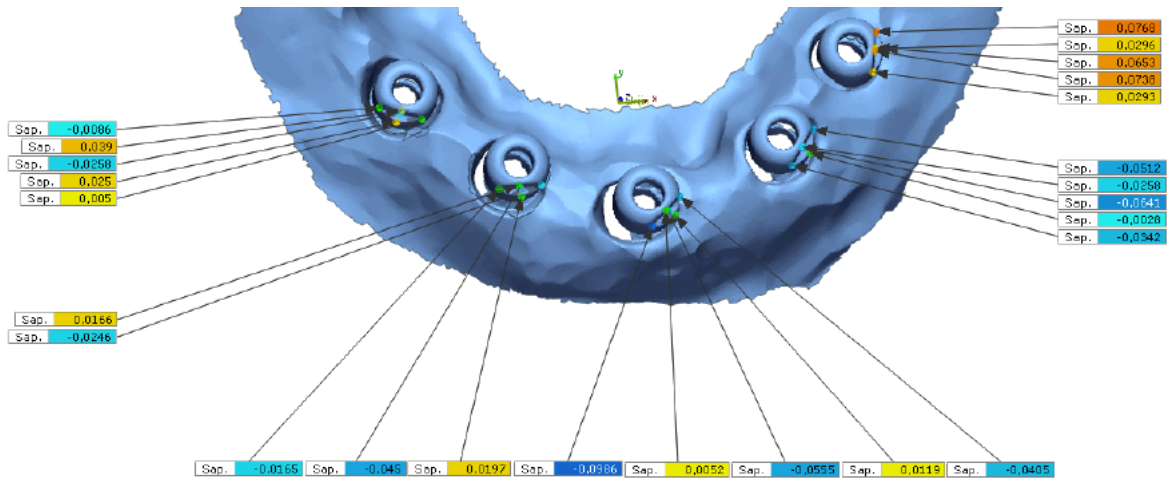
Resim 93: Virtuo Vivo cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



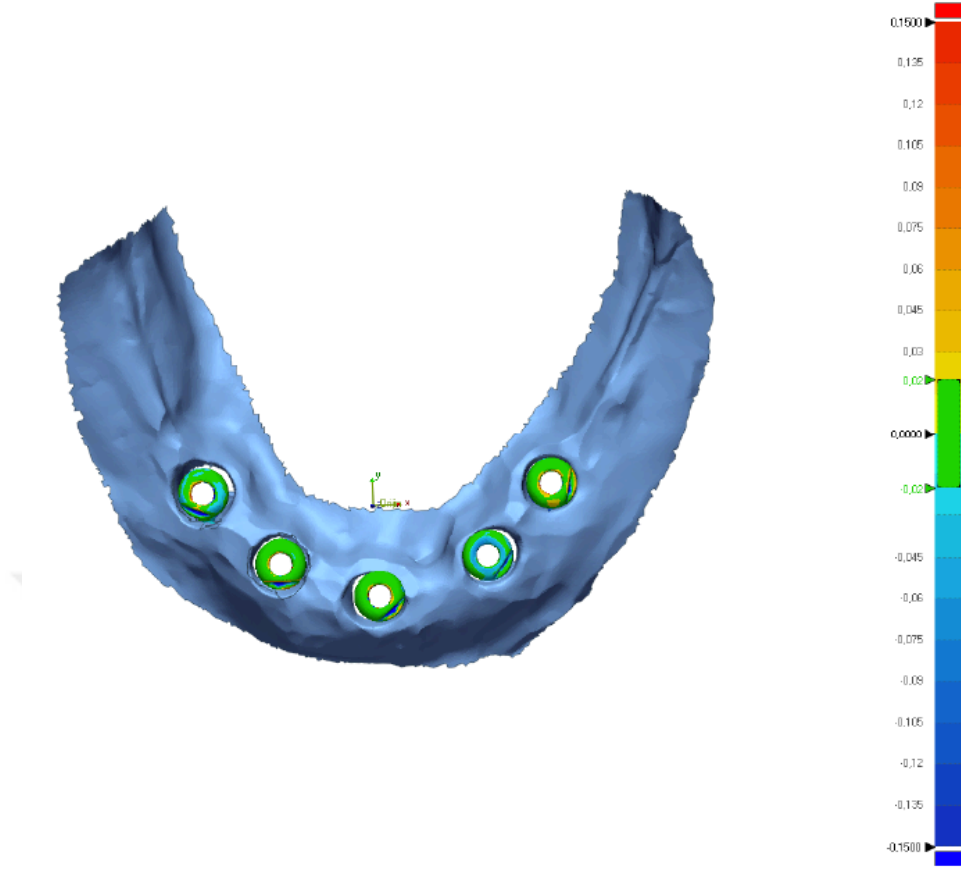
Resim 94: Virtuo Vivo cihazı ile alınan birinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



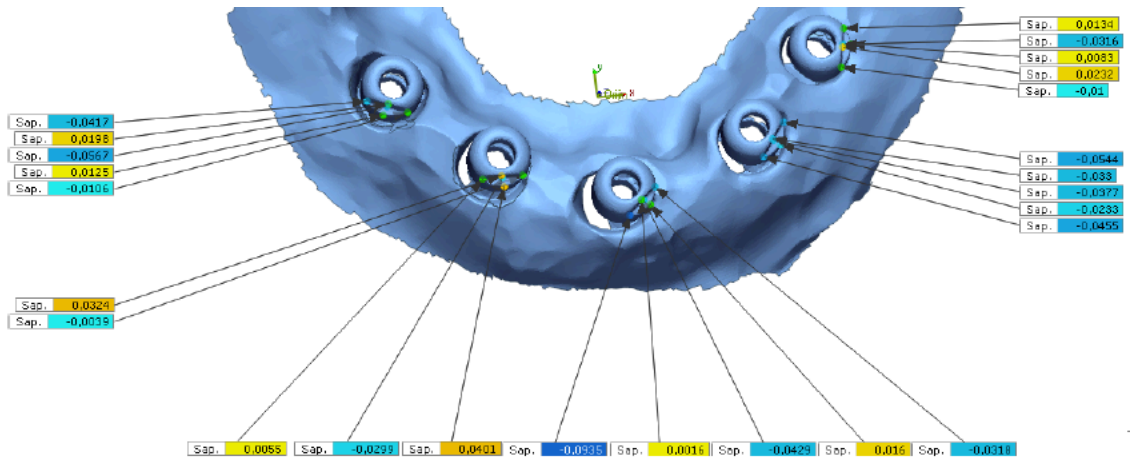
Resim 99: Virtuo Vivo cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Resim 100: Virtuo Vivo cihazı ile alınan dördüncü ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri



Resim 101: Virtuo Vivo cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası



Resim 102: Virtuo Vivo cihazı ile alınan beşinci ölçünün tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri

5 TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında hibrit protez yapımının dijital iş akışında yer alan farklı ağız içi tarayıcı sistemlerinin doğrulukları ve hassasiyetlerinin karşılaştırılması amaçlandı. Hibrit protez endikasyona sahip bir alt çene modeli güncel altı farklı ağız içi tarayıcı sistemi ile tarandı. Elde edilen veriler ile referans veri karşılaştırılıp ortalama üç boyutlu yüzey sapma değerleri hesaplandı. En yüksek yüzey sapma değeri Emerald cihazında gözlenirken, en düşük sapma değeri Primescan cihazında gözlemlendi. Medit i500 cihazına ait sapma değerleri Primescan, Trios 3 ve Trios 4 cihazlarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunurken, Primescan cihazına ait sapma değerleri Emerald cihazına ait sapma değerlerine kıyasla anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0.05$). Bu bağlamda çalışmanın hipotezi reddedildi.

Toplumlarda tam dişsizlik günümüzde sık görülen bir sağlık durumudur. Üst ve alt çene tam dişsiz yetişkin sayısı yaklaşık 18 milyondur ve bu sayı yetişkin nüfusun %10,5'ine tekabül etmektedir. Total dişsizlik 40-44 yaş aralığında yetişkin birey nüfusunun %5'ine karşılık gelirken, 65 yaşındaki bireylerde ve 75 yaş üzeri bireylerde ise bu oran sırasıyla %26 ve %44'tür. Yaş ile birlikte bireylerin tüm dişlerini kaybetme riski artış göstermektedir. Bu durumda yer alan hastaları tedavi etmek adına çeşitli tedavi seçenekleri yer almaktadır. Bu seçeneklerin değerlendirilmesinde anatomik limitasyonlar, hasta beklentileri, hastanın ekonomik durumu gibi faktörler ele alınmaktadır (Kern vd. 2016; Misch 2005).

Tam dişsizlik vakalarında en temel tedavi yöntemi olarak tam protezler karşımıza çıkmakla birlikte, bu protezleri kullanan hastalarda yetersiz tutuculuk, yetersiz çiğneme etkinliği, artikülasyon ile ilgili problemler ve sosyal açıdan rahatsız olma durumu gibi sıkıntılar görülebilmektedir (Albaker 2013).

Günümüzde implant destekli protezler total protezlere başarılı bir şekilde alternatif olabilmektedirler. Literatürde yer alan bir çok çalışma implant destekli protezlerin konvansiyonel total protezlere kıyasla hastaların yaşam kalitelerini arttırdığını ortaya koymuştur (Ekelund vd. 2003; Kihara vd. 2020; Meijer, Raghoobar, ve Hof 2003; Scala vd. 2012). Misch implant destekli protez alternatifleri arasında en sık kullanılanların sabit köprü protezleri ve hibrit protezler olduğunu belirtmiştir (Misch 2008).

Güncel tarayıcıları kıyaslamayı amaçlayan çalışmamızda kullanılmak üzere hibrit protez endikasyonuna sahip mandibulayı taklit eden bir model kullanılmıştır. Protetik restorasyonların uzun dönem başarısında pasif uyum önemli bir unsurdur ve restorasyonun oklüzal stres altında olmadığı durumlarda sıkışma, gerilme ve bükme kuvvetlerinden bağımsız tam adaptasyon halinde bulunması durumu olarak ifade edilir (Karl vd. 2005).

Prostodontik Terimler Sözlüğü'nde pasif uyum 'restoratif yapı konumlandırıldığı ve çiğneme kuvveti altında olmadığı durumda bu yapıya destek olan diş, implant ve çevre dokuların baskısız, basınçsız ve inaktif olma durumu' şeklinde tanımlanmıştır (Driscoll vd. 2017).

Pasif uyumun ilgili restorasyonda sağlanamadığı durumlar, destek diş ve implant yapılarının üstüne aşırı ve dengesiz streslerin yüklenmesi ve devamında bu yapıları çevreleyen kemik ve yumuşak dokularda rezorpsiyon gelişmesi ile sonuçlanabilmektedir. Buna ek olarak restorasyonlarda gözlenen vida gevşemesi ve kırık-çatlak oluşumu gibi mekanik problemlerden de bahsedilmektedir. Pasif uyumun sağlanabilmesi protetik restorasyon altyapısının dayanak yapıların tüm yüzeylerinde tam uyumlu bir şekilde oturmasını gerektirmektedir ve bu durum ağızda yer alan tüm destek yapı pozisyonlarının laboratuvara doğru aktarılmasını sağlayacak hassas bir ölçü ile mümkündür (T Jemt ve Book 1997; Kahramanoğlu ve Özkan 2012).

