



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
Eğitimde 40 Yıl

KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİJİTAL DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI İNTRAORAL
TARAYICI-CAD YAZILIMI KOMBİNASYONLARININ
HASSASİYETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hekimi ÇİSE EROZAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. OĞUZ OZAN

LEFKOŞA

2019

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dt. Çise EROZAN



TEŞEKKÜR

Bu meslek için attığım ilk adımdan bugüne kadar, her bir cümlesi ve başarısından ilham aldığım, ben ve benim gibi birçok meslektaşımın örnek aldığı, doktora eğitimim boyunca tecrübesi ve profesyonelliğiyle her adımda planlı ilerlememi sağlayan, lisans ve doktora eğitimim boyunca öğrencisi olmaktan büyük gurur duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Oğuz OZAN’a sonsuz teşekkür ederim.

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde geçirdiğim 9 yıl boyunca iyi-kötü her anımda akademisyen kimliğinden öte bir baba gibi yanımda olan, bizi koruyup kollayan, değerli bilgi ve tecrübelerini bize her zaman sabırla aktaran çok kıymetli dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY’a çok teşekkür ederim.

Tez savunma jürime katılarak beni onurlandıran çok değerli hocalarım Prof. Dr. Pervin İmirzalıoğlu ve Prof. Dr. Tuncer Burak Özçelik’e tüm katkı ve destekleri için teşekkür ederim.

Lisans ve doktora eğitimim boyunca hiçbir sorumu cevapsız bırakmayan, yoğun temposu arasında her koşulda yardım eli uzatan ve hep destek olan çok değerli hocam Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ’a teşekkür ederim.

Her birinden hayat ve mesleğe dair ömrüm boyunca unutamayacağım şeyler öğrendiğim hocalarım, Prof. Dr. Nehir ÖZDEN, Yrd. Doç. Dr. Simge Taşar FARUK, Yrd. Doç. Dr. Salim Ongun, Doç. Dr. Burcu GÜNAL ABDULJALİL ve öğrenciliğim ve asistanlığım boyunca hem arkadaşım hem de kıdemlim olarak her zaman bana yol gösterip yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL’a teşekkür ederim.

Büyük bir aile olarak çok güzel hatıralar biriktirdiğimiz tüm asistan arkadaşlarım ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’ndaki tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Aynı dönemde doktora başlayıp birbirine bağlı bir aile haline geldiğimiz ve bugünden sonra nerede olursak olalım hep kalpten bağlı olacağımıza inandığım dönem arkadaşlarım Dr. Dt. Mohammad SALEH, Dr. Dt. Oqba GHAIJGHOUJ, Dt. Ammar KAYSSOUN, Dt. Mohammad ABUJALALA ve Dt. Wafa RICHI’ye, hem meslektaş hem de kardeş olarak bana büyük bir güç oldukları için sonsuz teşekkür ederim.

Mesleğimi elime alana kadar yürüdüğüm yolda şüphesiz ki en büyük kazançlarımdan biri olan, fakültedeki ilk yılımdan itibaren her zorluğu keyifle atlatıp bu zorlu süreci unutulmaz anılarla doldurduğumuz, dertlerimizi, sevinçlerimizi, başarılarımızı, hatalarımızı, kısacası her şeyi her şekilde paylaşabildiğimiz ikinci bir kardeşim olan, meslektaşım, arkadaşım, dostum Dr. Dt. Şifa ATABEK'e sonsuz teşekkür ederim.

Hayatım boyunca her zorumda benden daha çok sıkıntı çeken, her başarımda benden daha çok mutluluk duyan, bugüne kadar başarıyla attığım her adımda arkamda gölgesi ve güçlerini hissettiğim, hayattaki en büyük şanslarım olan babam Dr. Önder EROZAN ve annem Filiz EROZAN'a sonsuz teşekkür ederim.

Varlığıyla hayatımdaki tüm güzellikleri ve başarılarımı kat ve kat arttıran, bana yol göstererek attığım her adımda en az benim kadar heyecan duyan, diğer yarım, canım ablam Melis EROZAN ÇAĞDAŞER'e sonsuz desteği için çok teşekkür ederim.

Elimi tuttuğu ilk günden beri, yürüdüğüm bu yolda benimle gurur duyarak, sabır ve anlayışla her zorumda bana büyük bir güç olan, bana kurduğum tüm hayallerin gerçeğe dönebileceğini göstererek beni motive eden ve başarmamı sağlayan, en kıymetlim, eşim Batu BERK'e sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-2019-1-033 Numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
RESİMLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ	xii
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Diş Hekimliğinde Ölçünün Önemi	6
2.2. Diş Hekimliğinde Ölçü Teknikleri.....	7
2.2.1. Diş hekimliğinde konvansiyonel ölçü.....	7
2.2.1.1. Konvansiyonel ölçü tekniklerinde kullanılan materyaller	9
2.2.2. Diş hekimliğinde dijital ölçü.....	12
2.2.2.1. Dijital ölçü yöntemlerinde kullanılan görüntüleme teknikleri.....	12
2.2.2.1.1. Kontakt görüntüleme teknikleri	13
2.2.2.1.2. Non-kontakt (temassız) görüntüleme teknikleri	13
2.2.2.1.2.1. Konfokal lazer tarama mikroskobu (KLTM) (Confocal laser scanner microscopy).....	14
2.2.2.1.2.2. Triangulasyon tekniği (Triangulation technique).....	14
2.2.2.1.2.3. Optik kohorent tomografi (OKT) (Optical coherent tomography)	16
2.2.2.1.2.4. Akordiyon şerit interferometrisi (AŞİ) (Accordion fringe interferometry)	17

2.2.2.1.2.5. Aktif dalga örneklendirilmesi (ADÖ) (Active wavefront sampling).....	19
2.2.2.2. Diş hekimliğinde yürütülen dijital iş akışları Error! Bookmark not defined.	
2.2.2.2.1. Konvansiyonel dijital iş akışı.....	21
2.2.2.2.2. Geleneksel dijital iş akışı	22
2.2.2.2.3. Hızlı dijital iş akışı	24
2.2.2.3. Ekstraoral dijital ölçü teknikleri.....	25
2.2.2.4. İntraoral dijital ölçü teknikleri	25
2.2.2.4.1. İntraoral tarayıcılarla yürütülen iş akışlarında açık ve kapalı sistemler.....	26
2.2.2.5. Çalışmada kullanılan intraoral tarayıcılar	28
2.2.2.5.1. CEREC sistemi	28
2.2.2.5.2. Trios sistemi	34
2.2.2.5.3. Aadvia Ios sistemi	40
2.2.2.6. Çalışmada kullanılan referans tarayıcısı	42
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	44
3.1. Modelin Hazırlanması.....	44
3.2. Referans Tarayıcı ile Referans Taramanın Elde Edilmesi	46
3.3. İntraoral Tarayıcılar ile Tarama Verilerinin Elde Edilmesi	48
3.4. İntraoral Tarayıcı-CAD Yazılımı Kombinasyonlarında Dijital Kronların Tasarlanması	51
3.5. Referans Model ve Elde Edilen Kronların Uyumunun Değerlendirilmesi	51
3.6. İstatistiksel Analizler.....	52
4. BULGULAR.....	53
4.1. Elde Edilen Minimum Mesafe Sapma Değerleri	54
4.2. Elde Edilen Maksimum Mesafe Sapma Değerleri	55
4.3. Elde Edilen Ortalama Mesafe Sapma Değerleri	57
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	60

6. KAYNAKLAR	74
7. EKLER.....	89

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

% :	Yüzde
µm:	Mikrometre
3D:	3 Dimension – 3 Boyutlu
ADÖ:	Aktif Dalga Örneklendirmesi
AŞİ:	Akordiyon Şerit İnterferometrisi
CAD/CAM :	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CBCT:	Cone Beam Computed Tomography – Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Cm:	Santimetre
CMM:	Coordinate Measuring Machine – Koordinat Ölçüm Makinesi
DCM:	DICOM- Digital Imaging and Communicating Of Medicine - Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
KLTM:	Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu
LED:	Light Emitting Diode – Işık Yayan Diyot
Mm:	Milimetre
OKT:	Optik Koherent Tomografi
SD Kart:	Secure Digital Memory Card – Güvenli Sayısal Hafıza Kartı
SLA:	Stereolitography
STL:	Standard Tessellation Language
USB:	Universal Serial Bus – Evrensel Seri Veriyolu
α:	Alfa

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Konfokal lazer tarama mikroskobu işleyiş prensibi.	14
(Logozzo ve ark., 2014).....	14
Şekil 2: Aktif Triangulasyon Tekniği işleyiş prensibi (El-Hakim ve ark., 1995).	15
Şekil 3: Camera's field of view in active triangulation method	15
(Logozzo ve ark., 2014).	15
Şekil 4: Pasif triangulasyon tekniği işleyiş prensibin (Logozzo ve ark., 2014).....	16
Şekil 5: Triangulasyon tekniği ile elde edilen görüntü örneği.	16
Şekil 6: Optik Koherent Tomografi (OKT) Tekniği işleyiş prensibi (Logozzo ve ark., 2014).	17
Şekil 7: Aktif şerit interferometrisinin işleyiş prensibi (Logozzo, 2014).....	18
Şekil 8: İki ince aralıktan geçen lazer ışığının AŞİ teknolojisinde oluşturduğu enterferans paterni. (http://www.faro.com , Erişim tarihi: Nisan 2013).	18
Şekil 9: AŞİ teknolojisinde, görüntü alınırken oluşturulan enterferans paterni. (http://www.faro.com , Erişim tarihi: Nisan 2013; Shirley ve Mermelstein, 1999)... ..	18
Şekil 10: Aktif dalga örneklendirme tekniği işleyiş prensibi.	19
(http://www.faro.com , Erişim tarihi: Nisan 2013).....	19
Şekil 11: İntraoral tarayıcılarda Aktif Dalga Örneklendirme tekniği ile görüntü elde ederken gerçekleşen işleyişin şematik gösterimi.	20
(Hart, J. Lammerding ve Rohaly, 2004).....	20
Şekil 12: Kapalı sistemlerdeki iş akışı. 1- İntraoral tarama verisinin elde edilmesi. 2- Elde edilen özel formatlı verinin format değişimine tabi tutulmadan CAD yazılımına aktarılması. 3- Tarayıcıya ait özel CAD yazılımında restorasyonun tasarlanması. 4- CAM işlemleri ile restorasyonun elde edilmesi. 5- Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.....	27

Şekil 13: Açık sistemlerdeki iş akışı. 1- İntraoral tarama verisinin elde edilmesi. 2- Elde edilen tarama verisinin özel formattan STL formatına dönüştürülmesi. 3- STL formatındaki tarama verisinin CAD yazılımına aktarılması. 4- Her tarayıcıdan veri kabul edebilen CAD yazılımında restorasyonun tasarlanması. 5- CAM işlemleri ile restorasyonun elde edilmesi. 6- Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.	27
Şekil 14: CEREC tarama sistemindeki görüntüleme işleyişinin şematik gösterimi. (Schmidt, 2010)	29
Şekil 15: CEREC Bluecam cihazı ile elde edilen görüntü örneği.	31
Şekil 16: CEREC AC Omnicam intraoral tarama cihazı ile elde edilen tarama örneği.	32
Şekil 17: CEREC Omnicam ve CEREC Primescan sistemleriyle alınan tarama görüntülerindeki netlike ve detay farkı.	34
Şekil 18: Trios 3 isteminin kullandığı görüntüleme tekniğinin şematik anlatımı. (Fisker ve ark., 2010).	36
Şekil 19: Trios Standard ile elde edilen tarama örneği	39
Şekil 20: Trios Color ile elde edilen tarama örneği.....	39
Şekil 21: A- Aadva intraoral tarama cihazı ile elde edilen görüntü örneği.	42
B- Aadva cihazının tarama sırasında yüzeyi algılaması.	42
Şekil 23: A- Çalışmadaki referans tarama görüntüsü. B-F- Çalışma boyunca kullanılan tüm intraoral tarayıcı-CAD kombinasyonları tarafından tasarlanan dijital kronlar.....	52
Şekil 24: Çalışmada kullanılan tüm kombinasyonlardaki birer tarama ile referans modelin karşıtımlarından elde edilen görüntü örnekleri.	53
Şekil 25: Minimum mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.	55
Şekil 26: Maksimum mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.....	56
Şekil 27: Ortalama mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.	58