Prostodontik sürecin ilk aşamasını oluşturan ölçü adımı, günümüzde ölçü maddeleri ile alınan konvansiyonel yöntemle alternatif olarak dijital sistemler ile de gerçekleştirilebilmektedir. Dijital sistemlerin kullanım insidansının artışı konvansiyonel ölçü alımında yer alan ekstra zaman ve materyal harcanması, özellikle bulantı refleksi olan hastalar için konforsuz olması, alınan ölçülerin laboratuvara fiziki transferinin gerekmesi gibi dezavantajların mevcudiyetine bağlanabilmektedir (Beşir Kalaycı ve Bayındır 2015).

Dijital uygulamaların yaygınlaşması ve bu konudaki gelişmeler, aynı zamanda CAD/CAM sistemlerinin gelişmesini ve çoğalmasını beraberinde getirmiştir. Dijital sistemler ilk dönemlerde diş destekli bir üye restorasyon endikasyonu ile sınırlı kalabilirken günümüzde bu sınırlar birçok farklı ve kompleks vaka endikasyonu ile aşılmış durumdadır (Beşir Kalaycı ve Bayındır 2015).

Literatür incelendiğinde dijital sistemlerin bir parçası olan ağız içi tarayıcılar ile ilgili, henüz kısıtlı bir tarihinin olması da göz önünde bulundurularak az sayıda çalışmanın varlığından söz edilebilir. Ancak çalışma sayıları günden güne artış göstermektedir. Çalışmaların çoğunluğu dijital ve geleneksel ölçü tekniklerinin birbiriyle kıyası şeklindedir (Ender ve Mehl 2013; S.-Y. Kim vd. 2013; Seelbach, Brueckel, ve Wöstmann 2013).

Üretici firmaların günden güne daha yeni ve güncel ağız içi tarayıcı sistemleri geliştirmesi ile literatürde bu güncel cihazlar ile ilgili çalışmaların kısıtlı ancak zamanla arttırılmaya müsait olmasından söz edilebilmektedir.

Rutkūnas ve arkadaşları tarafından 2016 yılına kadar literatürde yer alan çalışmalar hakkında bir derleme hazırlanmış, tam dişsizlik vakasında implantlar üzerinde yalnızca ağız içi tarayıcıların doğruluklarının incelendiği 16 adet çalışma saptanabilmektedir. Bu çalışmalarda incelenen tarayıcı sistemleri iTero, True Definition, Trios, Lava Cos, CEREC, Carestream ve Planmeca sistemleridir. Çalışmalarda yer alan implant sayıları ise 1 ile 8 arasında değişmektedir (Rutkūnas vd. 2017).

Kihara ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen literatür derlemesinde ise ağız içi tarayıcıların kıyaslandığı 10 adet çalışmaya yer verilmiş, bu çalışmalarda kıyaslanan sistemlerin Trios, Carestream, Zfx Intrascan, Planscan, True Definition, Lava C.O.S, Cerec, Omnicam sistemleri olduğunu belirtilmiştir (Kihara vd. 2020).

Revell ve arkadaşları beş implanta sahip insan kadavrası maksillasında iTero Element 2, Medit i500, Primescan, Trios 3 ve Trios 4 sistemlerini doğruluk ve operatör tecrübesi başlıkları altında incelemiştir (Revell vd. 2021).

Çalışmamızda incelenmek üzere Planmeca Emerald, Medit i500, Trishape Trios 3, Trishape Trios 4, CEREC Primescan, Virtuo Vivo olmak üzere altı farklı güncel sisteme yer verildi. Sistemlerin doğrulukları ve hassasiyetleri in-vitro olarak incelendi. Her sistemden beşer olmak üzere, çalışmamızda otuz adet deney grubu kontrol grubu ile kıyaslandı.

Literatürde, yapılan çalışmalarda, implant destekli protez ölçülerinin doğruluklarını etkileyen faktörlerden bahsedilmektedir. Bu faktörler; ağız içi tarayıcının kullandığı teknoloji, cihazın kullandığı yazılım, operatör tecrübesi ve performansı, tarama paterni ve protokolü,

tarama başlığının karakteristiği ve klinik faktörler olarak sıralanmaktadır (Moreira vd. 2015; Rutkūnas vd. 2017).

Revell ve arkadaşları tarafından operatör tecrübesi, beş adet implanta sahip bir maksillada beş farklı tarayıcı sistemi üzerinden incelenmiş ve operatör tecrübesinin tarayıcı doğruluğunu arttırdığı sonucuna varılmıştır (Revell vd. 2021). Gimenez ve arkadaşları tarafından, altı implantlı bir üst çene modeli üzerinde, implant üstü dijital ölçü alımında doğruluğa etki eden klinik parametreler incelenmiş ve operatör tecrübesindeki artışın daha doğru ölçü alımını sağladığı belirtilmiştir (Giménez vd. 2015).

Çalışmamızda kıyaslanan ağız içi tarayıcılar tek bir operatör tarafınca kullanıldı. Ölçü alımı öncesi üretici firma yetkilisinden kullanıma dair teorik bilgi alındı ve her tarayıcıdan onar adet deneme amaçlı tarama alındı. Bu sayede çalışmamızda operatör tecrübesi değişkeni ortadan kaldırılmaya çalışıldı.

Literatürde farklı açılarda ve derinliklerde yerleştirilen implantların dijital ölçü hassasiyetleri ile ilgili farklı çalışmalar mevcuttur. Gimenez ve arkadaşları tarafından altı implanta sahip bir modelde implantlardan birini meziale eğimli, birini ise distale eğimli konumlandırılmıştır. Diğer 4 implanttan birisi gingivanın 2mm, bir diğeri ise 4mm altında yerleştirilmiştir. Lava Chairside Oral Scanner cihazı ile yapılan çalışma sonucunda implant yerleşim açısı ve derin konumlandırılan implantların ölçü doğruluğunu etkilemediği rapor edilmiştir (Giménez vd. 2015). Alikhasi ve arkadaşları tarafından implant yerleşim açısının ölçü doğruluğuna etkisi araştırılmıştır. Çalışma modeli üzerine iki paralel, iki adet de açılı implant konumlandırılmıştır ve modelden hem dijital hem de konvansiyonel yöntem ile ölçü alınmıştır. Çalışma sonucunda açılı implantların paralel implantlara göre konvansiyonel ölçüde daha çok distorsiyon yarattığı ancak dijital alınan ölçülerde bir fark gözlemlenmediği bildirilmiştir (Alikhasi vd. 2018). Papaspyridakos ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise 15 dereceye kadar implant angulasyonlarının dijital ölçü doğruluğuna etki etmediği belirtilmiştir (Papaspyridakos vd. 2016).

Çalışmamızda implant yerleşim açısının ve implant yerleşim derinliğinin dijital ölçü doğruluğu üzerine etkinliğinin araştırılması hedeflenmediği için modelimize yerleştirilen tüm implantlar yer düzelmine dik, birbirine paralel ve 1.5 mm yerleşim derinliğinde konumlandırıldı.

Literatürde dijital ölçü doğruluğuna tarama stratejilerinin etkisini inceleyen çalışma sayısı kısıtlıdır (Latham vd. 2020; Mennito vd. 2018; Müller vd. 2016). Müller ve arkadaşları tarafından bir model üzerinde, bir tarayıcı ile üç farklı tarama stratejisi uygulanmış, farklı stratejiler ile tarama sonucu elde edilen üç boyutlu modeller arasında anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir (Müller vd. 2016). Mennito ve arkadaşları tarafından yaptıkları çalışmada altı farklı ağız içi tarayıcı ile beş farklı tarama stratejisi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda tarama stratejilerinin sonuç verisi üzerinde anlamlı bir şekilde doğruluğu etkilemediği belirtilmiştir (Nagy vd. 2020). Latham ve arkadaşları tarafından ise dört farklı ağız içi tarayıcı ile dört farklı tarama stratejisi değerlendirilmiş ve farklı tarama stratejilerinin bazı tarayıcılarda sonucu etkilediği, bazılarında ise etkilemediği raporlanmıştır (Latham vd. 2020).

Çalışmamızda tarama stratejilerinin dijital tarayıcıların etkinliğine etkilerinin araştırılması hedeflenmedi ve tüm taramalar üretici firma talimatları doğrultusunda gerçekleştirildi.

Revilla-Leon ve arkadaşları tarafından yapılan üç farklı geometride tarama başlıklarının incelendiği çalışmada, tarama başlığı dizaynının ağız içi tarayıcı etkinliğini anlamlı şekilde etkilediği raporlanmıştır (Revilla-León, Att, vd. 2020). Fluegge ve arkadaşları tarafından ise tarama başlığı geometrisinin dijital tarama etkinliğine etki ettiği ancak tarama başlığının hangi yöne baktığının etki etmediği belirtilmiştir (Fluegge vd. 2017).

Çalışmamızda tarama başlıkları tasarımlarının dijital tarayıcıların etkinliğine etkilerinin araştırılması hedeflenmedi Tarama başlığı olarak Dentium (Seul, Güney Kore) firmasının PEEK materyalinden tarama başlıkları kullanıldı.

Literatürde farklı teknoloji prensiplerine sahip ağız içi tarayıcıların değerlendirildiği çalışmalara rastlamak mümkündür. Kullanılan teknolojinin tarayıcı etkinliğini nasıl etkilediği veya hangi tarayıcı teknolojisinin en başarılı sonucu verdiği ile ilgili herhangi bir fikir birliğine varılamamıştır. Richert ve arkadaşları tarafından ağız içi tarayıcıların kullandıkları teknolojilerden bağımsız olarak klinik başarıya sahip oldukları belirtilirken (Richert vd. 2017), Kachhara ve arkadaşları tarafından ise yaptıkları literatür derlemesi sonucunda Aktif Dalgaboyu Örnekleme (Active Wavefront Sampling) teknolojisini kullanan tarayıcıların daha doğru sonuçlar verdiği ancak güncel çalışmaların yetersiz olup, ileri çalışmaların yapılması gerektiği bildirilmiştir (Kachhara vd. 2020).

Çalışmamızda yer verdiğimiz Planmeca Emerald ve Medit i500 cihazları triangulasyon, 3Shape Trios 3 ve Trios 4 cihazları konfokal lazer, Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo cihazı ortografik projeksiyon, Dentsply-Sirona Primescan cihazı ise yüksek frekanslı kontrast analizi teknolojisini kullanmaktadır. Yüksek frekanslı kontrast analizi teknolojisi firma tarafından yeni geliştirilen ve patenti alınan bir yüzey eşleştirme teknolojisidir (<https://news.dentsplysirona.com/en/solutions-topics/primescan.html#:~:text=You%20can%20capture%20an%20entire,3%2DD%20points%20per%20second>).

Revilla-Leon ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda farklı ortam aydınlatmalarında ağız içi tarayıcı etkinlikleri gözlemlenmiştir. Dental ünite ışığı(10.000 lüks), oda ışığı(1003 lüks), gün ışığı(500 lüks) ve karanlık ortamlar(0 lüks) kıyaslanmış, tam ark taramalarında oda ışığının olduğu ortam, bölgesel taramalarda ise dental ünite ışığının olduğu ortam anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir (Revilla-León vd. 2019). Diğer çalışmalarında üç ayrı ağız içi tarayıcı modeli dört farklı ortam aydınlatmasında doğrulukları açısından değerlendirilmiş ve ideal ortam aydınlatmasının ağız içi tarayıcı cihaz modeline göre değişkenlik gösterdiği belirtilmiştir; iTero Element cihazı için dental ünite ve oda aydınlatması, CEREC Omnicam cihazı için karanlık ortam ve Trios 3 cihazı için oda aydınlatması en iyi sonucu vermiştir (Revilla-León, Jiang, vd. 2020).

Çalışmamızda yapılan tüm taramalar oda aydınlatılması altında yapıldı. Ağız içi tarayıcıların yer aldığı laboratuvar ve kliniklerin farklı lokasyonlarda bulunmasına bağlı çevre aydınlatmasının lüks değeri, sıcaklık, basınç, nem oranı gibi çevre faktörlerinin standardize edilememesi çalışmamızın limitasyonları arasında gösterilebilmektedir.

Literatürde yer alan çalışmalarda kullanılan modellerin malzemeleri değişkenlik göstermektedir. Düz yüzeyli metal tabakalar ve düz yüzeyli akrilik bloklar geçmiş çalışmalarda daha çok tercih edilmiştir ve genellikle konvansiyonel ölçülerin değerlendirildiği çalışmalarda yer almışlardır (Assif vd. 1992; Herbst vd. 2000; Rashidan vd. 2012). Literatürde metal modellerin(Ender ve Mehl 2013; Güth vd. 2017), alçı modellerin(Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardo, ve Camps A 2019a; Vecsei vd. 2016), akrilik ve rezin modellerin (Giménez vd. 2015; Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardo, ve Camps A 2019a; Mizumoto vd. 2019) yer aldığı çalışmalar mevcuttur. Çalışmamızda çevre doku anatomisinin detaylandırılabilmesi ve üretim kolaylığından dolayı akrilik malzemeden elde edilen bir model kullanıldı.

Literatürde implant destekli restorasyon yapımı sırasında alınan ölçülerin başarılarının değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler yer almaktadır. Bunlar; test modelleri ve referans modeller arasındaki doğrusal, açısal veya üç boyutlu yüzey deviasyonlarını hesaplamak, abutment ve implant destekli altyapı arasındaki marjinal uyumsuzluğu değerlendirmek ve implant destekli altyapının test modeline bağlantısı sonrası gerilimin(strain) ölçülmesidir.

İmplantlar arası doğrusal ve açısal sapmaların hesaplanması için referans ve test modellerinin uygun bir cihaz ile ölçümlerinin alınması gerekmektedir. Bu ölçüm için koordinat ölçüm cihazı(CMM-Coordinate Measurement Machine)(Bergin vd. 2013; Gupta, Narayan, ve Balakrishnan 2017; Tsagkalidis vd. 2015), mikroskop (Chang vd. 2012; Haghi vd. 2017; Mohamed vd. 2014), dijital mikrometre (Al Quran vd. 2012; Tarib ve Kamarul 2012), profil projektör cihazı (Vigolo vd. 2014) ve lazer ölçüm cihazı (Eliasson ve Örtorp 2012) çalışmalarda kullanılmıştır. Ayrıca modellerin standardize fotoğraflarının da bu amaçla kullanımı mevcuttur (Rutkunas, Sveikata, ve Savickas 2012). İmplant arası mesafe ve açı ölçümleri fiziksel modelin dijitalleştirilmesi sonrası (Gökçen-Rohlig vd. 2014; Howell vd. 2013; Ono vd. 2013) veya ağız içi dijital ölçü alımı sonrası elde edilen veri üzerinden (Flügge vd. 2016; Giménez vd. 2015) gerçekleştirilebilmektedir.

Literatürde referans ve test modellerinde yer alan implant/tarama başlığı yapıları arasındaki üç boyutlu sapmaların sanal ortamda hesaplanması ile dijital ölçü etkinliğinin değerlendirilmesi çokça çalışmada mevcuttur (Amin vd. 2017; Calesini vd. 2014; Kurtulmus-Yilmaz vd. 2014; S. J. Lee vd. 2015; Mizumoto vd. 2020; Papaspyridakos vd. 2012; Revell vd. 2021).

Yapılan çalışmalarda abutment ile implant destekli altyapı arasında yer alan marjinal uyumsuzluğun ölçülmesinde mikroskop (Abdel-Azim vd. 2014; De Avila vd. 2013, 2014) optik komparatör (Katsoulis vd. 2013), standardize fotoğraf (Ono vd. 2013), yüzey profilometresi (Fernandez vd. 2013), elektron mikroskobu (Katsoulis vd. 2013) kullanılmıştır. Bu çalışmaların dışında Aktaş ve arkadaşları tarafından marjinal uyumsuzluk, altyapı ve abutment arasına konumlandırılan akışkan tip bir silikon materyalinin kalınlığı ölçülerek değerlendirilmiştir (Aktas vd. 2014). Periapikal radyografiler aracılığı ile marjinal uyumsuzluğun değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur (Corominas-Delgado vd. 2016; Perez-Davidi vd. 2016).

Referans model üzerinde üretilen altyapının test modelleri üzerinde denenip altyapı üstündeki gerilimin gerinim ölçer(strain gauge) vasıtasıyla ölçülmesi ve böylece ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi de literatürde mevcuttur (Karl ve Palarie 2014; Zen vd. 2015).

Çalışmamızda fiziksel ölçüm yöntemlerinin gerektirdiği yüksek hassas teknik, elde edilen test modellerinin dijital olması ve uygulama güvenliği açısından sanal ölçüm yöntemi tercih edildi. Endüstriyel tarayıcıdan elde edilen referans verisi ile test verileri sanal ortamda yazılım aracılığı ile karşılaştırıldı ve tarama başlıkları üzerindeki sapma değerleri hesaplandı. Yazılım bu hesapmalarda ‘Karekök Ortalama’ ölçütünü kullanmaktadır. Karekök ortalama; matematikte root mean square (kısaltması RMS) ayrıca kuadratik ortalama olarak da bilinmektedir. Değişen miktarların büyüklüğünün ölçülmesinde kullanılan istatistik bir ölçüttür. Değişimin artı ve eksi yönde olduğu dalgalarda özellikle çok faydalıdır (https://tr.wikipedia.org/wiki/Karek%C3%B6k_ortalama). Çalışmamızda karşılaştırılan veriler arasında pozitif ve negatif sapmalar yer aldığı için RMS değerleri her karşılaştırma işlemi için hesaplanmıştır. Hesaplamada aşağıdaki formül uygulanmıştır;

$$RMS = \frac{1}{\sqrt{n}} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n (X_{1,i} - X_{2,i})^2}$$

X_1 , referans modeldeki ilgili ‘i’ noktasının, X_2 , deney modelindeki ilgili ‘i’ noktasının koordinatını belirtirken, n ise verilerde yer alan tüm nokta sayısını belirtmektedir (J.-H. Lee vd. 2019; G. H. Park, Son, ve Lee 2019).

Literatürde ağız içi tarayıcıların etkinliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda kontrol grubu olarak endüstriyel tip tarayıcıdan elde edilen dijital modellerin kullanımı oldukça sıktır (Gurpinar ve Tak 2020; Güth vd. 2013; Mandelli vd. 2017; Francesco G. Mangano vd. 2016; Patzelt, Lamprinos, vd. 2014). Çalışmamızda referans model verisinin eldesi için Zeiss (Oberkochen, Almanya) COMET 6 16MP endüstriyel tip tarayıcısı kullanıldı.

Geomagic Control X (Kuzey Karolina, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımının kontrol ve test grupları arasındaki sapma değerlerini hesaplama konusunda kullanıldığı bir çok çalışma literatürde yer almaktadır (Camcı ve Salmanpour 2020; Keul ve Güth 2020; Sami vd. 2020). Bahsedilen çalışmalarda da çalışmamızda gerçekleştirdiğimiz gibi veriler ‘best-fit alignment’ modunda karşılaştırılmış ve yüzey sapmaları hesaplanmıştır. Çalışmamızda best-fit alignment modundaki karşıştırmalar, hibrit protezlerin implant destekli olması göz önüne alınarak tarama başlıkları üzerinden gerçekleştirildi.

Çalışmanın referans modeli, Zeiss (Oberkochen, Almanya) Comet 6 endüstriyel tip tarayıcıdan alınan beş adet veriden rastgele seçildi. Verilerin bütünü incelendiğinde tarama başlığı ve dişeti kontak bölgesinde kısmi veri kayıpları gözlemlendi. Bu kayıpların tarama başlığının inferior bölgeye doğru daralmakta olan tasarımından kaynaklandığı düşünüldü. İmplant üzeri dijital ölçü iş akışında, implanta bağlantılı tarama başlığı (scan body) ağız içi tarayıcı sistemi ile taranmaktadır. Sistem yazılımında oluşan tarama başlığı verisi, implantın oryantasyonunu, açısını ve uzaysal konumunda üç boyutlu konumunu belirlemektedir. Daha sonra dahili veya harici bir dijital kütüphane içerisinden kullanılan tarama başlığının markası, modeli seçilmekte ve yazılımsal olarak tarama verisi ile hazır kütüphane verisi eşleştirilmektedir (Chia vd. 2017).

Park ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, tarama başlığından alınan veriler, yazılım ortamında çeşitli yüzeylerinden sırası ile %5, %10 ve %15 oranında deformasyona uğratılmış ve bu veriler referans veri ile kıyaslanıp, sonuçlar incelenmiştir. Tarama başlığında veri kaybının artışı ile ölçü doğruluklarının azaldığı ancak %10 oranından fazla kaybın olmadığı durumlarda ölçü doğruluğunun etkilenmediği sonuçlarda belirtilmiştir (S.-W. Park, Choi, ve Lee 2020). Söz konusu bilgiler ve çalışmamızın başlığını oluşturan hibrit protezlerin yumuşak dokudan bağımsız implant destekli olması değerlendirilerek referans verisindeki cüzi veri kayıpları göz ardı edildi.

Sanal veri oluşumu için Trios 3, Trios 4, Medit i500, Virtuo Vivo sistemleri, model üzerinden önce tarama başlıkları olmaksızın daha sonra ise tarama başlıkları yerleşik durumda ölçü alınmasını talep etmektedir. Sistem yazılımları üzerinde implant üstü ölçü seçeneği bu şekilde yer almaktadır. Bu adımlar esnasında tarama başlıklarının tüm taramalar boyunca aynı implantlar üzerinde yerleştirilmelerine dikkat edildi, yerleştirmeler sırasında vidalar 10 Nm tork ile sıkıldı. Chia ve arkadaşları tarafından yüksek tork uygulamasının, tarama başlığının PEEK materyalini deformasyona uğratıp, başlık konumunun olması gerektiği konumdan daha inferiora bulunmasına sebebiyet verebileceği belirtilmiştir (Chia vd. 2017). Bu durum sanal modelde implant konumunun da gerçek konumundan daha farklı olmasına neden olup ölçü doğruluğunu etkilemektedir. Emerald ve Primescan sistemlerinde implant üstü ölçü alımı yalnızca tarama başlıklarının yerleşik olduğu model üzerinden gerçekleştirildi.