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Kontakt görüntüleme cihazı.....	13
Resim 2: Konvansiyonel Dijital İş Akışı. A-Konvansiyonel ölçü alımı. B-Alçı model üretimi. C-Alçı modelin ekstraoral olarak taranması. D-CAD yazılımında restorasyonun tasarımı. E-CAM sistemi ile restorasyonun üretimi. F-Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.....	22
Resim 3: Geleneksel Dijital İş Akışı. A-İntraoral tarama. B ve C-SLA model üretimi. D-Tercih edilen teknikle restorasyon üretilir. E-Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.....	23
Resim 4: Hızlı Dijital İş Akışı. A-İntraoral tarama. B- CAD yazılımı ile restorasyonun tasarlanması. C-CAM sistemi ile restorasyonun üretilmesi. D-Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.....	24
Resim 5: Ekstraoral dijital tarayıcı	25
Resim 6: Piyasaya ilk sunulan intraoral tarama sistemi CEREC 1.....	28
Resim 7: A- CEREC 1 Sistemi, B- CEREC 2 Sistemi, C- CEREC 3 Sistemi.....	30
Resim 8: CEREC Bluecam intraoral tarama cihazı.	30
Resim 9: CEREC Omnicam intraoral tarama cihazı.....	31
Resim 10: En yeni CEREC sistemi olan CEREC Primescan tarama cihazı.....	33
Resim 11: 3 Shape Trios intraoral tarama cihazı.....	35
Resim 12: Trios 3 Basic intraoral tarama cihazı.....	36
Resim 13: Trios 3 Kalem formu (Pen).....	37
Resim 14: Trios 3 Tutucu saplı.....	37
formu (Handle).	37
Resim 16: Trios 3 Pod.....	38
Resim 17: Trios Move+	38
Resim 18: Trios 4 intraoral tarama cihazı.	38

Resim 19: Trios 4 Pod.....	39
Resim 20: Trios 4 Move+	39
Resim 21: GC Aadva İntraoral tarama cihazı.	41
Resim 22: GC Aadva Ios 200 tarama cihazı.	42
Resim 23: A- Çalışma için hazırlanan modelin oklüzal yüzeyden görünümü.	44
B- Çalışma için hazırlanan modelin bukkal yüzeyden görünümü.	44
Resim 24: Çalışmada kullanılan modelin hazırlanması için kullanılan fantom laboratuvarı.	45
Resim 25: A- Prepare edilen diş üzerine asit uygulanması. B- Uygulanan asitin aplikatör ile tüm yüzeye dağıtılması.	45
Resim 26: A- Soketlerin içine akrilik rezin uygulanması. B- Diş kökleri yüzeyine akrilik rezin uygulanması. C- Akrilik rezinle sabitleştirilen dişlerin model üzerine vidalanması.	46
Resim 27: Atos Core 80 Referans tarayıcı cihazı ile modelden referans ölçünün elde edilmesi.....	47
Resim 28: Atos Core 80 referans tarayıcısı ile taranacak olan modele yerleştirilen referans noktaları.	48

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: Konvansiyonel ölçü tekniklerinin sınıflandırılması.	8
Tablo 2: Dijital diş hekimliği iş akışları ve aşamaları.	20
Tablo 3: Çalışmada oluşturulan intraoral tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonları..	49
Tablo 4: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çakıştırma metoduna göre elde edilen minimum mesafe değeri sonuçları (μm).	54
Tablo 5: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çakıştırma metoduna göre elde edilen maksimum mesafe değeri sonuçları (μm).	56
Tablo 6: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çakıştırma metoduna göre elde edilen ortalama mesafe değeri sonuçları (μm).	57

ÖZET

Dijital Diş Hekimliğinde Farklı İntraoral Tarayıcı-Cad Yazılımı Kombinasyonlarının Hassasiyetlerinin Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı: Dt. Çiçe EROZAN

Danışmanı: Prof. Dr. Oğuz OZAN

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Dijital Diş hekimliğinde kullanılan intraoral tarayıcılarla elde edilen verilerin, tarama aşamasını takip eden tasarım aşamasında hangi programlarla daha hassas sonuçlar elde edilebileceği ve özel formatlı tarama verilerinin STL formatına dönüştürüldüğündeki veri kayıplarının ne kadar olduğunu saptamak. **Gereç ve Yöntem:** Çalışmada tam dişli bir üst çene modeli kullanılmıştır. Kullanılan model üzerinde, 16 numaralı dişe tek üye tam kron preparasyonu gerçekleştirilmiştir. Model, referans tarayıcı ile taranmış daha sonra da 3 farklı ağız içi tarayıcısıyla 10'ar kez taranmıştır. İntraoral tarayıcıdan elde edilen veriler, farklı formatlarda veri girişine izin veren CAD yazılımlarına aktarılmış ve her bir tarama için dijital kronlar tasarlanmıştır. Daha sonra referans tarama verisi ve tasarlanan dijital kron tasarımları karşılaştırılarak hangi intraoral tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonunda daha çok veri kaybı olduğu istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. **Bulgular:** Çalışma sonunda tam dijital iş akışı ile en hassas sonuçları veren tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonları Omnicam-InLab ve Trios 3 Color-Trios Design Studio kombinasyonları olarak saptanmıştır. Tarama verileri STL formatına dönüştürülen kombinasyonlar ise bu kombinasyonlardan istatistiksel olarak farklı bulunup, daha yüksek ortalama mesafe sapma değerleri göstermiştir. **Sonuçlar:** Çalışmanın sonunda, kullanılan ağız içi tarayıcısının kendi yazılım programında yapılan tasarımların daha hassas sonuçlar verdiği, taranan verinin özel formattan STL formatına dönüştüğünde veride kayıplar olduğu saptanmıştır.

Anahtar Sözcükler: Ağız içi tarayıcısı, CAD/CAM, Dijital Diş Hekimliği, Hassasiyet, Doğruluk

ABSTRACT

Evaluation of the Precision of Different Intraoral Scanner-CAD Software Combinations in Digital Dentistry

Student Name: Dt. Çise EROZAN

Supervisor: Prof. Dr. Oğuz OZAN

Department: Dentistry Faculty Department of Prosthodontics

Purpose: The aim of this study was to evaluate the precision of correlation between intraoral scanners and CAD software programs used during scanning and designing phases of digital dentistry. In the present study, CAD software programs that accept data in STL format and proprietary format have been evaluated and data loss has been examined in the scanned data. **Materials and method:** A fully dentulous model with a single unit full crown preparation on tooth number 16 were used in the study. The model obtained were scanned with a reference scanner and then scanned 10 times with 3 different intraoral scanners. The data obtained from the intraoral scanners were transferred to various design programs that allows data entry in different formats and single crown designs performed for each data. Then, reference scan and designed crowns were superimposed and data losses for each intraoral scanner-CAD software combination was statistically analysed. **Results:** Among the all combinations of intraoral scanner and CAD software, Omnicam-InLab and Trios 3 Color-Trios Design Studio has been determined as the most precise combinations through the full digital workflow. The other combinations shows statistically significant differences with higher average distance deviation values. **Conclusion:** Within the limitations of this in-vitro study, it was determined that the combinations of scanners and associated CAD programs yielded more accurate results, and data lost expected when the scanned data converted from the proprietary format to the STL format.

Keywords: Intraoral Scanners, CAD/CAM, Digital Dentistry, Accuracy, Trueness

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş tedavilerinde artan estetik beklentilerin yanında, uygulanan rutin prosedürlerin de hasta ve hekim açısından mümkün olduğunca konforlu ve kolay olması için aranan çözümler, gelişen teknoloji ile bizlere daha güncel seçenekler sunmaktadır. Birçok bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing - CAD/CAM) sistemi, konvansiyonel ölçüler ile birlikte, restorasyonların tasarımı ve üretimi için kullanılmaktadır. Bu işleyişte, konvansiyonel tekniklerle alınan ölçülerden alçı model elde edilmekte ve ekstraoral taramaya gönderilmektedir. Ekstraoral taramanın hassasiyeti yeterli düzeydedir. Buna karşın konvansiyonel ölçüde, intraoral detayların aktarılmasının hatasız bir şekilde tekrarlanması, ölçü maddesi ve alçının deformasyonuna bağlı olarak zordur (Luthardt ve diğerleri, 2001). En güncel yaklaşım olan direkt intraoral tarama ise, hataları konvansiyonel taramadan daha çok önleyebilmeyi hedeflemektedir. CAD/CAM konsepti, protetik diş tedavisi dalında yer almaya ve kullanılmaya başlanınca 1980'lerin başında intraoral tarayıcı konsepti öne atılmıştır (Ting-shu ve Jian, 2015). İntraoral tarama teknolojisi, ağzın üç boyutlu görüntüsünü elde etme gereksiniminin artmasından dolayı, diş hekimliği alanında oldukça hızlı bir gelişme ve ilerlemeye sahiptir. Geliştirilen tüm intraoral tarayıcılar, konvansiyonel ölçü teknikleriyle yapılan vakalardaki hata ve zorlukları elimine etme amacındadır ve çeşitli temassız görüntüleme teknolojileri ve prensipleri temeline dayanmaktadır (Logozzo ve ark., 2014). İlerleyen gelişmeler sayesinde, bu teknoloji, tedavilerin daha çok aşamasında kullanım alanına sahip olmaktadır. Dijital sistemlerdeki bu gelişmeler arttıkça konvansiyonel sistemler daha az tercih edilse de, uzun yıllardır klinik kullanımları ve başarılı tedavi sonuçları olan bu teknikler bazı vakalarda hala daha öncelikli olarak tercih edilebilmektedir. Ancak diş hekimliğinde iş akışının yürütülmesi sırasında zaman kazandırmaları, konvansiyonel uygulamalardaki hata risklerini elimine etmeleri, materyal tasarrufu sağlamaları, seans sayılarını azaltmaları ve daha öngörülebilir tedavi planlamalarına olanak sağlamaları sebebiyle dijital iş akışlarının rolü gittikçe artan bir öneme sahiptir (Tim Joda, 2013). Özellikle intraoral tarayıcıların piyasaya girmesiyle birlikte, dijital ölçü teknikleri de kendi içinde birçok yenilik ve gelişme göstermiş ve bu gelişim tedavilerin birçok aşamasında çok daha kolay ve güvenilir olan uygulamaları beraberinde getirmiştir.

Doğal diş destekleri üzerine sabit protez yapılan vakalarda olduğu gibi dental implant vakalarında da, dijital ölçü almak için intraoral tarayıcı cihazların kullanımı artmaktadır. Bu dijital iş akışının, aynen doğal diş destekleriyle yürütülen protetik tedavilerdeki gibi, hasta konforunu artırmak, zaman tasarrufu, doğruluk, hassasiyet ve tekrarlanabilirlik gibi konvansiyonel ölçü tekniklerine göre birçok avantajları mevcuttur (Zimmermann ve ark., 2015; Ting-shu ve Jian, 2014). Dijital ölçü alımı dentogingival dokuların tümünün üç boyutlu verisinin elde edilmesine de olanak sağlamaktadır (Yuzbasioglu ve ark., 2014; Patzelt ve ark., 2014). İntraoral dijital tarama, dentogingival dokuların tüm üç boyutlu bilgilerinin toplanmasını sağlarken, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) cihazları kret kemiğinin yüksekliği, kalınlığı ve açısı da dahil olmak üzere tüm 3 boyutlu bilginin elde edilmesini sağlamaktadır (Sones, 1989; Kunavisarut ve ark., 2002; Kim ve ark., 2005; Ongül ve ark., 2012). KIBT tarafından edinilen kemik bilgilerinin yanı sıra, intraoral taramayla elde edilen diş ve dişeti bilgisinin birleşimi ve üst üste getirilmesi, implantların yerleştirilmesi, cerrahi klavuzlarının üretilmesi ve immediyat yükleme için geçici restorasyonların tasarlanıp üretilmesi için sanal planlamaya bütünsel olarak yaklaşma fırsatı tanımaktadır (Karl ve diğerleri, 2005). ‘Entegre İmplantoloji’ olarak bilinen bu iş akışında, intraoral görüntüler ve bilgisayar destekli tasarım, röntgen cihazlarının tanı güvenliği ile birleştirilmektedir. Böylelikle, implantların cerrahi ve protetik aşamalarının eş zamanlı planlanması mümkün olmakta ve daha sonra cerrahi klavuz tarafından, tedaviler planlandığı şekilde tamamlanabilmektedir.

Konvansiyonel ölçüler ile gerçekleştirilen protetik diş tedavilerindeki materyal seçimi, seçilen materyalin doğru teknikle kullanılması ve vakaya en uygun ölçü tekniğinin seçimi başarıyı direkt olarak etkilemektedir (Punj ve ark., 2017). Aynı konvansiyonel tekniklerle yürütülen tedavi protokolleri gibi, dijital iş akışı ile gerçekleştirilen bir tedavi protokolünde de, doğru tarayıcı cihazının kullanımı, elde edilen veri formatlarının başarısı, tarayıcı ile kombine kullanılacak olan CAD yazılımlarının uyumu ve tüm dijital iş akışında gerçekleşecek veri aktarımları da dijital olarak yürütülen tedavinin başarısını direkt olarak etkileyen faktörler olacaktır. Dijital iş akışlarında elde edilen tarama verileri iki farklı sistem ile üretim aşamasına aktarılmaktadır. Bunlardan biri ‘Kapalı sistem’ diğeri ise ‘Açık sistem’ olarak adlandırılmaktadır. Kliniklerde kullanılan intraoral tarayıcılarla elde edilen veriler,

direkt olarak klinikte kullanılan bir kazıyıcı cihazı ile işlenebildiği gibi, klinikte sadece tarama verisi elde edilip, üretim aşamasına farklı bir laboratuvar da devam edilebilmektedir. Bu noktada, klinikte kullanılan tarama cihazıyla elde edilen verilerin laboratuvar da kullanılan yazılım programı tarafından işlenebilecek bir formatta olması gerekmektedir. Bunu sağlamak için tarama verisinin formatında değişiklik yapıldığında ise bir miktar veri kaybı olacağı öngörülmektedir. Bu tez çalışmasının amacı, diş hekimliğinin en güncel gelişmesi olan ‘Dijital Diş Hekimliği’ nin daha doğru kullanılmasına katkı sağlamaktır. Bu amaç göz önünde bulundurularak, bu çalışmada, farklı intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonları ile yürütülen iş akışlarında, taramadan sonra elde edilen verilerin, farklı formatlarda açık ve kapalı sistemlere ait farklı CAD yazılımlarına aktarılmaındaki veri kayıpları hesaplanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Ölçünün Önemi

Günümüzde, insanlar yaşam kalitesinin mümkün olduğunca üst seviyede olmasını hedeflemektedir. Estetik, fonksiyon ve fonasyon beklentilerini başarılı bir şekilde sağlayan protetik restorasyonlar yaşam kalitesinin artmasında çok önemli roller üstlenmektedir. Başarılı bir restorasyonun en önemli basamaklarından biri olan ölçü aşaması, bu kalitenin artırılmasında kritik değere sahiptir.

Ölçü, bir cismin izi veya negatif suretidir. Dental ölçü yumuşak, yarı akışkan malzemelerin ağız içine yerleştirilmesi ile elde edilmektedir. Kullanılan materyale bağlı olarak alınan ölçü sert veya elastik olabilir. Model elde etmek amacıyla sık kullanılan ölçü materyalleri ağızdan uzaklaştırıldıklarında elastik bir yapıya sahiptir. Dişlerin ve çevre dokuların negatif görüntüsünden pozitif bir kopya veya kalıp elde edilmektedir (Shillingburg ve diğerleri, Sabit Protezin Temelleri 3. Baskı, 2010). Elde edilen kalıba alçı dökülerek çalışma modelleri oluşturulmakta ve bu modeller hasta ağzının birebir örneğini laboratuvar ortamına taşıyarak, protez yapım aşamalarında ekstraoral çalışmaya imkan sağlamaktadırlar. Bu teknik ve materyallerle alınan dental ölçüler konvansiyonel ölçüler olarak adlandırılır.

Protetik diş tedavisinde yapılacak olan restorasyon ve doğal diş arasındaki uyumun sağlanması ve bu uyum sayesinde restorasyon başarısı ve ömrünün uzun süreli olabilmesi açısından ölçüler büyük önem taşımaktadır. Mikrosızıntı, yapılan restorasyonların başarısı ve prognozu açısından önemli bir kavramdır. Teknoloji ile birlikte gelişen ve daha ideal olarak değerlendirilen materyallerin kullanıma girmesine rağmen protetik diş tedavilerinde, mikrosızıntı hala başarısızlık nedeni olarak sayılabilmektedir (Araujo ve ark., 2006). Literatürde mikrosızıntı açıklamasının birçok şekilde yapıldığı görülebilmektedir. Genel olarak mikrosızıntı; oral sıvıların, bakteri toksinlerinin ve iyonların, restorasyon ile diş arasındaki boşluktan geçmesi olarak tanımlanabilmektedir (Dayangaç, 1980; Lindquist ve Connolly, 2001; Manocci ve ark., 2001; Troubridge, 1987). Ayrıca bakteri ve debris içeren oral sıvıların bir diş ve restorasyon veya siman tabakası arasına sızması olarak da tanımlanmaktadır (Lindquist ve Connolly, 2001). Mikrosızıntı varlığında restorasyonun marjinal bölgelerinde kırılmalara rastlanabilmekte, yine marjinal bölgelerde renklemeler

izlenebilmekte, sekonder çürük oluşumu görülebilmekte, korozyon meydana gelebilmekte ve vital dişlerde pulpal duyarlılık oluşabilmektedir. Ayrıca, restorasyonların uyumundaki eksiklikler de siman tabakasının kalınlaşmasına neden olarak mikrosızıntıya yol açabilmektedir (White ve ark., 1995). Bahsedilen bu hususlar bir protetik restorasyonda oluşması istenmeyen komplikasyonlardır ve mikrosızıntı bu komplikasyonların oluşmasında büyük bir rol oynamaktadır. Bu nedenle başarılı bir ölçü ile başlayan restorasyonlarda bu komplikasyonların oluşum riski de minimuma indirgenmiş olacaktır (Dayangaç, 1980; Lindquist ve Connolly, 2001; Manocci ve ark., 2001; Troubridge, 1987). Protetik diş tedavisi için, mikrosızıntı oluşumu ile restorasyonu başarısızlığa götürebilecek tüm bu olumsuz etkileri önlemedeki en etkili çözüm, ölçünün doğru bir şekilde alınarak tedaviye başlanması olacaktır. Doğru bir ölçü ile başlayan tedavilerde, protetik restorasyon ve diş arasındaki uyumun sağlanması daha başarılı olacaktır (Ayyıldız ve ark., 2009). Günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte diş hekimliği alanındaki konvansiyonel ölçüler zamanla yerini dijital ölçülere bırakmaktadır. Dijital ölçülerde ise çeşitli temassız görüntüleme teknikleriyle birlikte ekstraoral veya intraoral tarayıcı cihazları kullanılarak ağzın 3 boyutlu dijital görüntüsü elde edilmekte ve daha sonra bilgisayar destekli tasarım ve üretim aşamaları ile tedaviler tamamlanmaktadır.

2.2. Diş Hekimliğinde Ölçü Teknikleri

Protetik diş tedavisinde kullanılan ölçü teknikleri genel olarak konvansiyonel ve dijital olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir.

2.2.1. Diş hekimliğinde konvansiyonel ölçü

Konvansiyonel ölçü teknikleri farklı materyaller ve çeşitli ölçü kaşıklarının kullanımı ile uygulanan ölçü teknikleridir. Konvansiyonel ölçü teknikleri, yapılacak olan protetik restorasyona ve kullanılacak malzemeye göre birçok çeşitlilik göstermektedir. Genel olarak bahsedilecek olursa, konvansiyonel ölçü teknikleri Tablo 1’de gösterildiği şekilde sınıflandırılmaktadır.

Tablo 1: Konvansiyonel ölçü tekniklerinin sınıflandırılması.

KONVANSİYONEL ÖLÇÜ		
Tam Protezlerde Konvansiyonel Ölçü Teknikleri	Bölümlü Protezlerde Konvansiyonel Ölçü Teknikleri	Sabit Protezlerde Konvansiyonel Ölçü Teknikleri
Uygulanan Basınca Göre • Mukostatik • Mukokompresif • Selektif Basınçlı Seans Sayısına Göre • Tek Seanslı • Birden Fazla Seanslı Malzeme Sayısına Göre • Tek Ölçü Maddesi • Birden Fazla Ölçü Maddesi Ölçü Kenarlarının Durumuna Göre • Değişikliğe Tabi Tutulmayan • Özel Bir İşleme Tabi Tutulan • Ana Modelde Ölçü Kenarlarının Kazınması Yöntemi Ağzın Durumuna Göre • Kapalı • Açık	Anatomik Ölçü • Mukostatik • Basınçsız • Minimum Basınçlı • Negatif Basınçlı Fonksiyonel Ölçü • Dinamik • Basınçlı • Selektif Basınçlı • Kontrollü Basınçlı	Ölçü Kaşığı İle Ölçü • Standart Kaşıklar • Kişisel Kaşıklar • Isırtma Kaşıkları Bakır Ano İle Ölçü

(Ozan, 2013; Ulusoy ve Aydın, 2010)

2.2.1.1. Konvansiyonel ölçü tekniklerinde kullanılan materyaller

Konvansiyonel ölçü tekniklerinde kullanılan ölçü materyalleri de en az vakada uygulanan ölçü tekniği kadar önemlidir. Doğru ölçü materyalinin seçilmesi ve doğru prosedürün uygulanması, final restorasyonun başarısını direkt olarak etkilemektedir. (Chen ve ark., 2004). Konvansiyonel ölçü tekniklerinde kullanılan çeşitli ölçü materyallerinin farklı dezavantajları bulunmaktadır. Dijital ölçü teknikleri ile, konvansiyonel ölçü tekniklerindeki materyal kullanımı ve fazla olan uygulama aşamalarına bağlı olan hata risklerinin elimine edilmesi hedeflenmektedir.

Reversible hidrokolloidler

Hazırlanışları sırasında sadece fiziksel özellikleri değişip kimyasal özelliklerinde hiçbir değişiklik olmadığından aynı işlem için birçok kez kullanılabilen materyallerdir. Dönüşebilen ölçü materyallerine örnek olarak mum, stenç ve agar agar verebilmektedir. Diş hekimliği alanında çeşitli amaçlar için kullanılan bu materyalin esası agardır. Agar bir polisakkarittir. Agar agar tam veya parsiyel dişsizlik vakalarında ölçü materyali olarak iskelet protezlerin laboratuvar işlemlerinde de duplikasyon materyali olarak kullanım alanına sahiptir ancak uygulamalarındaki güçlük nedeniyle ölçü materyali olarak günümüzde kullanılmamaktadır (Olsson S ve ark., 1987).

Polisülfid elastomerler

Elastomerler genellikle termoset plastikler olup; materyalin sertleşmesi sırasında uzun polimerik zincirler arasında çapraz bağlar meydana gelmektedir. En önemli özellikleri esnek ve elastik olmalarıdır; oda sıcaklığında gerdirildiğinde uzunluğunun en az iki katı kadar uzayabilmekte ve gerilimin kaldırılmasıyla hemen eski boyutuna dönebilmektedirler. 1950 yıllarında polisülfid (merkaptan), silikon ve polieter olmak üzere üç tip elastomerik ölçü materyali geliştirilmiştir. Bu materyaller, belirli kimyasal reaktörler vasıtası ile iyonik reaksiyon veya kondensasyon yolu ile çapraz bağlanma yapan veya polimerize olan iki komponent sistemidir. Bu materyaller sentetik lastikler olarak isimlendirilmektedirler. Hidrokolloidler aksine hidrofobik

karakter göstermektedirler. Tek diş ölçüleri, köprü ölçüleri veya bölümlü protez ölçüleri için kullanılabilirler. Ancak fiyatlarının çok yüksek olması, tam veya bölümlü protez ölçülerinden ziyade daha hassas ölçüler gerektiren kron ve köprü ölçüleri için tercih edilmelerine neden olmuştur (Arıkan A, 1986).

Kondensasyon silikonlar

Kondensasyon reaksiyonlu silikonların esas yapısı, polisiloksandır. Bu likit polimer, pat şeklini oluşturmak üzere, toz silika ile karıştırılmıştır. Akseleratörü ise, kalay octoate ve alkil silikat içermektedir. Polimerizasyon, alkil silikat ve silikon baz arasındaki, kondensasyon reaksiyonu ile meydana gelmektedir. Çapraz bağlanma olduğundan, reaksiyon sonucu ortaya çıkan, etil alkol, hızlı bir buharlaşma ile kaybolmaktadır. Bu da boyutsal stabilitesinin zayıf olmasına neden olmaktadır. Silikon esaslı ölçü materyalleri , elastomerik ölçü materyalleri içinde en yaygın olarak kullanılanlarıdır. Bu materyallerin kondensasyon ve ilave reaksiyon ile polimerize olan, iki çeşidi bulunmaktadır. Kondensasyon reaksiyonu ile polimerize olan silikonların daha yaygın kullanımları mevcuttur. Ancak ilave reaksiyonlu silikonlar, son yıllarda önem kazanmıştır ve bu silikonların daha üstün özelliklere sahip olduğu bildirilmektedir (Craig R G, 1988).

İlave reaksiyonlu silikonlar

Kondensasyon silikonların modifikasyonu olarak ortaya çıkan ilave reaksiyonlu silikonlar ise (polivinil siloksan) 1970’li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Her iki tip ölçü materyali de kimyasal yapılarından dolayı hidrofobik özellik göstermekte, vizkozitelerine göre ise hafif, orta, ağır ve çok ağır olmak üzere dört gruba ayrılmaktadırlar. Ancak günümüzde içerdikleri ilave ekstrinsik aktif maddeler sayesinde hidrofilik olarak etiketlenmektedirler (Chee W W ve Donovan T E, 1992). İlave silikonlar, kondensasyon silikonların özelliklerinin modifiye edilmesi ile ortaya çıkmıştır. Yapılan modifikasyon ile yan ürünlerin oluşmadığı bir reaksiyon sağlanmış ve böylece ölçü materyalinin sertleşmesinden sonraki boyutsal değişikliği elimine edilmiştir (Mandikos M N, 1998). İlave silikonların kullanımlarında genellikle fabrikasyon kaşıklar tercih edilmektedir. Fabrikasyon kaşıklara çeşitli adezivler

sürülerek ölçünün kaşığa daha iyi tutulması sağlanabilmektedir. Ancak yüksek viskoziteli ölçü materyalleri için mekanik retansiyon şarttır. İlave silikonların kullanım teknikleri kondensasyon silikonlardan farklı değildir. Fakat polimerizasyon sonrası daha rijit bir hal almaktadırlar. Bu andırkatlı sahalardan ölçünün çıkarılmasını biraz güçleştirmekte, ancak deformasyon sonrası elastik geri dönüşü mükemmel olduğundan, bu durum sorun yaratmamaktadır. İlave silikonların yırtılma dirençleri oldukça yüksek olsa da polisülfid ölçü maddeleri kadar yüksek değildir. Restorasyon sahasından, yüksek viskoziteli bir ölçü materyali ile ve ardından daha fazla detay alınabilen düşük viskoziteli bir ölçü materyalinin ilk ölçü üzerine konulması ile ölçüsünün alınması, ölçünün boyutsal stabilitesini artırmaktadır (Corso M ve ark., 1998).