Virtuo Vivo cihazı için elde edilen ortalama sapma miktarı (43,4 μ) sayısal anlamda, Trios 4 (46,60 μ), Trios 3 (48,2 μ), Emerald (56 μ), Medit i500 (52,3 μ) cihazları için elde edilen

sapma miktarlarından düşük, Primescan cihazı için elde edilen ortalama sapma miktarından (41,1 μ) yüksektir. Ancak bu sapma değerlerinin hiçbirisinin arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Trios 4 cihazı için elde edilen sapma miktarı (46 μ) sayısal anlamda, Trios 3 (48,2 μ), Emerald (56 μ), Medit i500 (52,3 μ) cihazları için elde edilen sapma miktarlarından düşük, Primescan (41,1 μ), Virtuo Vivo (43,4 μ) cihazları için elde edilen sapma miktarlarından yüksektir. Trios 4 cihazına ait değerler ile Virtuo Vivo, Trios 3, Emerald ve Primescan cihazlarına ait değerler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, Trios 4 cihazına ait değerler Medit i500 cihazına ait değerlere göre anlamlı derecede daha düşüktür.

Trios 3 cihazı için elde edilen sapma miktarı (48,2 μ) sayısal anlamda Emerald (56 μ), Medit i500 (52,3 μ) cihazlarına için elde edilen sapma miktarlarından düşük, Virtuo Vivo (43,4 μ), Trios 4 (46,6 μ), Primescan (41,1 μ) cihazlarına ait sapma miktarlarından yüksektir. Trios 3 cihazına ait değerler ile Virtuo Vivo, Trios 4, Emerald ve Primescan cihazlarına ait değerler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, Trios 3 cihazına ait değerler Medit i500 cihazına ait değerlere göre anlamlı derecede daha düşüktür.

Emerald cihazına ait elde edilen sapma miktarı (56 μ) sayısal anlamda, Virtuo Vivo (43,4 μ), Trios 4 (46,6 μ), Trios 3 (48,2 μ), Medit i500 (52,3 μ), Primescan (41,1 μ) cihazları için elde edilen sapma miktarlarından düşüktür. Emerald cihazına ait değerler ile Virtuo Vivo, Trios 4, Trios 3 cihazlarına ait değerler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, Emerald cihazına ait değerler Primescan cihazına ait değerlere göre anlamlı derecede daha düşüktür.

Medit i500 cihazına ait elde edilen sapma miktarı (52,3 μ) sayısal anlamda Virtuo Vivo (43,4 μ), Trios 4 (46,6 μ), Trios 3 (48,2 μ), Primescan (41,1 μ) cihazlarına ait sapma miktarından yüksektir. Medit i500 cihazına ait değerler ile Emerald, Virtuo Vivo cihazlarına ait değerler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, Medit i500 cihazına ait değerler, Primescan, Trios 3 ve Trios 4 cihazlarına ait değerlere göre anlamlı derecede düşüktür.

Primescan cihazına ait elde edilen sapma miktarı (41,1 μ) sayısal anlamda Virtuo Vivo (43,4 μ), Trios 4 (46,6 μ), Trios 3 (48,2 μ), Medit i500 (52,3 μ) cihazları için elde edilen sapma miktarlarından düşüktür. Primescan cihazına ait değerler ile Virtuo Vivo, Trios 4, Trios 3 ve

cihazlarına ait değerler arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, Primescan cihazına ait değerler, Trios 4 ve Trios 3 cihazlarına ait değerlere göre anlamlı derecede yüksektir.

Test verilerine ait renk haritaları incelendiğinde tarayıcı sistemi fark etmeksizin en yüksek sapmayı gösteren kırmızı ve lacivert renkli bölgelerin tarama başlığının referans olan düz yüzeylerinin dik kesiştiği alanlar olduğu gözlenmiştir.

Ölçü netliğini ilgilendiren bir diğer faktör ise hassasiyettir. Çalışmamızda mukayese edilen ağız içi tarayıcıların her birinden alınan örnekler incelendi ve hassasiyetin değerlendirilmesinde değişim katsayısından (DK) yararlanıldı (Fukazawa, Odaira, ve Kondo 2017; Maria vd. 2009; Menditto, Patriarca, ve Magnusson 2007; Michelinakis vd. 2020). Bu katsayı bir grup içerisinde elde edilen değerlere ait standart sapmanın ortalamaya bölünmesi ile elde edilir ve yüzde olarak sunulan bir değerdir. Değişim katsayısı düşük cihazların hassasiyeti yüksek olmaktadır. Çalışmamız sonucunda Virtuo Vivo cihazının değişim katsayısı %20,6, Trios 4 cihazının %4,61, Trios 3 cihazının %2,21, Emerald cihazının %12,13, Medit i500 cihazının %4,9, Primescan cihazının ise %14,04 değerindedir. Hassasiyeti en yüksek cihaz Trios 3 iken, hassasiyeti en düşük cihaz Virtuo Vivo'dur.

Literatür incelendiğinde ağız içi tarayıcı sistemlerinin tek diş /implant, parsiyel dişsiz alanlar ve total dişsiz çeneler üzerinden değerlendirildiği görülmektedir. İmplant üstü dijital ölçü doğruluklarının total dişsiz çenelerde değerlendirildiği ve tarafımızca değerlendirilen ağız içi tarayıcı sistemlerinin yer aldığı çalışma sayısı kısıtlıdır.

Mangano ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada farklı ağız içi tarayıcıların tam dişsiz çenelerde implant üstü ölçü doğruluklarının değerlendirilmesi amaçlanmış ve aralarında Emerald, Medit i500, Primescan, Trios 3 ve Virtuo Vivo cihazlarının da olduğu 12 farklı cihaz kıyaslanmıştır. Referans olarak 6 implanta sahip bir üst çene modelinin masaüstü bir tarayıcı ile taranması sonucu elde edilen dijital model kullanılmıştır. Test gruplarından alınan tarama verileri referans model ile yazılım üzerinde 'best-fit' modunda karşılaştırılmış ve üç boyutlu sapma değerleri hesaplanmıştır (Francesco Guido Mangano vd. 2020). Değerler Emerald için 76 µ, Medit i500 için 31.5 µ, Primescan için 39.5 µ, Trios 3 için 36 µ ve Virtuo Vivo için 38 µ'dur. Virtuo Vivo ile Primescan cihazları arasında anlamlı fark gözlenmesi açısından çalışmamızın sonuçları ile farklılık gözlenmektedir. Trios 3 ile Medit i500 cihazları arasında anlamlı fark gözlenmesi açısından çalışmamızla benzerlik gözlenmektedir.

Knechtle ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 6 implanta sahip üst çene modelinin dijital ölçüsü Trios 3 ve Primescan cihazlarının da içinde yer aldığı 4 farklı cihaz ile alınmış ve bu veriler referans veri ile karşılaştırılmıştır. Çalışma bulgularında Trios 3 için üç boyutlu sapma miktarı 66.3 μ iken, Primescan cihazı için 54.8 μ 'dur(Knechtle vd. 2021). Değerlerin birbirine yakınlığı ve cihazlar arasında anlamlı bir farkın saptanamaması bakımından çalışmamız desteklenmektedir.

Çakmak ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 2 adet paralel ve 2 adet 17 derece eğimli olmak üzere 4 implantlı bir üst çene modeli üzerinde Trios 3 ve Virtuo Vivo cihazlarının doğrulukları kıyaslanmıştır. Referans model ile kıyaslanmaları sonucu Trios 3 cihazı için 60 ± 19 μ iken, Virtuo Vivo cihazı için 79 ± 50 μ 'dur ve cihazlar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Çakmak vd. 2020). Cihazların ortalama sapma değerlerindeki yakınlık ve aralarında anlamlı bir fark olmaması açısından çalışmamız desteklenmekte ancak standart sapma değerlerinin çalışmamızda elde ettiğimiz değerlerden farklı olması açısından farklılık gözlenmektedir.

Revell ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada insan kadavrasından rezekte edilen 5 implanta sahip bir maksilla üzerinde Medit i500, Trios 3, Trios 4, Primescan cihazlarının ölçü doğrulukları tecrübeli ve tecrübesiz operatörler ile değerlendirilmiştir. Dijital diş hekimliği konusunda tecrübeli ve tecrübesiz operatörlerce alınan tarama verileri ile referans veri sırasıyla 'tüm ark' ve 'sadece tarama başlıkları' üzerinde karşılaştırılmıştır. Ardından tarama başlıkları üzerinde lineer ölçümler ve 3 boyutlu yüzey sapmaları değerlendirilmiştir. Çalışmamızla mukayese edilebilmesi adına tecrübeli operatörler tarafından elde edilen ve 'sadece tarama başlıkları' üzerinden karşılaştırılan verilerin 3 boyutlu yüzey sapması bulguları değerlendirilmiştir. Medit i500 cihazından elde edilen verilerin ortalama sapma miktarı Primescan, Trios 3 ve Trios 4 cihazlarından elde edilen verilerin ortalama sapma miktarından yüksek bulunmuştur. Trios 3 ile Trios 4 arasında bir fark gözlenmezken, Trios 3 cihazından elde edilen verilerin ortalama sapma miktarı Primescan cihazından elde edilen sapma miktarından yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Literatür genelinde ağız içi tarayıcılar ile alınan dijital ölçü değerlendirmelerinde farklı bulgulara rastlamak mümkündür. 6 implanta sahip tam dişsiz maksilla modelleri üzerinde yapılan çalışmalarda Mangano ve arkadaşları tarafından belirtilen Trios 3 ve Primescan

cihazları için ortalama deviasyon değeri 36 μ ve 39.5 μ iken, Knechtle ve arkadaşları tarafından bu değerler sırası ile 66.3 μ ve 54.8 μ olarak belirtilmiştir (Knechtle vd. 2021; Francesco Guido Mangano vd. 2020).

Michelinakis ve arkadaşları tarafından Medit i500 cihazı ile tam dişli çene dijital ölçüleri alınmış ve örneklerin üç boyutlu sapma miktarının 15.8 μ olduğu raporlanmıştır. Lee ve arkadaşları tarafından tam dişli çene üzerinde yapılan çalışmada ise Medit i500 cihazı için belirtilen üç boyutlu sapma değeri 52.30 μ 'dur (J.-H. Lee vd. 2019; Michelinakis vd. 2020).

Tam dişli üst çene modelleri üzerinde Primescan cihazı ile yapılan dijital ölçü değerlendirmelerinde; Passos ve arkadaşları tarafından modeller 10 farklı tarama stratejisi ile taranmış, elde edilen üç boyutlu ortalama sapma değerleri 5.1 μ ile 12.9 μ arasında olmuştur. Ender ile arkadaşları tarafından yapılan tam dişli üst çene modeli üzerinde dijital ölçü doğruluğunun değerlendirildiği çalışmada ise üç boyutlu ortalama sapma değeri 33.9 μ olarak belirtilmiştir. Bu iki çalışmada da referans model eldesinde aynı model endüstriyel tip tarayıcı kullanılmış (ATOS III Triple Scan 3D) ve veri karşıştırmaları aynı yazılımda(GOM Inspect), aynı modda (best-fit alignment) gerçekleştirilmiştir (Ender, Zimmermann, ve Mehl 2019; Passos vd. 2019).