Polieter elastomerler

Baz olarak polieter doldurucu, katalizör olarak da sulfanik asit esterleri ve inert yağlar içermektedir. Sertleşme zamanının hızlı olması sonucu çalışma zamanı kısa olmaktadır. Polivinilsiloksan ölçü materyali ile polieter ölçü materyalinin sıcaklığa bağlı boyutsal değişiklikleri değerlendirildiğinde, bekletilme ısısının ölçü materyallerinin boyutsal stabilitesini etkilediği görülmüştür (Eames W B ve ark., 1979). Polieter ölçü materyalleriyle ölçü alınırken bireysel veya fabrikasyon kaşık kullanım tercihi hekimindir. Ama her iki koşulda da kaşık adezivi kullanmak şarttır. Çünkü ölçü materyali polimerizasyonu sonrasında çok sertleşmekte ve ağızdan çıkarılırken kaşıktan ayrılmaması için adeziv kullanmak önem arz etmektedir. Esas dezavantajı sertleştiği zaman çok sert olması ve yüksek elastisite modülüdür. Ayrıca çok sert olduğundan kompleks ve uzun sahalı köprüler için kullanılması zor bulunmaktadır. Özellikle gingival oluk gibi küçük sahaların içine akışı hafif kıvamlı polisülfidler kadar iyi olmamaktadır. Polieter ölçü materyalleri ortalama yırtılma direncine ve çok iyi elastik özelliklere sahiptirler. Buna rağmen sertleşince yüksek elastik modül ve sonuç olarak göreceli sertlik ve böylece ölçüyü ağızdan ve modelden çıkarabilmek için uygulanacak yüksek kuvvet gereksinimi oluşmaktadır. Bu, ölçü maddesinin çok andırkatlı alanlarda kullanılmasını sınırlamaktadır (Lu H ve ark., 2004). Polieter ölçü maddelerinin polivinilsiloksan ölçü maddelerine göre daha

belirgin ve sabit başlangıç hidrofilisitesi gösterdiği belirtilmiştir. Fakat polivinilsiloksan ölçü materyallerinin yüzey geriliminin kinetiği polieterlere göre çok daha hızlıdır. Bu fark muhtemelen polivinilsiloksan ölçü maddelerinin başlangıç hidrofobisitesinin dezavantajını dengelemektedir (Ciesco J N ve ark., 1981).

2.2.2. Diş hekimliğinde dijital ölçü

Günümüz teknolojisindeki dijital olanaklarla yürütülen protetik tedaviler, konvansiyonel teknikle alınan ölçülerde, ölçü materyallerine bağlı hassas çalışmalardan kaynaklanabilecek olası birçok hatayı önlemek amacıyla. Bunun yanında dijital ölçüler, konvansiyonel ölçülere oranla çok daha hızlı ilerleyen tedavilere ve daha az seans sayılarına imkan sağlamaktadır (Aragón ve ark., 2016).

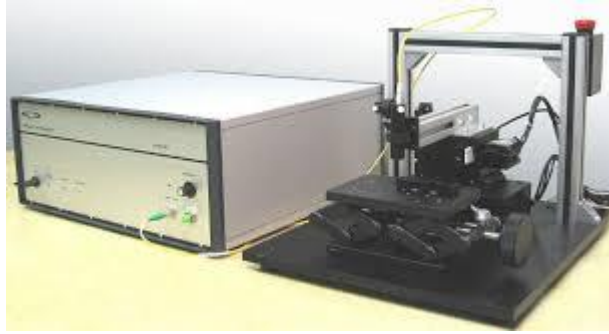
Diş hekimliğinde dijital ölçülerin esas amacı, CAD/CAM sistemleri ile üretilcek restorasyonlarda ağzın üç boyutlu modelinin kullanılacak olan yazılım programlarına uygun veri formatında yollanabilmesini sağlamaktır. Yapılan bu dijital tarama sayesinde daha sonra CAD/CAM cihazları aracılığıyla protezlerin üretimi mümkün hale gelmektedir. Gelişen teknoloji göz önünde bulundurulduğunda, dijital ölçülerle gerçekleştirilecek olan tedavi aşamalarında, 2.2.1.1. bölümünde de anlatıldığı üzere konvansiyonel ölçü materyallerinden kaynaklanabilecek hataları ve zorlukları da elimine etmek daha mümkün hale getirilecektir.

2.2.2.1. Dijital ölçü yöntemlerinde kullanılan görüntüleme teknikleri

Dijital olarak bir objenin ölçüsünü elde etmek için, o objenin yüzeyinin algılanması gerekmektedir. Bu işlem için kontakt ya da non-kontakt görüntüleme tekniklerinden bahsedilebilmektedir.

2.2.2.1.1. Kontakt görüntüleme teknikleri

Dijital görüntüleme tekniklerinin ilk yöntemi kontakt görüntülemedir. Bu teknik kalem ucu gibi bir alıcının yüzeyde gezdirilmesini takiben yüzey topoğrafisini dijitalize etme yöntemiyle çalışır (Resim 1). Görüntüleme tekniklerinde günümüz yeniliklerinden olan temassız (non-kontakt) görüntüleme tekniklerinin gelişimiyle, kontakt görüntüleme teknikleri artık tercih edilmemektedir.



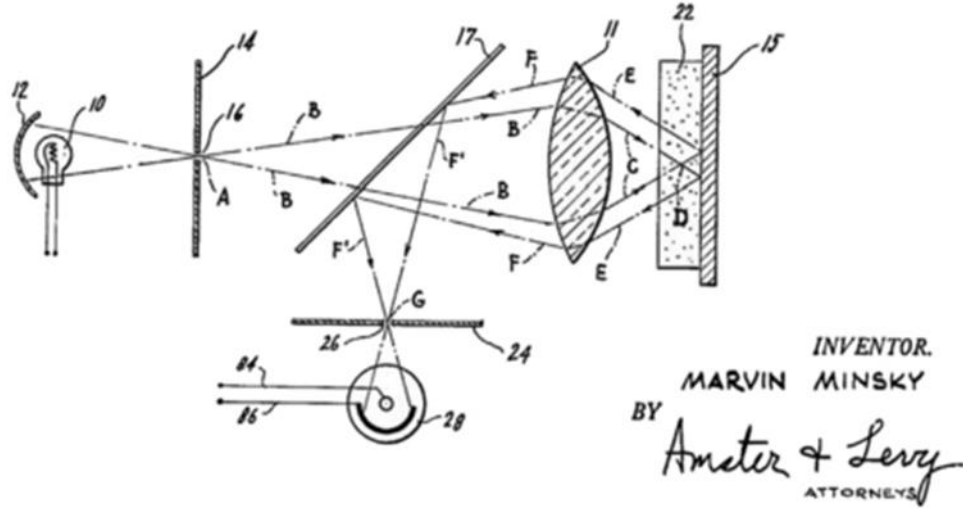
Resim 1: Kontakt görüntüleme cihazı.

2.2.2.1.2. Non-kontakt (temassız) görüntüleme teknikleri

İntraoral tarayıcılarda temassız görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır. Bu görüntüleme teknikleri genel olarak, Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu (KLTM) (*Confocal Laser Scanner Microscopy*), Triangulasyon Tekniği (*Triangulation Technique*), Optik Kohorent Tomografi (OKT) (*Optical Coherent Tomography*), Akordiyon Şerit İnterferometrisi (AŞİ) (*Accordion Fringe Interferometry*) ve Aktif Dalga Örneklenilmesi (ADÖ) (*Active Wavefront Sampling*) olmak üzere 5 farklı sistemde çalışmaktadır. Yüzeyden toplanan noktasal verilerin bir araya getirilmesi için, obje üzerine ışık (lazer veya beyaz ışık) yansıtılır ve tekrardan sensör veya absorbe eden kaynağa geri döner. Hassas ölçü boyutları elde etmek için yüksek çözünürlüğe sahip görüntülere ihtiyaç duyulurken, modeli yeniden yapılandırma ve 3 boyutlu görüntüyü elde etmede kullanılan matematiksel modeller ve algoritma da çok önemli bir role sahiptir (Villarrubia, 1997).

2.2.2.1.2.1. Konfokal lazer tarama mikroskobu (KLTM) (Confocal laser scanner microscopy)

Seçilen derinliklerden, iyi odaklanmış görüntüler elde eden tekniktir. İşlem ‘Optikal kesitleme derinlik’ seçeneği sunan (*Depth Selectivity*) yüksek çözünürlüklü optik görüntü işlemi olarak da bilinmektedir (Pawley, 2006). Görüntüler noktasal olarak elde edilmekte ve bir bilgisayar yardımıyla tekrar yapılandırılmaktadır. Bu teknik kullanılarak, opak modelin yüzey profili elde edilirken opak olmayan modellerin de iç görüntüsü elde edilmektedir. Bu tekniğin görüntüyü elde etme yöntemi şematik olarak Şekil 1’de gösterilmektedir.



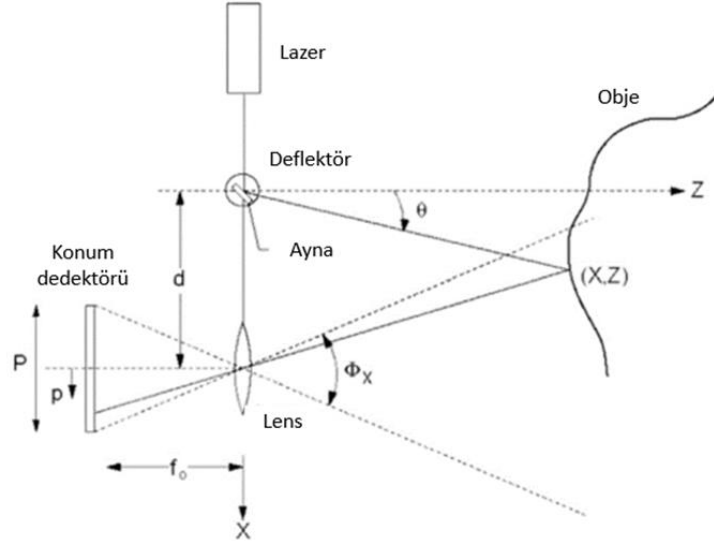
Şekil 1. Konfokal lazer tarama mikroskobu işleyiş prensibi.

(Logozzo ve ark., 2014)

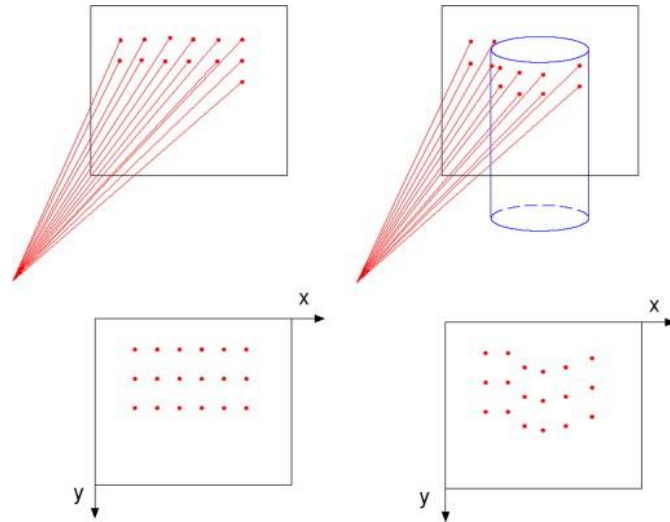
2.2.2.1.2.2. Triangulasyon tekniği (Triangulation technique)

Triangulasyon tekniği, 3 boyutlu bir objeden toplanan dijital verilerin, bilgisayarda yeniden yapılandırılmasıyla geniş uygulama amaçları sunan 3 boyutlu dijital modellerin elde edildiği tekniktir. Aktif ve pasif triangulasyon tekniklerinden ikisi de kullanılabilir. Aktif triangulasyon metotlarında (Şekil 2 ve Şekil 3), o bölgeye ışık yansıtılmakta ve hedef objenin pozisyonunu hesaplamak için yansıtılan ışığın geri yansıyan görüntüsü elde edilmektedir. Pasif triangulasyon metotlarında

(Şekil 4) ise, tarama cihazının kendisinde herhangi bir yansıtma yoktur ve sistem çevresel yansımaların algılanması temeline dayanmaktadır. Triangulasyon tekniğinde, tarayıcı tarafından algılanan yüzeyde oluşan üçgen kesitler ne kadar küçük ve sık olursa görüntü o kadar detaylı elde edilmiş olmaktadır (Logozzo ve ark., 2014). Bu teknikle elde edilen dijital görüntülere örnek Şekil 5’te verilmiştir.