Literatürdeki çalışmaların kendi arasında ve çalışmamızla birlikte değerlendirilmesi sonucu hangi tarayıcının daha doğru olduğu ve ilgili vakalarda hangi değerlerde ortalama üç boyutlu sapma değeri gösterdikleri ile ilgili bir konsensüs sağlanamamıştır. Bu durum implant üstü dijital ölçü doğruluğuna etki eden birçok faktörün mevcudiyetine ve çalışmalarda test edilen faktör harici diğer faktörlerin standardize edilmesindeki güçlüğü bağlanabilmektedir.

Ender ve arkadaşları ile Passos ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalar incelendiğinde; iki çalışmada da üst çene modelleri aynı ağız içi tarayıcı sistemi ile taranmış, kıyaslamalar modellerin aynı endüstriyel tip tarayıcıdan elde edilen referans verisi ile yapılmış ve veri karşıştırmalarında aynı teknik kullanılmıştır. Buna rağmen çalışma sonuçlarındaki farklılığın ark kurvatürü, ortam aydınlatması, tarama stratejisi, operatör tecrübesi gibi diğer değişkenlere bağlı olduğu düşünülmektedir (Ender, Zimmermann, ve Mehl 2019; Passos vd. 2019).

Literatürde implant üstü dijital ölçü alımında ağız içi tarayıcı sistemlerinin değerlendirildiği çalışmalar incelenmiştir. 5 implanta sahip mandibular model üzerinde

çalışmamızda yer verdiğimiz sistemlerin test edildiği bir çalışma bulunamamıştır. Emerald, Trios 3, Viruto Vivo, i500 ve Primescan cihazlarının değerlendirildiği çalışmalarda çoğunlukla 6 implanta sahip üst çene modelleri kullanılmıştır. Trios 4 cihazı ile ilgili literatürdeki çalışma sayısı kısıtlıdır, tam dişsiz çenelerde implant üstü dijital ölçü doğruluğunun değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanamamıştır.

İdeal ve kabul edilebilir ölçünün tanımlanmasında literatürde farklı bilgiler mevcuttur. McLean ve Von tarafından 1971 yılında yapılan çalışmada restorasyon ve abutment arasındaki uyumsuzluğun 50-100 μ arasında olmasının klinik açıdan yeterli olduğu belirtilmiştir (McLean ve Von 1971). Jemt ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada restorasyonların pasif uyumunun sağlanması için abutment seviyesinde 150 μ değerini aşmayan uyumsuzlukların olması gerektiği raporlanmıştır (T. Jemt ve Lie 1995). 200 μ değerinin altında olan uyumsuzluk değerlerinin uzun dönem klinik başarı açısından yeterli olduğu birçok çalışmada belirtilmiştir (Beschnidt ve Strub 1999; Beuer vd. 2009; Kunii vd. 2007; Pera vd. 1994; Raigrodski 2004; Yeo, Yang, ve Lee 2003). Medina-Sotomayor ve arkadaşları tarafından klinik olarak kabul edilebilir değer ise 120 μ ve altı olarak belirtilmiştir (Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardo, ve Camps A 2019b). Çalışmamızda Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin elastomerik ölçülerin özellikleri ile ilgili yayınlanan 19 No'lu Şartnamesi'nde belirtildiği üzere ideal ölçü sınırı için 20 μ değeri kabul edilmiştir. Kabul edilebilir ölçü sınırı için ise 150 μ değeri kabul edilmiştir.

Bu çalışmada uygulanan taramalar, sürekli sıcaklık ve pH değişikliklerinin olduğu gerçek ağız içi ortamda değil, laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Bu sebeple klinik koşulların tam olarak yansıtılması mümkün olmamaktadır. Taramaların yapıldığı ortamların çevre koşullarının aydınlatma, sıcaklık, nem ve basınç açısından standardize edilmemesi de çalışmamızın limitasyonları arasında gösterilebilmektedir.

Çalışmamızın limitasyonları ve şartları altında aşağıda belirtilen sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Test edilen tüm cihazlar klinik olarak kabul edilebilir yetkinliktedir. Çalışmamızda yer alan tüm ağız içi tarayıcıların göstermiş olduğu sapma değerleri ideal ölçü için kabul edilen değer olan 20 μ 'dan yüksek, kabul edilebilir ölçü için kabul edilen değer olan 150 μ 'dan düşük çıkmıştır.
2. Beş implanta sahip alt çene dijital ölçüsünde kullanılan tarayıcıların doğruluklarının arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

3. Primescan, Trios 3 ve Trios 4 cihazlarına ait ortalama sapma değerleri Medit i500 cihazına ait ortalama sapma değerlerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük çıkmıştır.
4. Primescan cihazına ait ortalama sapma değerleri Emerald cihazına ait ortalama sapma değerlerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük çıkmıştır.
5. Diğer ağız içi tarayıcı sistemleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir.
6. Hassasiyet bakımından en başarılı cihaz Trios 3, en başarısız cihaz Virtuo Vivo olmuştur.
7. Literatürde implant üstü dijital ölçü doğruluğunu etkileyen birçok faktör mevcuttur ve çalışmaların birbirini desteklemesi adına bu faktörlerin gözönünde bulundurulması şarttır.
8. Çalışmamızda elde edilen bulgular yorumlamalara açıktır ve sonuçların desteklenmesi adına ileri *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar gerekmektedir.

KAYNAKÇA

- 3M ESPE. 2009. “The Future in Motion”. <http://multimedia.3m.com/mws/media/546536O/lava-chairside-oral-scanner-brochure.pdf>.
- Abdel-Azim, Tamer vd. 2014. “The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant–Based Single Units and Complete-Arch Frameworks”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29(6): 1281–88.
- Ahlholm, Pekka vd. 2018. “Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review”. *Journal of Prosthodontics* 27(1): 35–41.
- Aktas, Guliz vd. 2014. “Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111(5): 367–72.
- Al-Fadda, Sara A, George A Zarb, ve Yoav Finer. 2007. “A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks.” *The International journal of prosthodontics* 20(2): 125–31. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17455431>.
- Albaker, Abdulaziz M. 2013. “The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with Conventional complete dentures”. *Gerodontology* 30(1): 61–66.
- Alikhasi, Marzieh, Hakime Siadat, Alireza Nasirpour, ve Mahya Hasanzade. 2018. “Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type”. *International Journal of Dentistry* 2018.
- Amin, Sarah vd. 2017. “Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study”. *Clinical Oral Implants Research* 28(11): 1360–67.
- Assif, D, A Fenton, G Zarb, ve A Schmitt. 1992. “Comparative accuracy of implant impression procedures”. *Implant Dentistry* 1(4): 303.

- Attard, NJ, ve GA Zarb. 2005. "Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: The Toronto Study". *The Journal of prosthetic dentistry* 93(2): 164–70.
- Atwood, D. A. 2001. "Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962." *The Journal of prosthetic dentistry* 86(2): 119–25.
- Aubreton, O., A. Bajard, B. Verney, ve F. Truchetet. 2013. "Infrared system for 3D scanning of metallic surfaces". *Machine Vision and Applications* 24(7): 1513–24.
- De Avila, Erica Dorigatti vd. 2013. "Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: An in vitro study". *Journal of Prosthodontic Research* 57(4): 268–74. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2013.07.001>.
- . 2014. "Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques". *Journal of Oral Implantology* 40(6): 633–39.
- Aydın, Hilal Gülgezen. 2019. "Dijital ve Konvansiyonel Ölçüler Yardımıyla Üretilen Anterior Tek Kron Restorasyonlarının İç Uyumlarının Farklı Ölçüm Teknikleri ile Değerlendirilmesi". (February): 1–9.
- Baheti, M J vd. 2015. "Intra-oral scanners: a new eye in dentistry". *Austin Journal of Orthopedics & Rheumatology* 2(3): 1023.
- Balshi, T. J. 1989. "Preventing and resolving complications with osseointegrated implants." *Dental Clinics of North America* 33(4): 821–68.
- Begum, Aleya, Rubaba Ahmed, ve Md Saiful Islam. 2012. "Digital Impression". *City Dental College Journal* 9(2): 31–34.
- Bergin, Junping Ma vd. 2013. "An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques". *Journal of Prosthetic Dentistry* 110(4): 243–51. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60370-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60370-4).
- Beschmidt, S. M., ve J. R. Strub. 1999. "Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth". *Journal of Oral*

Rehabilitation 26(7): 582–93.

- Beşir Kalaycı, Bilge, ve Funda Bayındır. 2015. “Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri”. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 11(11).
- Beuer, Florian, Michael Naumann, Wolfgang Gernet, ve John A. Sorensen. 2009. “Precision of fit: Zirconia three-unit fixed dental prostheses”. *Clinical Oral Investigations* 13(3): 343–49.
- Bosniac, Patricia, Peter Rehmann, ve Bernd Wöstmann. 2019. “Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo”. *Clinical Oral Investigations* 23(5): 2421–27.
- Brånemark, P. -I, B. Svensson, ve D. Van Steenberghe. 1995. “Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism”. *Clinical Oral Implants Research* 6(4): 227–31.
- Brown, C. 2012. “CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective.” *The Journal of the Michigan Dental Association* 94(4): 42.
- Budak, Igor vd. 2012. “Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors”. *Sensors* 12(1): 1100–1126.
- Bueno-Samper, Antonio, Manuel Hernandez-Aliaga, ve José Luis Calvo-Guirado. 2010. “The implant-supported milled bar overdenture: A literature review”. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal* 15(2): 1–4.
- Burgner, J. vd. 2013. “A study on the theoretical and practical accuracy of conoscopic holography-based surface measurements: toward image registration in minimally invasive surgery”. *International Journal*.
- Burhardt, Lukasz vd. 2016. “Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients”. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 150(2): 261–67. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.12.027>.

- Cabral Correia, Gabriele Dória, Fernando Antonio Lima Habib, ve Carlos Jorge Vogel. 2014. "Tooth-Size discrepancy: A comparison between manual and digital methods". *Dental Press Journal of Orthodontics* 19(4): 107–13.
- Çakmak, Gülce vd. 2020. "The effect of scanner type and scan body position on the accuracy of complete-arch digital implant scans". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 22(4): 533–41.
- Calesini, Gaetano vd. 2014. "Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: An in vitro study". *Journal of Craniofacial Surgery* 25(3): 822–27.
- Camcı, Hasan, ve Farhad Salmanpour. 2020. "Effect of saliva isolation and intraoral light levels on performance of intraoral scanners". *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 158(5): 759–66.
- Carlsson, Bill, ve Gunnar E Carlsson. 1994. "Prosthetic complications in osseointegrated dental implant treatment." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 9(1).
- Chang, Won-Gun, Farhad Vahidi, Kwang-Hak Bae, ve Bum-Soon Lim. 2012. "Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones." *The International journal of prosthodontics* 25(1): 44–47. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22259795>.
- Chia, Vanessa vd. 2017. "In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32(2): 313–21.
- Cincioğlu, Merve. 2018. "Dental İmplantların Dijital Ölçü Netliğine Etki Eden Faktörlerin Araştırılması". : 368.
- Cochran, David, ve Robert Cronin. 1999. "Contemporary Implant Dentistry".
- Corominas-Delgado, Cristina vd. 2016. "Digital implant impressions by cone-beam computerized tomography: a pilot study". *Clinical Oral Implants Research* 27(11): 1407–13.