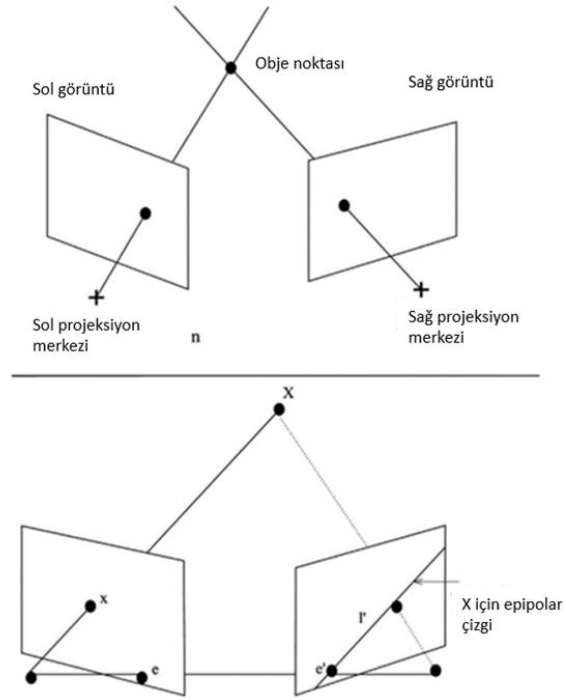


Şekil 2: Aktif Triangulasyon Tekniği işleyiş prensibi (El-Hakim ve ark., 1995).

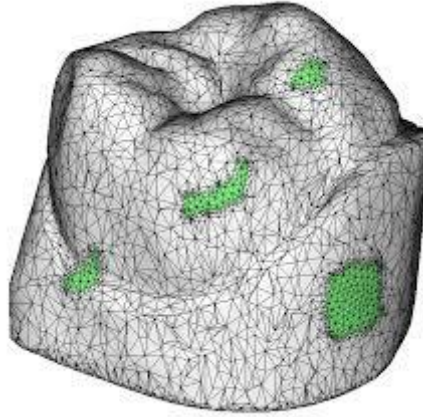


Şekil 3: Aktif triangulasyon yönteminde kameranın görüş alanı.

(Logozzo ve ark., 2014).



Şekil 4: Pasif triangulasyon tekniği işleyiş prensibin (Logozzo ve ark., 2014).

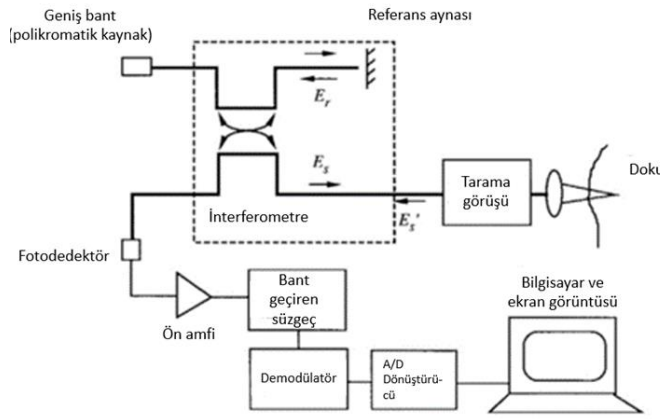


Şekil 5: Triangulasyon tekniği ile elde edilen görüntü örneği.

2.2.2.1.2.3. Optik kohorent tomografi (OKT) (Optical coherent tomography)

Bu teknik biyolojik dokular gibi hedef objelerin yüzeyaltı mikroyapılarının kesitsel görüntülerini oluşturan interferometrik görüntüleme tekniğidir (Schmitt,

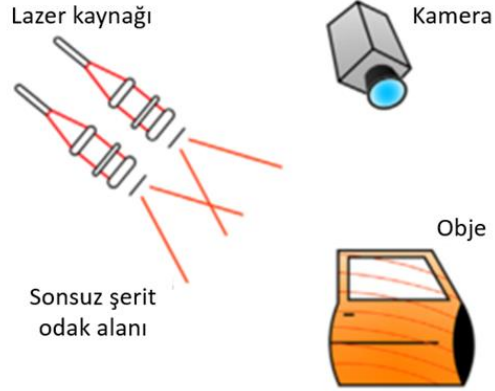
1999). Optik Koherent Tomografi, içindeki interferometer geniş bant kaynak alanını, referans alan ve örnek alan olarak ikiye ayırmaktadır. Örnek alan, doku yüzeyi altındaki bazı noktalara, tarama optikleri ve objektif lens üzerinden odaklanmaktadır. Referans alan ise fotodetektörün yüzeyinde bulunmaktadır. Dokudan geri saçılan modifiye edilmiş örnek alan, fotodetektörün yüzeyindeki referans alanla bütünleşerek görüntü sağlanmaktadır (Logozzo ve ark., 2014). Optik koherent tomografi işleyişi Şekil 6’da gösterilmektedir.



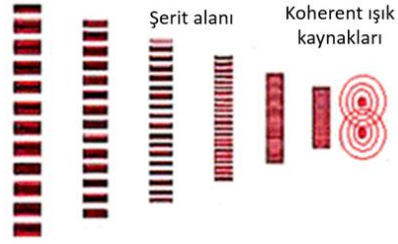
Şekil 6: Optik Koherent Tomografi (OKT) Tekniği işleyiş prensibi (Logozzo ve ark., 2014).

2.2.2.1.2.4. Akordiyon şerit interferometrisi (AŞİ) (Accordion fringe interferometry)

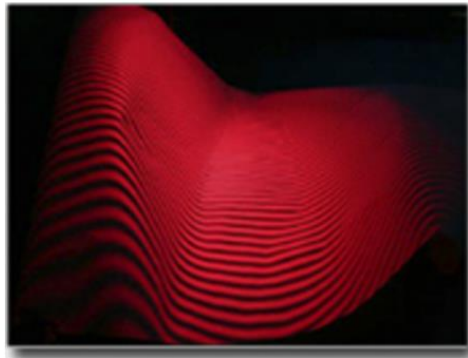
Geleneksel çizgisel lazer interferometrisini 3 boyuta yayan teknolojidir. Bu sistemde, iki noktasal kaynak objeyi aydınlatmakta ve karşıt kenar modelini oluşturmaktadır (Şekil 7). Projektörden uzanan bir görüş noktasından, kenarların kurvatürlerini kaydetmek için yüksek hassasiyete sahip dijital kamera kullanılır. Görünür kenar kurvatürünün derecesi, kamera ve lazer kaynağı arasındaki bilinen geometriler ile eşleşir, bu şekilde Akordiyon Şerit İnterferometri algoritmalarının, görüntülenen obje yüzeyini sayısallaştırmasına olanak sağlar. AŞİ temeli olan görüntüleyiciler kameradaki her bir piksel görüntüsü için X, Y, Z yüzey nokta lokasyonu kaydederek görüntü elde ederler. AŞİ teknolojisinde, görüntü alınırken oluşturulan enterferans paterni Şekil 8’de gösterilmiştir (<http://www.faro.com>, Erişim tarihi: Nisan 2013)



Şekil 7: Akordiyon şerit interferometrisinin işleyiş prensibi (Logozzo, 2014).



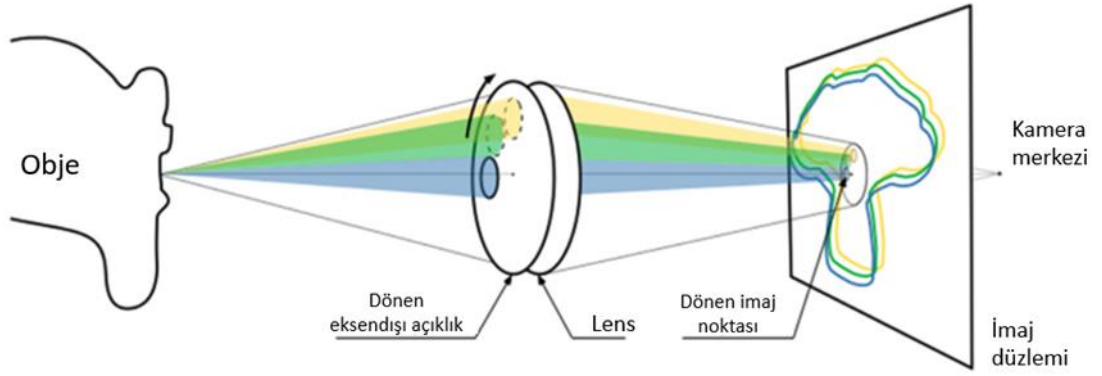
Şekil 8: İki ince aralıktan geçen lazer ışığının AŞİ teknolojisinde oluşturduğu enterferans paterni. (<http://www.faro.com>, Erişim tarihi: Nisan 2013).



Şekil 9: AŞİ teknolojisinde, görüntü alınırken oluşturulan enterferans paterni. (<http://www.faro.com>, Erişim tarihi: Nisan 2013; Shirley ve Mermelstein, 1999).

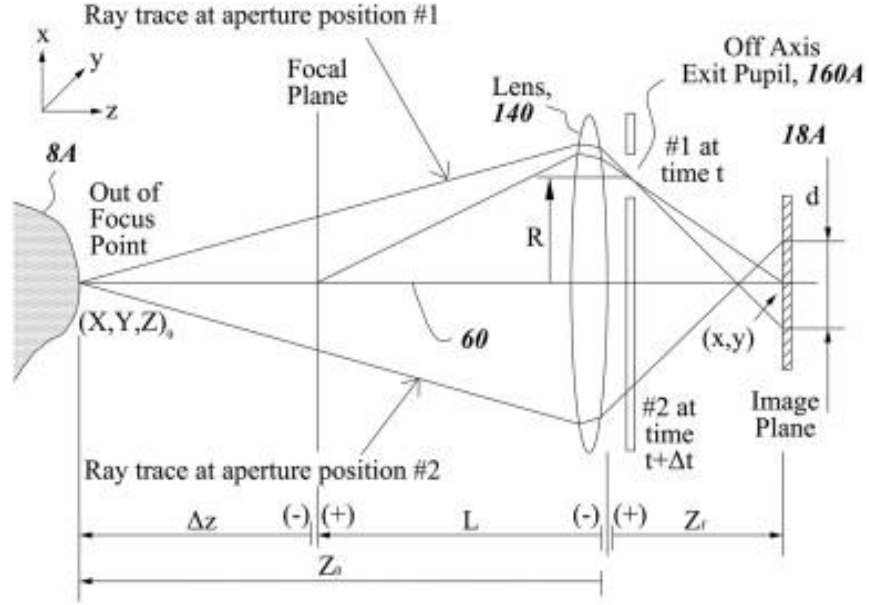
2.2.2.1.2.5. Aktif dalga örneklendirilmesi (ADÖ) (Active wavefront sampling)

Bu teknik, sadece tek kamera kullanan ve bir ADÖ modülü kullanan 3 boyutlu yüzey görüntüleme tekniğidir. Bu sistemin en basit formunda, optikal eksen etrafında dairesel bir yol çizerek hareket eden ve ışığın geçmesine izin veren eksendışı bir aralık, sistemin ADÖ modülünü oluşturmaktadır. Bu hareket, görüntü planı üzerindeki bir dairede, hedef noktaların rotasyonunu oluşturur. Hedef noktaların derinlik bilgisi, herbir nokta ile üretilen dairesel nokta modelinin çapı ile elde edilebilir (Logozzo ve diğerleri, 2014). ADÖ tekniği işleyiş prensibi Şekil 10 ve 11’da gösterilmiştir.



Şekil 10: ADÖ tekniği işleyiş prensibi.

(<http://www.faro.com>, Erişim tarihi: Nisan 2013).



Şekil 11: Intraoral tarayıcılarda Aktif Dalga Örneklendirme tekniği ile görüntü elde ederken gerçekleşen işleyişin şematik gösterimi.

(Hart, J. Lammerding ve Rohaly, 2004).

2.2.2.2. Diş hekimliğinde yürütülen dijital iş akışları

Gelişen teknoloji ve artmış hasta beklentileri dijital diş hekimliğini önemli bir konuma getirmiştir. Özellikle, 1980’lerde kullanıma sunulmuş olan CAD/CAM tekniğinin gelişmesiyle hastanın mevcut intraoral durumunun dijitalize edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır (Moörmann, 2006). Dijital diş hekimliği işlemlerindeki aşamalar çeşitli iş akışlarıyla değişiklik göstermektedir. Tablo2’de iş akışlarının detayları ve kaç aşama içerdikleri gösterilmektedir.

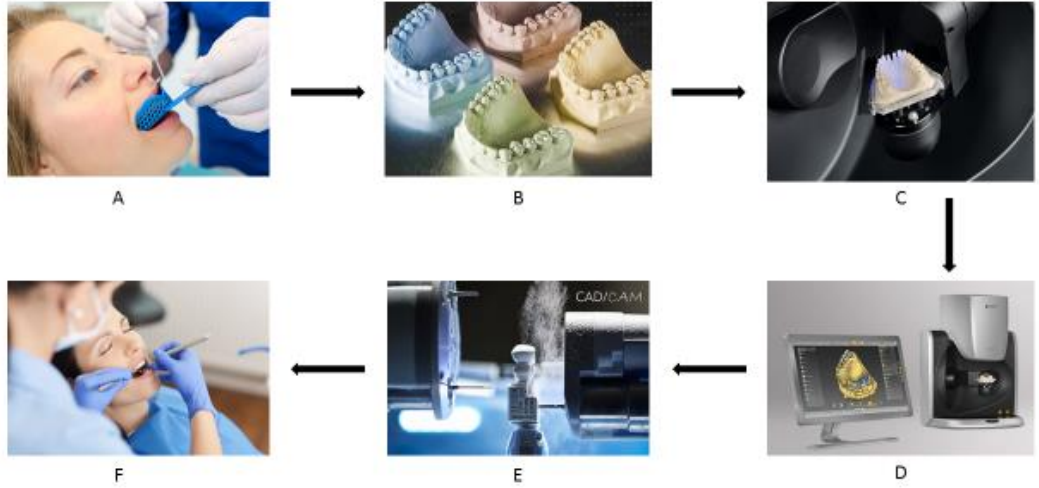
Tablo 2: Dijital diş hekimliği iş akışları ve aşamaları.

	KONVANSİYONEL DİJİTAL İŞ AKIŞI (5 aşama)	GELENEKSEL DİJİTAL İŞ AKIŞI (4 aşama)	HIZLI DİJİTAL İŞ AKIŞI (3 aşama)
İntraoral tarama		●	●
Konvansiyonel Ölçü	●		
Alçı model üretimi	●		
Alçı modelin ekstraoral taranması	●		
SLA Model üretimi		●	
Restorasyonun tasarımı	●	●	●
Restorasyonun üretimi	●	●	●

2.2.2.2.1. Konvansiyonel dijital iş akışı

‘Konvansiyonel Dijital’ olarak adlandırılmasının nedeni, bu iş akışının konvansiyonel ölçü ile başlaması ancak dijital üretim ile tamamlanmasıdır (Resim 2). Konseptin aşamalarında;

- Diş hekimi ölçü kaşığı ve ölçü maddesi kullanarak konvansiyonel yöntemle ölçü alır,
- Diş hekimi ölçü kaşığını laboratuvara yollar,
- Laboratuvar teknisyeni ölçü kaşığının içine alçı döker,
- Alçının sertleşmesi tamamlandıktan sonra, teknisyen tüm diş arkının üç boyutlu sanal dijital modelini oluşturmak için alçı modeli ekstraoral tarayıcıyla tarar,
- Teknisyen CAD/CAM sistemi kullanarak protezi tasarlar ve bu dosyayı frezeleme makinesine gönderir,
- Frezeleme makinesi protezi oluşturur,
- Protez, diş hekimi tarafından hasta ağızına uygulanır ve gerekli düzeltmelerle oklüzyona uyumlandırılır.

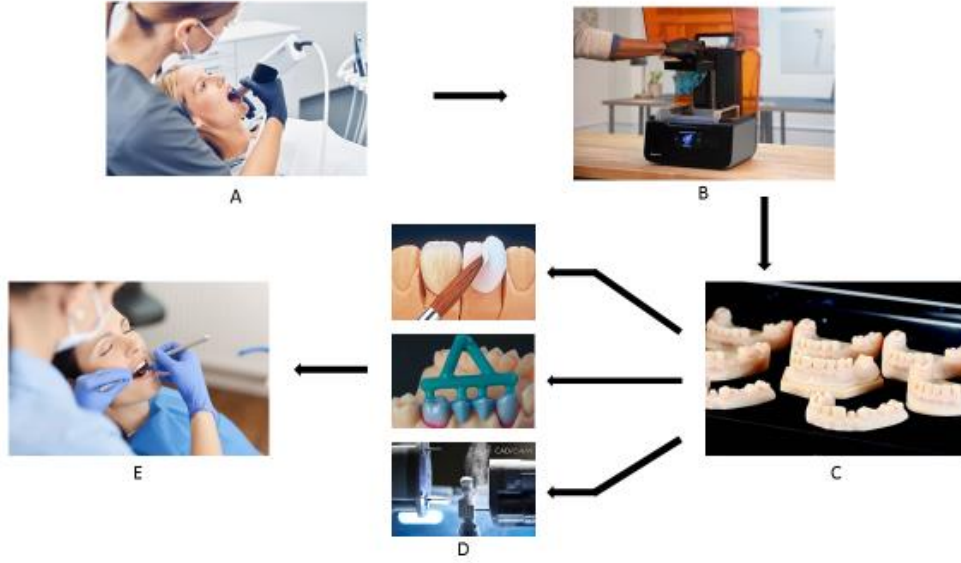


Resim 2: Konvansiyonel Dijital İş Akışı. A-Konvansiyonel ölçü alımı. B-Alçı model üretimi. C-Alçı modelin ekstraoral olarak taranması. D-CAD yazılımında restorasyonun tasarımı. E-CAM sistemi ile restorasyonun üretimi. F-Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.

Bu iş akışı, dijital ölçü tekniklerinin en eski yöntemidir ve bazen ölçü kaşığının doğrudan taranmasıyla alçı dökümü aşaması atlanabilmektedir.

2.2.2.2.2. Geleneksel dijital iş akışı

İkinci tip iş akışı ‘Geleneksel Dijital İş Akışı’ olarak adlandırılır. Bu iş akışı dijital intraoral ölçü ile başlamakta ancak tercihe göre konvansiyonel olarak tamamlanabilmektedir. Geleneksel dijital iş akışı (Resim 3), freze ünitesi ile donatılmamış bağımsız bir intraoral tarayıcıya sahip bir klinisyen tarafından sürdürülebilen iş akışıdır.



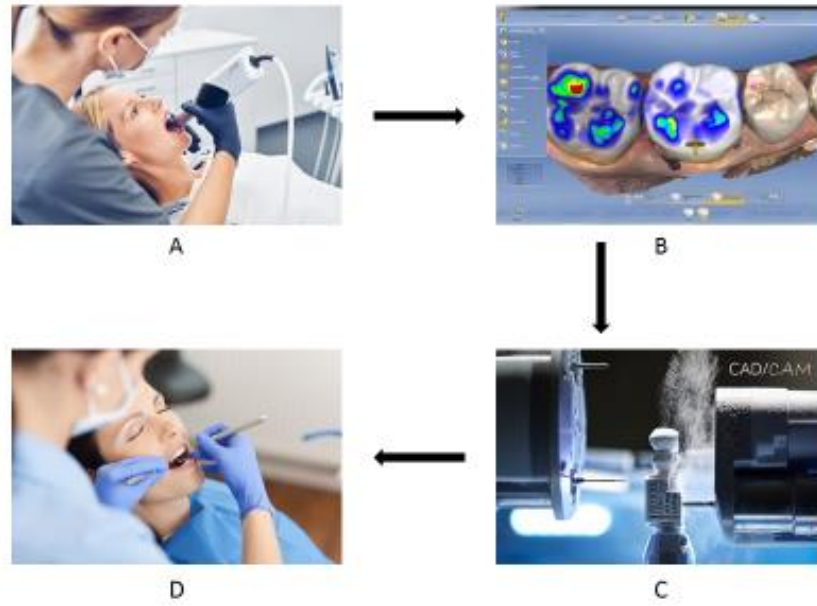
Resim 3: Geleneksel Dijital İş Akışı. A-İntraoral tarama. B ve C-SLA model üretimi. D-Tercih edilen teknikle restorasyon üretilir. E-Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.

Geleneksel dijital iş akışı konseptinde, protez yapımı için takip edilen aşamalar aşağıdaki gibidir;

- Diş hekimi, bir intraoral tarayıcı aracılığıyla dijital ölçüyü alır,
- Diş hekimi dijital veriyi laboratuvara gönderir,
- Laboratuvar dijital dosyayı yükler ve day kesimiyle marjinleri işaretlemek için özel bir yazılım programı kullanır,
- CAD/CAM sistemi kullanılarak stereolitografik (SLA) model oluşturulur,
- Teknisyen kendi tercih ettiği bitirme prosedürü ile ilerleyebilir;
 - *el ile porselen katmanlanması
 - *mum şablonlar ile presleme (döküm)
 - *CAD/CAM sistemi aracılığıyla tamamen dijital olarak tasarlanmış ve frezelenmiş tam seramik restorasyonlar.
- Final restorasyon hastaya teslim edilmek üzere diş hekimine yollanır.

2.2.2.2.3. Hızlı dijital iş akışı

Üçüncü iş akışı konsepti ise, ‘Hızlı Dijital İş Akışı’ dır. Bu konsept, klinisyenin klinikte freze makinesi ile bağlantılı olarak çalışan bir intraoral tarayıcıya sahip olduğu durumlarda yürütülebilir. Hızlı dijital iş akışı Resim 4’da gösterilmektedir.



Resim 4: Hızlı Dijital İş Akışı. A-Intraoral tarama. B- CAD yazılımı ile restorasyonun tasarlanması. C-CAM sistemi ile restorasyonun üretilmesi. D- Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.

Hızlı dijital iş akışı konseptinde, protez yapımı için takip edilen aşamalar aşağıdaki gibidir;

- Diş hekimi, bir intraoral tarayıcı aracılığıyla dijital ölçüyü alır,
- Diş hekimi restorasyonları özel CAD yazılımlarında tasarlar ve elde edilen veriyi üretim için freze ünitesine gönderir,
- Final restorasyon kısa bir süre içinde freze ünitesi aracılığıyla hazırlanır,
- Diş hekimi restorasyonu hastaya aynı seansta teslim eder.

2.2.2.3. Ekstraoral dijital ölçü teknikleri

Dijital ölçü teknikleri, ekstraoral dijital ölçü tekniği ve intraoral dijital ölçü tekniği olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Bu iki tekniğin farkı işleyişleri ve aşamaları vardır.

Birçok CAD/CAM sistemi konvansiyonel silikon ölçülerden elde edilen alçı modeller üzerinde protezlerin tasarlanması ve üretilmesi kabiliyetine sahip olmaktadır. Bu vakalarda, ekstraoral tarama cihazı (Resim 5) alçı modeli tarayarak 3 boyutlu veriyi görüntülemekte ve bu aşamayı, bilgisayar destekli tasarım ve üretim prosedürleri takip etmektedir (Konvansiyonel Dijital İş Akışı Konsepti).

Ekstraoral tarama işlemine dayanan CAD/CAM tekniğinin son 20 yılında, bu teknikle üretilen restorasyonlar fonksiyonel ve estetik açıdan son derece başarılı olarak değerlendirilmiştir (Luthardt ve ark., 2001).



Resim 5: Ekstraoral dijital tarayıcı

2.2.2.4. İntraoral dijital ölçü teknikleri

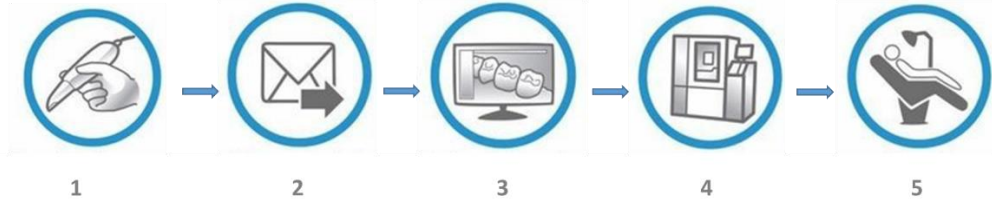
Dış hekimliğinde, birçok uygulama için ağız içinin üç boyutlu taramasına ihtiyaç duyulmaktadır. Oral kavitenin üç boyutlu taranmasının amacı, dijital ölçüler elde etmek ve dentisyonun üç boyutlu matematiksel modellerinin tanımlanmasını sağlamaktır (Logozzo ve ark, 2014).

Ekstraoral taramada elde edilen başarıların yanında, ölçü alımında ve alçıdan model elde etme aşamalarındaki standardize edilemeyen uygulama ve kullanılan ölçü materyalindeki deformasyon, alçı modelin hassasiyeti ve doğruluğunu etkileyecektir. Bu da takip eden aşamalarda 3 boyutlu model verisini ve protezin kalitesini olumsuz yönde etkileyecektir (Ting-shu ve Jian, 2015). Diğer bir açıdan ise, konvansiyonel teknikle ölçü alımı aşamasıyla başlayan bir dental klinik prosedürü, dental protez endüstrisinde en büyük trend olan, tamamen dijitalize etme ve otomasyon amaçlarına da ulaşmayacaktır. Bu nedenle, olası hataları ve konvansiyonel teknikte kullanılan materyal sarfını ortadan kaldırmak için, direkt olarak oral kaviteden ölçü alınmasına imkan sağlayan bir yöntem ihtiyacı oluşmuştur (Ting-shu ve Jian, 2015). Bu ihtiyacı karşılamak için intraoral dijital tarayıcılar gündeme gelmiştir. Diş Hekimlerine önemli avantajlar sağlamak için üretilmiş olmalarına rağmen, intraoral dijital taramayla ilgili bazı hassas noktalar ve zorluklar da bulunmaktadır. Ekstraoral tarayıcıların sabit ve kesin işleyişinden farklı olarak, intraoral dijital tarama sistemlerinde, tarama sırasında tarayıcının hareketlerine bağlı olarak taramanın hassasiyetinin etkilenmesi intraoral tarayıcılarda karşılaşılan en büyük problemidir. Bu bilgiye dayanarak, özellikle intraoral dijital tarayıcıların doğruluk ve hassasiyet performansına ilişkin birçok yayınlanmış literatür çalışması bulunmaktadır (Ting-shu ve Jian, 2015). Günümüzde intraoral tarayıcıların bu sorunlarını gidermek ve daha başarılı protezler üretebilmek için tarama cihazlarının teknik açıdan birçok özelliği geliştirilmektedir.