- Da Costa, J. B., F. Pelogia, B. Hagedorn, ve J. L. Ferracane. 2010. "Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D". *Operative Dentistry* 35(3): 324–29.
- Craig, R G, ve L Marcus. 1996. "Restorative dental materials. Saint Louis, Mosby year book".
- Crew, C a M S, Etained F Ramework, C Emented C Rowns, ve a C Linical C Ase. 2009. "EDENTULOUS ARCH TREATMENT WITH A CAD/ CAM SCREW-RETAINED FRAMEWORK AND CEMENTED CROWNS:ACLINICAL CASE REPORT". *Journal of Oral Implantology* XXXV(6): 295–99.
- Critchlow, Simon B., ve Janice S. Ellis. 2010. "Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: A review of the literature". *Journal of Dentistry* 38(1): 2–9.
- Davidowitz, Gary, ve Philip G. Kotick. 2011. "The Use of CAD/CAM in Dentistry". *Dental Clinics of North America* 55(3): 559–70.
- DentalWings. 2019. "Virtuo Vivo Introral Scanner: Create lasting impressions." <https://universadent.com/wp-content/uploads/2019/05/Dental-Wings-Virtuo-Vivo-Intraoral-Scanner.pdf>.
- Donovan, Terry E., ve Winston W.L. Chee. 2004. "A review of contemporary impression materials and techniques". *Dental Clinics of North America* 48(2): 445–70.
- Doundoulakis, James H., Steven E. Eckert, Clarence C. Lindquist, ve Marjorie K. Jeffcoat. 2003. "The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture". *Journal of the American Dental Association* 134(11): 1455–58. <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0073>.
- Dr Hamid Al-Hassiny, Dr Haidar Al-Hassiny and Dr Ahmad Al-Hassiny. 2019. "Review of the Intraoral Scanners at IDS 2019 Topics Discussed". *Institute of Digital Dentistry*.
- Drago, Carl, ve Kent Howell. 2012. "Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses". *Journal of Prosthodontics* 21(5): 413–24.
- Drago, Carl, Roxana L. Saldarriaga, Daniel Domagala, ve Riad Almasri. 2010. "Volumetric

- determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: A multicenter laboratory study". *The International journal of oral & maxillofacial implants* 25(5): 920–29.
- Driscoll, Carl F vd. 2017. "The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition". *The Journal of prosthetic dentistry* 117(5): e1–105.
- DWOS. 2017. "Laboratory Solutions". : 1–6.
- E4D. 2013. "User Manual". <https://e4d.com/%0D%0Aedupdf/User+Manual+4-6+10560400.U.pdf>.
- Ekelund, Jan-Anders, Lars W Lindquist, Gunnar E Carlsson, ve Torsten Jemt. 2003. "Implant Treatment in the Edentulous Mandible: A Prospective Study on Brånemark System Implants Over More Than 20 Years". *Int J Prosthodont*.
- El-Sheikh, A M, J A Hobkirk, ve J P Kelleway. 1999. "Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses." *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 7(2): 45–50.
- Eliasson, Alf, ve Anders Örtorp. 2012. "The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(SUPPL. 1): 30–38.
- Ender, Andreas, Thomas Attin, ve Albert Mehl. 2016. "In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions". *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(3): 313–20. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.011>.
- Ender, Andreas, ve Albert Mehl. 2013. "Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision". *Journal of Prosthetic Dentistry* 109(2): 121–28. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1).
- . 2014. "Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision". *Journal of Visualized Experiments* (86).
- Ender, Andreas, Moritz Zimmermann, ve Albert Mehl. 2019. "Accuracy of complete- and

- partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro.” *International journal of computerized dentistry* 22(1): 11–19.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30848250>.
- Enkling, Norbert, Stefan Bayer, Peter Jöhren, ve Regina Mericske-Stern. 2012. “Vinylsiloxanether: A new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials”. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(1): 144–51.
- Enlow, Donald H., Henry J. Bianco, ve Stephen Eklund. 1976. “The remodeling of the edentulous mandible”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 36(6): 685–93.
- de Faria, Júlio César Brigolini vd. 2011. “Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants”. *Brazilian Oral Research* 25(2): 163–67.
- Fattah, Ghada Abdel. 2020. “EFFECT OF DIFFERENT PREMOLAR ENDOCROWN PREPARATION DESIGNS ON THE TRUENESS OF DIFFERENT VIRTUAL IMPRESSION TECHNIQUES”. 66: 2641–48.
- Fernandez, Monica A. vd. 2013. “A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations”. *Journal of Prosthodontics* 22(5): 367–76.
- Finger, Werner J., Rie Kurokawa, Hidekazu Takahashi, ve Masashi Komatsu. 2008. “Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: A new in vitro testing method”. *Dental Materials* 24(12): 1655–60.
- Fluegge, Tabea, Wael Att, Marc Metzger, ve Katja Nelson. 2017. “A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies—An Experimental Approach”. *Journal of Prosthodontics* 26(1): 34–41.
- Flügge, Tabea, Wael Att, Marc Metzger, ve Katja Nelson. 2016. “Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners”. *The International Journal of Prosthodontics* 29(3): 277–83.
- Fukazawa, Shota, Chikayuki Odaira, ve Hisatomo Kondo. 2017. “Investigation of accuracy and

- reproducibility of abutment position by intraoral scanners”. *Journal of Prosthodontic Research* 61(4): 450–59. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.01.005>.
- Fuster-Torres, Ma Ángeles, Salvador Albalat-Estela, Mariano Alcañiz-Raya, ve María Peñarrocha-Diago. 2009. “CAD / CAM dental systems in implant dentistry: Update”. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 14(3): 3–7.
- Galhano, Graziela Avila Prado, Eduardo Piza Pellizzer, ve Jose Vitor Quinelli Mazaro. 2012. “Optical impression systems for CAD-CAM restorations”. *Journal of Craniofacial Surgery* 23(6): 575–79.
- Gan, Ning, Yaoyang Xiong, ve Ting Jiao. 2016. “Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues”. *PLoS ONE* 11(7): 1–15.
- Garino, Francesco, G. Battista Garino, ve Tommaso Castroflorio. 2014. “The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: a two-year report.” *Journal of clinical orthodontics : JCO* 48(2): 98–106.
- German, Matthew J., Thomas E. Carrick, ve John F. McCabe. 2008. “Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties”. *Dental Materials* 24(7): 951–56.
- Giménez, Beatriz, Mutlu Özcan, Francisco Martínez-Rus, ve Guillermo Pradies. 2015. “Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: Effect of clinically relevant parameters”. *Implant Dentistry* 24(5): 498–504.
- Gjelvold, Björn vd. 2016. “Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial”. *Journal of Prosthodontics* 25(4): 282–87.
- Gökçen-Rohlig, Bilge, Değer Öngül, Erkan Sancakli, ve Bülent Şermet. 2014. “Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy”. *Implant Dentistry* 23(3): 283–88.

- Gupta, Sonam, Aparna Ichalagod Narayan, ve Dhanasekar Balakrishnan. 2017. "In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study". *International Journal of Dentistry* 2017.
- Gurpınar, Bahar, ve Onjen Tak. 2020. "Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study". *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.034>.
- Güth, Jan Frederik vd. 2013. "Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing". *Clinical Oral Investigations* 17(4): 1201–8.
- . 2017. "Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization". *Clinical Oral Investigations* 21(5): 1445–55.
- Hack, Gary D, ve Sebastian B M Patzelt. 2015. "Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation". *ADA Professional Product Review* 10(4): 1–5. https://www.beldental.cz/upload/useruploads/files/ke_stazeni/evaluation_of_the_accuracy_of_six_intraoral_scanning_devices.pdf.
- Haghi, Hamidreza vd. 2017. "Effect of technique and impression material on the vertical misfit of a screw-retained, three-unit implant bridge: An in vitro study". *Journal of Indian Prosthodontist Society* 17(1): 41–47.
- Hamalian, Techkouhie A., Elie Nasr, ve José J. Chidiac. 2011. "Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure". *Journal of Prosthodontics* 20(2): 153–60.
- Hansen, Finn, ve Tais Clausen. 2013. "(12) United States Design Patent (10) Patent No .: US D679 , 710 S". (12): 1–5.
- Henkel, GL. 2007. "Introducing an Intraoral Scanning Device A Comparison of Fixed Prostheses Generated from Conventional vs". *Compend Contin Educ Dent*, 28: 422-4, 426-8, 430-1. 28(August).

- Herbert T. Shillingburg, Jr, DDS vd. 2012. 53 Quintessence Publishing Co, Inc *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tws.2012.02.007>.
- Herbst, D., J. C. Nel, C. H. Driessen, ve P. J. Becker. 2000. "Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures." *The Journal of prosthetic dentistry* 83(5): 555–61.
- Howell, Kent J, M S Edwin A Mcglumphy, Carl Drago, ve M S Gregory Knapik. 2013. "Robocast Technology and Conventional". 28(1).
- Hyland, Robert vd. 2009. "A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating". *Journal of Dentistry* 37(9): 718–23.
- Imburgia, Mario vd. 2017. "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study". *BMC Oral Health* 17(1): 1–13.
- Jacob, Helder B, Graydon D Wyatt, ve Peter H Buschang. 2015. "Reliability and validity of intraoral and extraoral scanners". *Progress in orthodontics* 16(1): 1–6.
- Jemt, T., ve A. Lie. 1995. "Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique." *Clinical Oral Implants Research* 6(3): 172–80.
- Jemt, T, T Bäck, ve A Petersson. 1999. "Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw." *The International journal of prosthodontics* 12(3): 209–15. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10635187>.
- Jemt, T, ve K Book. 1997. "Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients." *The International journal of oral & maxillofacial implants* 11(5): 620–25. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8908860>.
- Jemt, Torsten, ve Lars Hjalmarsson. 2012. "In Vitro Measurements of Precision of Fit of Implant-Supported Frameworks. A Comparison between 'Virtual' and 'Physical' Assessments of Fit Using Two Different Techniques of Measurements". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(SUPPL. 1): 175–82.

- Jeong, Il Do vd. 2016. "Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study". *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(6): 755–59. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.007>.
- Joda, Tim, ve Urs Brägger. 2016. "Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial". *Clinical Oral Implants Research* 27(12): e185–89.
- Kachalia, Parag R, ve Marc J Geissberger. 2010. "Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology." *Journal of the California Dental Association* 38(5): 323–30.
- Kachhara, Saloni vd. 2020. "Assessment of intraoral scanning technology for multiple implant impressions – A systematic review and meta-analysis Saloni". *The Journal of Indian Prosthodontic Society*.
- Kahramanoğlu, Erkut, ve Yasemin Kulak Özkan. 2012. "İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum". *Cumhuriyet Dental Journal* 15(3): 255–63.
- Van Kampen, F. M.C. vd. 2004. "Masticatory function with implant-supported overdentures". *Journal of Dental Research* 83(9): 708–11.
- Kapos, Theodoros vd. 2009. "Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry." *The International journal of oral & maxillofacial implants* 24 Suppl(1): 110–17. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19885438>.
- Kapos, Theodoros, ve Christopher Evans. 2014. "CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29(Supplement): 117–36.
- Karl, Matthias vd. 2005. "Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures". *Journal of Prosthetic Dentistry* 93(4): 324–30.
- Karl, Matthias, ve Victor Palarie. 2014. "Variables Affecting the Accuracy of Implant Master Casts: An In Vitro Pilot Study". *Journal of Dental Surgery* 2014: 1–6.
- Katsoulis, Joannis vd. 2013. "In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-

- aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars”. *Dental Materials* 29(9): 945–53. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.07.004>.
- Kern, Jaana Sophia, Thomas Kern, Stefan Wolfart, ve Nicole Heussen. 2016. “A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss”. *Clinical Oral Implants Research* 27(2): 174–95.
- Keul, Christine, ve Jan Frederik Güth. 2020. “Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison”. *Clinical Oral Investigations* 24(2): 735–45.
- Kihara, Hidemichi vd. 2020. “Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review”. *Journal of Prosthodontic Research* 64(2): 109–13. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.010>.
- Kim, Jisun vd. 2016. “Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116(2): 221–30. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.018>.
- Kim, So-Yeun vd. 2013. “Accuracy of Dies Captured by an Intraoral Digital Impression System Using Parallel Confocal Imaging”. *The International Journal of Prosthodontics* 26(2): 161–63.
- Knechtle, Nathalie, Daniel Wiedemeier, Albert Mehl, ve Andreas Ender. 2021. “Accuracy of digital complete-arch, multi-implant scans made in the edentulous jaw with gingival movement simulation: An in vitro study”. *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.12.037>.
- Kostiukova, V V, A N Riakhovskii, ve M M Ukhanov. 2014. “[Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry].” *Stomatologiya* 93(1): 53–59.
- Kulabaş, Sevil. 2019. “3shape (Trios 3) Ağız içi Tarayıcı ve 3shape (R700) Model Tarayıcı ile elde edilen Dijital Modeller Üzerine Yapılan Lineer Ölçümlerin, Manuel Teknikle Karşılaştırılarak; Doğruluğu, Güvenilirliği ve Tekrarlanabilirliğinin Değerlendirilmesi”. *53(9): 1689–99*.

- Kümbüloğlu, Övül, ve Ayşe Gözde Türk. 2018. "Impression Materials and Techniques from Past to Present". *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2018;4(1):51-6.
- Kunii, Jun vd. 2007. "Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks". *Dental Materials Journal* 26(6): 820-26.
- Kurtulmus-Yilmaz, Sevcin, Oguz Ozan, Tuncer Burak Ozcelik, ve Ayberk Yagiz. 2014. "Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants". *Journal of Dentistry* 42(12): 1551-59. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.10.008>.
- Kurtzman, G M, ve D E Dompkowski. 2014. "Using digital impressions and CAD/CAM in implant dentistry." *Dentistry today* 33(3): 114-16.
- Latham, Jason vd. 2020. "Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners". *Journal of Prosthetic Dentistry* 123(1): 85-95. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.008>.
- Lee, Heeje, Joseph S. So, J. L. Hochstedler, ve Carlo Ercoli. 2008. "The accuracy of implant impressions: A systematic review". *Journal of Prosthetic Dentistry* 100(4): 285-91.
- Lee, Jae-Hyun vd. 2019. "Repeatability of Intraoral Scanners for Complete Arch Scan of Partially Edentulous Dentitions: An In Vitro Study". *Journal of Clinical Medicine* 8(8): 1187.
- Lee, Sang J., Rebecca A. Betensky, Grace E. Gianneschi, ve German O. Gallucci. 2015. "Accuracy of digital versus conventional implant impressions". *Clinical Oral Implants Research* 26(6): 715-19.
- Lee, Sang J., ve German O. Gallucci. 2013. "Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes". *Clinical Oral Implants Research* 24(1): 111-15.
- Lekholm, Ulf. 1998. "Surgical considerations and possible shortcomings of host sites". *Journal of Prosthetic Dentistry* 79(1): 43-48.
- Logozzo, Silvia, Elisabetta M. Zanetti, vd. 2014. "Recent advances in dental optics - Part I: 3D

- intraoral scanners for restorative dentistry”. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203–21. <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>.
- Logozzo, Silvia, Ari Kilpelä, vd. 2014. “Recent advances in dental optics - Part II: Experimental tests for a new intraoral scanner”. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 187–96. <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.024>.
- Logozzo, Silvia, Giordano Franceschini, Ari Kilpelä, ve M Caponi. 2011. “A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry.” *The Internet Journal of Medical Technology*.
- Mandelli, Federico, Enrico Gherlone, Giorgio Gastaldi, ve Marco Ferrari. 2017. “Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis”. *Journal of Prosthodontic Research* 61(4): 363–70. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.09.002>.
- Mangano, Francesco G. vd. 2016. “Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study”. *PLoS ONE* 11(9): 1–18.
- Mangano, Francesco Guido vd. 2019. “Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study”. *Scanning* 2019: 1–14.
- . 2020. “Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: A comparative in vitro study”. *BMC Oral Health* 20(1): 1–21.
- Maria, Bruna, Covre Garcia, Gláucia Maria, ve Bovi Ambrosano. 2009. “Assessment of variability in experiments in the operative dentistry area applied to shear bond strength tests”. 38(2): 117–21.
- McCabe JF., Walls AW. 2013. 53 *Journal of Chemical Information and Modeling Applied Dental Materials Ninth Edition*.
- Mclean, JW, ve F Von. 1971. “The estimation of cement film thickness by an in vivo technique”. *British Dental Journal*.

- Medina-Sotomayor, Priscilla, Agustín Pascual-Moscardo, ve Isabel Camps A. 2019a. “Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121(5): 811–20. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.020>.
- . 2019b. “Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121(5): 811–20. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.020>.
- van der Meer, Wicher J., Frank S. Andriessen, Daniel Wismeijer, ve Yijin Ren. 2012. “Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology”. *PLoS ONE* 7(8): 1–8.
- Meijer, Henny J A, Gerry M Raghoobar, ve Martin A Van 't Hof. 2003. “Comparison of Implant-Retained Mandibular Overdentures and Conventional Complete Dentures: A 10-year Prospective Study of Clinical Aspects and Patient Satisfaction”. *Int J Oral Maxillofac Implants*.
- Menditto, Antonio, Marina Patriarca, ve Bertil Magnusson. 2007. “Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision”. *Accreditation and Quality Assurance* 12(1): 45–47.
- Menicucci, Giulio, Massimo Lorenzetti, Paolo Pera, ve Giulio Preti. 1998. “Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems.” *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13(3).
- Mennito, Anthony S. vd. 2018. “Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems”. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30(2): 113–18.
- Mercier, Paul, ve François Bellavance. 2002. “Effect of artificial tooth material on mandibular residual ridge resorption.” *Journal (Canadian Dental Association)* 68(6): 346–50.
- Michelinakis, George vd. 2020. “A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 124(5): 581–88. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.10.023>.

- Mirza-Rustum Baig, Gunaseelan Rajan, Manoj Rajan. 2009. “EDENTULOUS ARCH TREATMENT WITH A CAD/ CAM SCREW-RETAINED FRAMEWORK AND CEMENTED CROWNS:ACLINICAL CASE REPORT”. *Journal of Oral Implantology* XXXV(6): 295–99.
- Misch. 2008. Contemporary implant dentistry *Carl E.Misch.Rational for dental implant*.
- Misch, Carl E. 2005. “Dental implant prosthetics”. *Mosby, 3ed, Pg17*.
- . 2014. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Health Sciences.
- Mizumoto, Ryan M. vd. 2020. “Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 123(1): 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.003>.
- Mizumoto, Ryan M., Gülce Alp, Mutlu Özcan, ve Burak Yilmaz. 2019. “The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans”. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 21(5): 987–94.
- Mohamed, Haitham vd. 2014. “Metal Vs Plastic Copings Regarding the Accuracy of Implant Transfer Impression Techniques: in-Vitro Study”. 1(3): 109–14.
- Moreira, António H.J. vd. 2015. “Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review”. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: e751–64.
- Müller, Philipp, Andreas Ender, Tim Joda, ve Joannis Katsoulis. 2016. “Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner.” *Quintessence international* 47(4).
- Nagrath, Rahul, Manesh Lahori, ve Manjari Agrawal. 2014. “A Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Surface Detail Reproduction of Four Hydrophilic Vinyl Polysiloxane Impression Materials Tested Under Dry, Moist, and Wet Conditions-An In Vitro Study”. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 14: 59–66.
- Nagy, Zsolt vd. 2020. “Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method”. : 1–10.

- Nedelcu, Robert G., ve Anna S.K. Persson. 2014. "Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis". *Journal of Prosthetic Dentistry* 112(6): 1461–71. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.027>.
- NS Birnbaum, HB Aaronson. 2008. "Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality". *Compend contin educ dent*.
- Ono, Shinji vd. 2013. "Optical impression method to measure three-dimensional position and orientation of dental implants using an optical tracker". *Clinical Oral Implants Research* 24(10): 1117–22.
- Palin, Will, ve FJ Trevor Burke. 2005. "Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology". *Restorative Dentistry*.
- Pan, Shaoxia vd. 2010. "Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success?" *Journal of Dentistry* 38(11): 899–907. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.08.002>.
- Papaspyridakos, Panos vd. 2012. "Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study". *Clinical Oral Implants Research* 23(6): 676–81.
- . 2016. "Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes". *Clinical Oral Implants Research* 27(4): 465–72.
- Park, Gun Hong, Keun Ba Da Son, ve Kyu Bok Lee. 2019. "Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan". *Journal of Prosthetic Dentistry* 121(5): 803–10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.07.014>.
- Park, Se-Won, Yong-Do Choi, ve Du-Hyeong Lee. 2020. "The effect of the improperly scanned scan body images on the accuracy of virtual implant positioning in computer-aided design software". *The Journal of Advanced Prosthodontics* 12(3): 107.
- Passos, Leandro, Sergio Meiga, Vinicius Brigagão, ve Alexandre Street. 2019. "Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study." *International journal of computerized*

- dentistry* 22(4): 307–19. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31840139>.
- Patzelt, Sebastian B.M., Archontia Emmanouilidi, vd. 2014a. “Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners”. *Clinical Oral Investigations* 18(6): 1687–94.
- . 2014b. “Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners”. *Clinical Oral Investigations* 18(6): 1687–94.
- Patzelt, Sebastian B.M., Christos Lamprinos, Susanne Stampf, ve Wael Att. 2014. “The time efficiency of intraoral scanners”. *Journal of the American Dental Association* 145(6): 542–51.
- Pera, Paolo, Stefano Gilodi, Francesco Bassi, ve Stefano Carossa. 1994. “In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 72(6): 585–90.
- Perez-Davidi, Michael vd. 2016. “Clinical accuracy outcomes of splinted and nonsplinted implant impression methods in dental residency settings”. *Quintessence international (Hanover Park, IL)* 47(10): 843–52.
- Phillips 12nd Edition. 2013. *Science of Dental Materials*.
- Pieper, R. 2009. “Digital impressions--easier than ever.” *International journal of computerized dentistry* 12(1): 47–52. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19213360>.
- Planmeca. 2015. “Planmeca PlanScan & Planmeca PlanCAD Easy user’s manual”. <https://materialbank.planmeca.com/catalog/Manuals/r/53999/viewmode=previewview>.
- . 2017. “Planmeca Emerald User Manual”. <https://www.planmeca.com/globalassets/planmeca/1-planmeca-usa-modernization/cadcam/dental-scanning/emerald/manuals/emerald-manual-15698200e.pdf>.
- . 2019. “Planmeca Emerald S User Manual”. <https://www.planmeca.com/globalassets/planmeca/1-planmeca-usa-modernization/cadcam/dental-scanning/emerald-s/manuals/15695200.d-emerald-s-user->

manual.pdf.