2.2.2.4.1. İntraoral tarayıcılarla yürütülen iş akışlarında açık ve kapalı sistemler

Bu iş akışlarının bilgisayar destekli tasarım aşamasında kullanılan CAD yazılımları çeşitlilik göstermektedir. Bu çeşitliliği ‘Kapalı sistem’ ve ‘Açık sistem’ olarak iki grupta incelemek mümkündür. Kapalı sistem CAD yazılımları, iş akışında kullanılan intraoral tarayıcının üretici firmasına ait olan yazılımlardır. Bu sistemde intraoral tarayıcı ile elde edilen tarama verileri, sadece kullanılan tarayıcıya ait olan CAD yazılımında işlenebilen özel formatta elde edilmektedir. Açık sistem CAD yazılımları ise verileri STL formatında kabul etmektedir. Açık sistem bir CAD yazılımında dijital tasarıma imkan vermek için ya direkt STL formatta veri çıktısı sağlayan tarayıcılar kullanılmalı, ya da özel formatta tarama yapan tarayıcılarla elde

edilen veriler STL formatına dönüştürülmelidir. Açık sistem bir CAD yazılımı herhangi bir tarayıcıya ait yazılımlar değil, tüm tarayıcılarla kullanılabilen CAD yazılımlarıdır (Şekil 12 ve Şekil 13).



Şekil 12: Kapalı sistemlerdeki iş akışı. 1- İntraoral tarama verisinin elde edilmesi. 2- Elde edilen özel formatlı verinin format değişimine tabi tutulmadan CAD yazılımına aktarılması. 3- Tarayıcıya ait özel CAD yazılımında restorasyonun tasarlanması. 4- CAM işlemleri ile restorasyonun elde edilmesi. 5- Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.



Şekil 13: Açık sistemlerdeki iş akışı. 1- İntraoral tarama verisinin elde edilmesi. 2- Elde edilen tarama verisinin özel formattan STL formatına dönüştürülmesi. 3- STL formatındaki tarama verisinin CAD yazılımına aktarılması. 4- Her tarayıcıdan veri kabul edebilen CAD yazılımında restorasyonun tasarlanması. 5- CAM işlemleri ile restorasyonun elde edilmesi. 6- Restorasyonun hastaya teslim edilmesi.

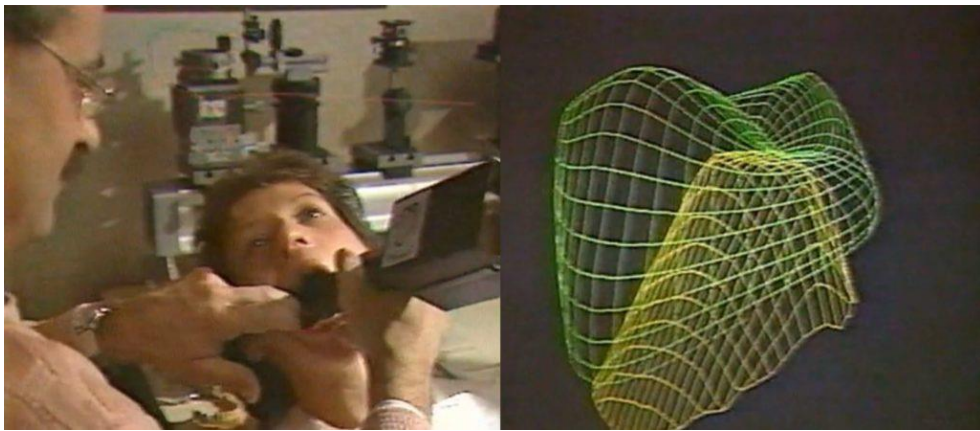
2.2.2.5. Çalışmada kullanılan intraoral tarayıcılar

Diş hekimliği alanındaki tüm bu değişim ve devrimler, günümüzde intraoral tarayıcıları da diş hekimliği ekipmanlarının arasına katmış ve birçok yönden kullanım kolaylığı sağlanması amaçlanmıştır. Ticari olarak üretilen ve piyasaya sunulan ilk intraoral tarama sistemi 1987 yılında icat edilen ve kullanıma sunulan CEREC 1 sistemidir (Rekow, 2006). Bu sistemin umut vaadeden uygulamaları, diğer başka intraoral dijital tarama cihazlarının geliştirilmesini sağlamıştır. CEREC haricinde, Trios, Aadv, Lava C.O.S, iTero, E4D sistemleri de diş hekimliği alanında günümüzde tercih edilen diğer sistemlerdendir (Logozzo ve ark., 2011).

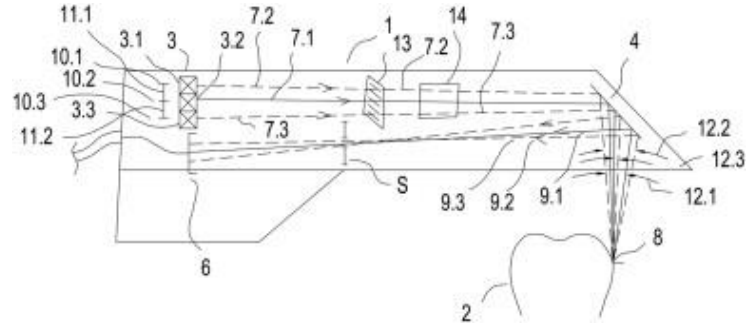
2.2.2.5. bölümünde, çalışmada kullanılan intraoral tarama sistemleri kullandıkları görüntüleme tekniği ve işleyişleri açısından incelenmektedir.

2.2.2.5.1. CEREC sistemi

CEREC 1 intraoral tarayıcı sistemi Sirona Dental System GMBH (DE) tarafından piyasaya ilk sunulan intraoral tarama sistemi olmaktadır. Cerec 1 sistemi (Resim 6) piyasaya ilk intraoral dijital ölçü ve CAD/CAM cihazı olan Duret sistemi ile birlikte 1987’de çıkmıştır (Ting-shu ve Jian, 2015). CEREC tarama sistemindeki görüntüleme işleyişinin şematik gösterimi Şekil 14’de verilmiştir.



Resim 6: Piyasaya ilk sunulan intraoral tarama sistemi CEREC 1.



Şekil 14: CEREC tarama sistemindeki görüntüleme işleyişinin şematik gösterimi.
(Schmidt, 2010)

Bu sistem, üç linear ışık hüzmesinin kesişiminin 3 boyutlu boşluktaki belirli bir noktaya odaklanmasını ifade eden, ışığın triangulasyonu konseptinde dizayn edilmiştir (Scotti ve ark., 2011). Düzensiz ışık dağılımı olan yüzeyler taramanın doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği için, bu sistem kullanılırken titanium dioksit opak tozu ile yüzey kaplama uygulamasına gerek duyulmaktadır. Bu uygulama düzenli ışık dağılımı sağlamak ve taramanın doğruluğunu artırmaktadır (Martínez-Rus ve ark., 2011). CEREC 1 sistemi günümüzde artık kullanılmamaktadır. CEREC 1 sistemini takip eden CEREC 2 ve CEREC 3 sistemleri de mevcuttur (Resim7). Birbirini takip eden sistemlerde görüntü kalitesi iyileştirilmeye çalışılmış ve dijital iş akışının geliştirilmesi hedeflenmiştir. CEREC 3 sisteminde marjinal kenar algılama ve belirleme özellikleri geliştirilmeye başlanmıştır. Yapılan birçok çalışma ve gelişmenin ardından, 4. nesil ürünleri olan CEREC AC Bluecam cihazı piyasaya sunulmuştur (Resim 8).



A

B

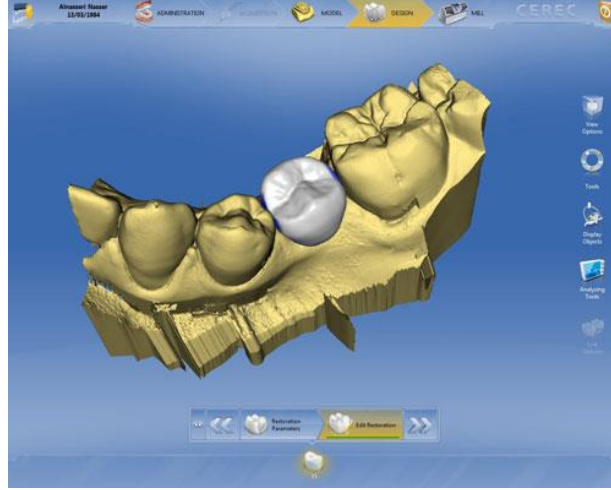
C

Resim 7: A- CEREC 1 Sistemi, B- CEREC 2 Sistemi, C- CEREC 3 Sistemi.



Resim 8: CEREC Bluecam intraoral tarama cihazı.

CEREC AC Bluecam cihazı, ışık kaynağı olarak LED mavi diyottan yayılmış, bir çeşit görünür mavi ışığı kullanarak görüntüleri elde etmektedir. Bluecam intraoral tarama cihazıyla elde edilen görüntü örneği Şekil 15'te gösterilmektedir. Bu tarayıcı ile görüntüler tek renkli elde edilmektedir. CEREC AC Bluecam bir kadrın dijital ölçü görüntüsünü bir dakika içinde, bunun antagonistini ise 1-2 saniye içinde elde edebilmektedir.



Şekil 15. CEREC Bluecam cihazı ile elde edilen görüntü örneği.

Daha yeni CEREC sistemi olan CEREC AC Omnicam cihazı (Resim 9) ise piyasaya 2012 de sunulmuştur.



Resim 9: CEREC Omnicam intraoral tarama cihazı.

Omnicam'ın görüntüleme tekniği, bir çeşit devamlı görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte elde edilen ardışık görüntü verileri 3 boyutlu model oluştururken, Bluecam cihazında kullanılan görüntüleme tekniğinde ise tek görüntü elde edilmektedir. Kullanım alanları değerlendirildiğinde, Omnicam cihazı tek kronlar, kadrarlar ve tüm

arklarda kullanılabilirken, Bluecam cihazı sadece tek kronlar veya kadran çalışmalarında kullanılabilmektedir. Yüzey kaplama işlemi uygulamadan tarama yapılabilmesi ve doğal renklerle üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi, Omnicam'ın en fazla öne çıkan özellikleri olarak değerlendirilmektedir (Birnbaum ve ark., 2009). Şekil 16' da CEREC Omnicam cihazıyla elde edilen renkli bir tarama örneği gösterilmektedir.



Şekil 16: CEREC AC Omnicam intraoral tarama cihazı ile elde edilen tarama örneği.

CEREC sisteminde, tarayıcının başının, taranan diş yüzeyinden 1-2 millimetre uzaklıkta tutulması ya da çok hafif bir temasta olması gerekmektedir. Hekim, ardışık verileri toplayarak 3 boyutlu görüntü elde edebilmek için, dişler üzerinde tarayıcının başını hafif bir şekilde tek yöne doğru hareket ettirerek işlemi uygulamaktadır. Yapılan kesintisiz tarama işlemi, taranan alanın derinliğini de kayda değer oranda ifade edebilmektedir. Buna ek olarak, tarama, uygulayan hekim tarafından herhangi bir anda durdurulup devam ettirilebilmektedir. Yeni bir teknoloji olan titreşim dedektör teknolojisi, 3 boyutlu görüntülerin sadece kameranın sabit ve stabil olduğunda kaydedilmesini sağlamakta ve bu, uygulayıcının elindeki olası titreşime bağlı olarak görüntülerin hassasiyetinin kaybolmasını önlemektedir (Galhano ve ark., 2012). Tarama tamamlandığında, preparasyon alanları ve taranan diğer bölgeler monitörde izlenebilmekte ve her açıdan incelenebilmektedir. Daha sonra elde edilen 3 boyutlu

veri, restorasyonun tasarlanması için CAD programlarına yönlendirilmektedir (Ting-shu ve Jian, 2015).