- Powers, ve Wataha. 2017. "Dental materials foundations and applications. 11th edition." *St. Louis (MO): Elsevier*: 45.
- Preston, Jack D, ve Francois Duret. 1997. "CAD/CAM in dentistry". *Oral Health* 87(3): 17–27.
- Punj, Amit, Despoina Bompolaki, ve Jorge Garaicoa. 2017. "Dental Impression Materials and Techniques". *Dental Clinics of North America* 61(4): 779–96.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.004>.
- Al Quran, Firas A, Bashar A Rashdan, AbdelRahman A Abu Zomar, ve Saul Weiner. 2012. "Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques." *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 43(2): 119–25.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22257873>.
- Raigrodski, Ariel J. 2004. "Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature". *Journal of Prosthetic Dentistry* 92(6): 557–62.
- Rashidan, Nayerreh vd. 2012. "Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(2): 218–25.
- Reich, Sven vd. 2015. "Intraoral scanning systems – a current overview Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht". *International Journal of Computerized Dentistry* 1818(22): 101–29.
- Reich, Sven, Manfred Wichmann, Emeka Nkenke, ve Peter Proeschel. 2005. "Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems". *European Journal of Oral Sciences* 113(2): 174–79.
- Rekow, E. Dianne. 2006. "Dental CAD/CAM systems: A 20-year success story". *Journal of the American Dental Association* 137(9 SUPPL.): 5S–6S.
<http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0396>.

- Rekow, E D. 1992. "CAD/CAM in Dentistry: A Historical Perspective and View of the Future". *Journal (Canadian Dental Association)* 58(4): 283,287-288. <http://europepmc.org/abstract/MED/1591643>.
- Revell, Griffin vd. 2021. "Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience". *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–7.
- Revilla-León, Marta, Peng Jiang, vd. 2020. "Intraoral digital scans—Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners". *Journal of Prosthetic Dentistry* 124(3): 372–78. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.06.003>.
- Revilla-León, Marta, Wael Att, Mutlu Özcan, ve Jeffrey Rubenstein. 2020. "Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine". *The Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.005>.
- Revilla-León, Marta, Sai Ganesh Subramanian, Mutlu Özcan, ve Vinayak Raman Krishnamurthy. 2019. "Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner". *Journal of Prosthodontics* 29(2): 107–13.
- "Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials." 1977. *Journal of the American Dental Association (1939)* 94(4): 733–41. <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1977.0334>.
- Rhee, Ye-Kyu, Yoon-Hyuk Huh, Lee-Ra Cho, ve Chan-Jin Park. 2015. "Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition". *The journal of advanced prosthodontics* 7(6): 460–67.
- Richert, Raphaël vd. 2017. "Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression". *Journal of Healthcare Engineering* 2017.
- Rubel, Barry S. 2007. "Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry". *Dental Clinics of North America* 51(3):

- Rutkūnas, Vygandas vd. 2017. “Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review”. *European Journal of Oral Implantology* 11.
- Rutkunas, Vygandas, Kestutis Sveikata, ve Raimondas Savickas. 2012. “Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study.” *The International journal of prosthodontics* 25(5): 512–15. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22930776>.
- Sabouhi, Mahmoud vd. 2016. “Effects of impression coping design, impression technique, and dental undercuts on the accuracy of implant impressions assessed by 3-dimensional optical scanning: An in vitro study”. *Implant Dentistry* 25(2): 238–46.
- Sadowsky, Steven J. 1997. “The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 78(1): 28–33.
- . 2001. “Mandibular implant-retained overdentures : A literature review”. 86(5).
- Sakaguchi, Ronald L, ve John M Powers. 2012. “Craig’s RESTORATIVE DENTAL MATERIALS THIRTEENTH EDITION EDITED BY”. www.elsevier.com/permissions.
- Salenbauch, Norbert M, ve Med Denf Jon Langner Master Dental Technician. 1998. “Tfie infernotionai Journol of Periodontics &Restorüiive Dentistry New Ways of Designing Suprastructures for Fixed Impiant- Supported Prostheses”. *ThG Ihternotiondl Journol ot Periodontics & Restorative Dentistry*.
- Sami, Toni, Gary Goldstein, Dean Vafiadis, ve Taylor Absher. 2020. “An in vitro 3D evaluation of the accuracy of 4 intraoral optical scanners on a 6-implant model”. *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–7.
- Scala, Rudy, Alessandro Cucchi, Paolo Ghensi, ve Francesco Vartolo. 2012. “Clinical evaluation of satisfaction in patients rehabilitated with an immediately loaded implant-supported prosthesis: a controlled prospective study.” *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27(4): 911–19. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22848894>.

- Seelbach, Paul, Cora Brueckel, ve Bernd Wöstmann. 2013. "Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow". *Clinical Oral Investigations* 17(7): 1759–64.
- Selecman, Audrey M., ve Russell A. Wicks. 2009. "Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: A clinical report". *Journal of Prosthetic Dentistry* 101(3): 158–59. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60020-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60020-2).
- Shetty, Rohit Mohan, Ganesh R. Bhandari, ve Deepak Mehta. 2014. "Vinyl polysiloxane ether: A breakthrough in elastomeric impression material". *World Journal of Dentistry* 5(2): 134–37.
- Skramstad, M J. 2019. "Welcome to Cerec Primescan AC [Willkommen Cerec Primescan AC]". *International Journal of Computerized Dentistry* 22(1): 69–78. <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85062586014&partnerID=40&md5=e9ff8378e8fb2f3cff13606c5854dd35>.
- Solaberrieta, Eneko, Agustin Arias, vd. 2016. "Determining the requirements, section quantity, and dimension of the virtual occlusal record". *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(1): 52–56. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.013>.
- Solaberrieta, Eneko, Asier Garmendia, vd. 2016. "Intraoral Digital Impressions for Virtual Occlusal Records: Section Quantity and Dimensions". *BioMed Research International* 2016.
- Stober, Thomas, Glen H. Johnson, ve Marc Schmitter. 2010. "Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material". *Journal of Prosthetic Dentistry* 103(4): 228–39. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60035-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60035-2).
- Syrek, Andreas vd. 2010. "Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling". *Journal of Dentistry* 38(7): 553–59. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.03.015>.
- Takahashi, Toshiyuki, ve Johan Gunne. 2003. "Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques". *Journal of Prosthetic Dentistry* 89(3): 256–60.

- Tallgren, Antje. 2003. "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 27(2): 120–32.
- Taneva, Emilia, Budi Kusnoto, ve Carla A Evans. 2015. "3D scanning, imaging, and printing in orthodontics". *Issues in contemporary orthodontics* 148.
- Tarib, Natasya Ahmad, ve Kamarudin Kamarul. 2012. "Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses". *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*.
- Thiel, Frank, Joachim Pfeiffer, ve Peter Fornoff. 2011. "(12) United States Patent". 2(12).
- Ting-shu, Su, ve Sun Jian. 2015. "Intraoral Digital Impression Technique: A Review". *Journal of Prosthodontics* 24(4): 313–21.
- TRIOS. 2020. "Go Beyond on Your Digital Journey". <https://3shape.widen.net/view/pdf/ooz8b1wsf6/3Shape-TRIOS-Brochure-2020-EN-Global.pdf?t.download=true&u=6xmdhr>.
- Trulsson, Ulrika vd. 2002. "Edentulousness and oral rehabilitation: Experiences from the patients' perspective". *European journal of oral sciences* 110(6): 417–24.
- Tsagkalidis, George vd. 2015. "Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants". *Journal of Prosthetic Dentistry* 114(4): 517–23. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.05.005>.
- Tuna, Süleyman Hakan, Nuran Özçiçek Pekmez, ve Işin Kürkçüoğlu. 2015. "Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods". *Journal of Prosthetic Dentistry* 114(5): 725–34.
- Turkyilmaz, Ilser. 2009. "Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: A case report". *Journal of the Canadian Dental Association* 75(9): 655–58.
- Tzou, Chieh Han John vd. 2014. "Comparison of three-dimensional surface-imaging systems".

- Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery* 67(4): 489–97.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.bjps.2014.01.003>.
- Vecsei, Bálint, Gellért Joós-Kovács, Judit Borbély, ve Péter Hermann. 2016. “Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study”. *Journal of Prosthodontic Research* 61(2): 177–84.
- Vigolo, Paolo, Sabrina Mutinelli, Fulvio Fonzi, ve Edoardo Stellini. 2014. “An In Vitro Evaluation of Impression Techniques for Multiple Internal- and External-Connection Implant Prostheses”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29(4): 807–18.
- Walker, Mary P. vd. 2013. “Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness”. *Journal of Prosthodontics* 22(5): 362–66.
- WHO. 2000. *The world health report 2000: health systems: improving performance*. World Health Organization.
- William J. O’Brien, PhD, FADM. 2002. “Dental Materials and Their Selection fourth edition”. 12(2).
- . 2008. “Dental Materials and Their Selection”. *Quintessence Publishing Co, Inc* 97(11): 12.
- Yeo, In Sung, Jae Ho Yang, ve Jai Bong Lee. 2003. “In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 90(5): 459–64.
- Yuan, Tianran vd. 2010. “Single-tooth modeling for 3D dental model”. *International Journal of Biomedical Imaging* 2010.
- Yuzbasioglu, Emir, Hanefi Kurt, Rana Turunc, ve Halenur Bilir. 2014. “Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients’ perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes”. *BMC Oral Health* 14(1): 1–7.
- Zaimoğlu, A, G Can, E Ersoy, ve L Aksu. 1993. “Diş hekimliğinde maddeler bilgisi”. *AÜ Basımevi, Ankara* 515.

- Zen, Bruno Massucato vd. 2015. "Comparison of the accuracy of different transfer impression techniques for osseointegrated implants". *Journal of Oral Implantology* 41(6): 662–67.
- Zhihong, Mao, Kyusic Park, Kunwoo Lee, ve Xiongbing Li. 2013. "Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets". http://knowledgebase.terrafrica.org/fileadmin/user_upload/terrafrica/docs/Final_Rockefeller_Report4April08.pdf.
- Zimmermann, M, A Mehl, W H Mörmann, ve S Reich. 2015. "Intraoral scanning systems-a current overview". *International journal of computerized dentistry* 18(2): 101–29.