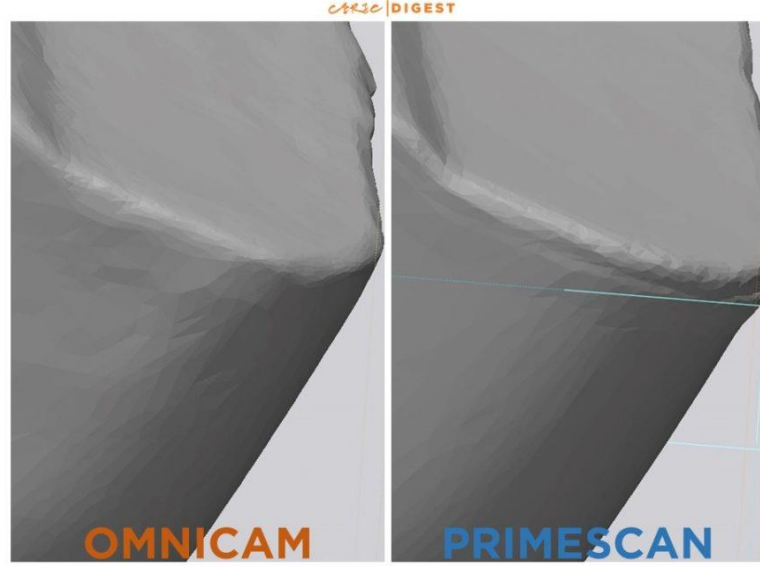
2019 yılında tanıtılan ve en yeni olan CEREC sistemi ise Primescan cihazı (Resim 10) ile güncellenen CEREC sistemidir. Primescan cihazı tarama hızı ve hassasiyeti en yüksek CEREC sistemi olarak tanıtılmıştır.



Resim 10: En yeni CEREC sistemi olan CEREC Primescan tarama cihazı.

Cihazın, yüksek netlik sağlayan ve 20 mm'ye kadar ulaşabilen dinamik derinlik tarama teknolojisi özelliği bulunmaktadır. Daha büyük alanların taranabilmesini mümkün kılmak amacı ile arttırılan görüş alanı mevcuttur. Tüm uygulama vakalarında daha kolay pozisyonlandırma ve ergonomi amacı ile hareket edebilen ve dokunmatik bir ekrana sahiptir. CEREC Primescan sistemi daha kolay kullanım sağlaması adına basitleştirilmiş kullanıcı arayüzüne sahip yeni yazılımı ile piyasaya sunulmuştur. Sistemdeki yeni yazılım güncellemesine, anatomik artefaktların otomatik silinebilmesi gibi yeni özellikler eklenmiştir. Bu özellik sayesinde tarama esnasında taramaya istenmeden dahil olan yanak, dudak ve benzeri yumuşak doku görüntüleri sistem tarafından otomatik olarak elimine edilmektedir. Omnicam cihazı ve teknik özellikleriyle görüntü kalitesi daha çok geliştirilmiş olan Primescan cihazı ile alınan birer görüntü örneği Şekil 17'de gösterilmektedir. Henüz çok yeni tanıtılan

Primescan cihazının hassasiyeti ve başarısı hakkında henüz net bir literatür bilgisi mevcut değildir.



Şekil 17: CEREC Omnicam ve CEREC Primescan sistemleriyle alınan tarama görüntülerindeki netlik ve detay farkı.

2.2.2.5.2. Trios sistemi

Günümüze kadar 3Shape firması tarafından piyasaya sunulan Trios intraoral tarama cihazları çeşitlilik göstermektedir. Bazı cihazlar arasında, kalem format/tutucu saplı format, kablolu/kablosuz ve masaüstü model/bilgisayar sistemli model olmak üzere çeşitli farklılıklar izlenebilmektedir. Bu firma tarafından üretilen intraoral tarama cihazlarından ilk olanı, Trios olarak piyasaya sunulmuştur (Resim 11).



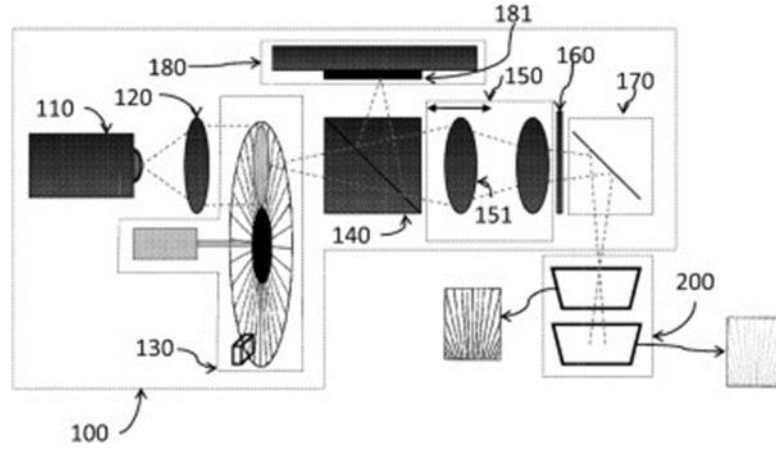
Resim 11: 3 Shape Trios intraoral tarama cihazı.

Trios tarayıcısı kron, inley, onley, veneer, 5 üyeye kadar olan köprü restorasyonları, tek üyeli implantlar ve post-core endikasyonlarına sahiptir. Trios Color olarak renkli tarama imkanı veren versiyonu da mevcut olmakla birlikte Trios sistemi taramalar esnasında yüzey kaplama işlemine ihtiyaç duymamaktadır. Sistem tarama verilerini DCM ve STL formatlarında verebilmektedir. Tercih edilecek olan veri formatı kullanılacak CAD yazılımına uygun olarak seçilmektedir. Sistem, ultra hızlı optikal kesitleme tekniği ile görüntü elde etmekte ve LED ışık kaynağı kullanmaktadır.

3Shape (Kopenhag, Danimarka), 2010 yılında daha yeni intraoral tarama sistemi olan TRIOS 3'ü lanse etmiş ve 2011 yılında piyasaya sunmuştur. Trios 3 sistemlerinin ilk versiyonu Trios 3 Basic olarak adlandırılmaktadır (Resim 12). Bu cihaz sadece kalem formunda ve kablolu olarak piyasaya sunulmuştur. Bu sistem, ultra hızlı optikal kesitleme ve konfokal mikroskopi prensibi altında çalışmaktadır. Saniyede 3000 görüntü elde edebilen tarama hızı sayesinde, tarayıcı probu ve dişle ilişkin oluşabilecek hareketlerden etkilenilmesi azalmaktadır (Logozzo ve ark., 2014). Elde edilen çok sayıda görüntüyü analiz ederek, diş ve dişeti renginin gerçek konfigürasyonunu yansıtan 3 boyutlu dijital final model oluşturulmaktadır. Trios intraoral tarama cihazının kullandığı görüntüleme tekniğinin şematik görüntüsü Şekil 18'de gösterilmektedir.



Resim 12: Trios 3 Basic intraoral tarama cihazı.



Şekil 18: Trios 3 isteminin kullandığı görüntüleme tekniğinin şematik anlatımı.
(Fisker ve ark., 2010).

Bu cihazda da yüzey kaplama işlemi gerektirmeden tarama yapılabilir (Ting-shu ve Jian, 2015). Model taranırken, görüntüleme sistemi ve taranan obje birbirine göre fiks edilmekte ve fokal düzlem önceden belirlenmiş frekanslara göre sürekli ayarlanmaktadır. Trios sistemleri kullanılırken, hekim tarayıcı başını, diştten belirli bir mesafe aralığındaki uzaklıklarda tutabilmektedir. Diş üzerine fazla yaklaşma ya da diştten 2-3 cm uzaktan tarama yapma, odaklanmayı ve görüntü almayı etkilememektedir (Logozzo ve ark., 2011). Hekim dişler ve diştetleri üzerinde ilerledikçe, bu yapıların 3 boyutlu profilleri anında oluşturulmaktadır. Üst ve alt dişlerin taranmasından sonra, hasta dişlerini interkuspidal pozisyonunda bir kapanışa

getirmekte ve bukkalden de bir görüntü alınmaktadır. Ana sistem bilgisayarı, dijital kapanış verilerini tamamlamakta ve böylelikle 3 boyutlu oklüzal ilişki kaydı elde edilmektedir.

Trios 3 Basic cihazının bir üst versiyonu olan Trios 3 cihazı, hem kalem form hem de tutucu saplı form olmak üzere iki çeşitte bulunabilmektedir (Resim 13 ve 14). Ayrıca bu iki seçeneğin kablolu ve kablosuz modelleri de bulunmaktadır. Bunun yanında tarayıcı sisteminin kurulumu pod, move+ ve cart olmak üzere 3 seçenek içermektedir (Resim 15, 16 ve 17).



Resim 13: Trios 3 Kalem formu (Pen).



Resim 14: Trios 3 Tutucu saplı formu (Handle).



Resim 15: Trios 3 Cart



Resim 16: Trios 3 Pod



Resim 17: Trios Move+

Firmanın tanıttığı en son cihaz ise Trios 4 cihazıdır (Resim 18). Bu cihaz sadece kalem formunda olup, kablolu/kablosuz çeşidi bulunmakta ve sistem kurulumu Pod ve Move+ olmak üzere 2 seçenek sunmaktadır (Resim 19, 20). Trios 4 cihazı tek üyeli ve 3 üyeli implant vakalarında, inley, onley, ortodonti, post-core, 5 üyeye kadar olan sabit restorasyonlar ve laminate veneer uygulamalarında endike olmaktadır. Diğer tarama cihazlarından farklı olan en geliştirilmiş özelliği, olası yüzey ve interproksimal çürüklerin dijital olarak tespiti için ek bir tarama cihazına gerek kalmadan teşhis yardımını sağlamasıdır. Ayrıca cihazda, anında ısınma teknolojisine sahip akıllı tarama başı mevcuttur ve saniyeler içinde taramaya hazır olunmaktadır. Bu özelliği cihaza % 30 daha fazla pil ömrü sağlamaktadır.



Resim 18: Trios 4 intraoral tarama cihazı.

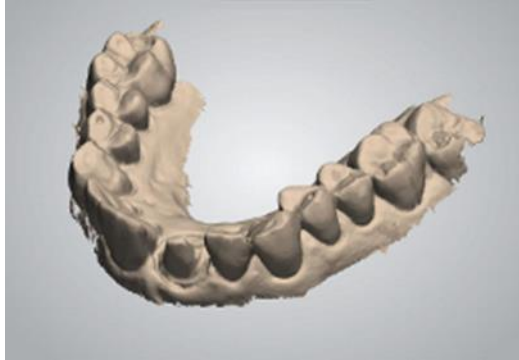


Resim 19: Trios 4 Pod



Resim 20: Trios 4 Move+

Trios tarayıcılarının tüm versiyonları için de Trios Standard veya Trios Color programlarından herhangi biri kullanabilmektedir (Logozzo ve ark., 2011). Trios Standard tek renk tarama yaparken (Şekil 19), Trios Color ile diş ve yumuşak dokuların gerçek renkleriyle görüntüleri alınarak (Şekil 20) demonstrasyonları mümkündür.



Şekil 19: Trios Standard

ile elde edilen tarama örneği



Şekil 20: Trios Color

ile elde edilen tarama örneği

TRIOS sistemi, kronlar, sabit protetik restorasyonlar, veneer kronlar, inleyler, onleyler, implantlar ve ortodontik tedavi endikasyonlarını da içine alan geniş bir

endikasyon yelpazesine hizmet verebilen bir sistemdir. Trios Color'ın daha fazla geliştirilmesi ile hareketli bölümlü protez veya tam protez hastalarına da direkt intraoral tarama yapılabilmesi beklenmektedir.

TRIOS sistemi, 3 boyutlu veriyi STL formatında veya özel formatta aktarabilen açık bir sistemdir. STL dosyası farklı CAD/CAM sistemleri ile birlikte çalışabilmektedir. Özel formattaki tarama verileri ise sadece 3Shape'in spesifik CAD yazılım programı ve 3Shape Dental System ile dizayn edilebilmektedir. Bunlara ek olarak, Trios, profesyonel bir dijital ölçü elde etme ve CAD sistemidir ve frezleme cihazı içermemektedir. (Logozzo ve ark., 2011).

2.2.2.5.3. Aadvia Ios sistemi

Aadvia tarayıcısının ilk versiyonu Aadvia Ios 100 (Resim 21), 19 inçlik dokunmatik ekran üzerinden kontrol edilmekte ve sistemden veri, internet üzerinden USB veya SD kart ile transfer edilebilmektedir. Ayarlanabilir kol ve ekran pozisyonları mevcuttur. Tarayıcı, dijital tarama işlemini hızlı bir şekilde gerçekleştirebilmek için kontrast ortamına ihtiyaç duymadan çalışmaktadır (tricitydental.com, 2019). Tarama paralel konfokal teknik kullanılarak gerçek zamanlı olarak görüntülenebilmekte ve böylece kolay veri oluşumu sağlamaktadır. Taramanın gerçekleştirilebilmesi için herhangi bir yüzey matlaştırma işlemine gerek duyulmamaktadır. Firmanın belirttiği üzere intraoral bölgede çalışan başlık ağırlığı 70 gram olmakta ve bu kolay kullanım sağlamaya yardımcı olmaktadır. Cihaz ekranının yüksekliği ise ayarlanabilir özelliktedir. Cihazda buğulanmaya karşı otomatik sistem mevcuttur ve bu da taramaların daha rahat devam ettirilebilmesini sağlamaktadır. Cihazın inlay, onlay, tek üye ve 4 üyeye kadar olan köprü tasarımlarında kullanım alanı bulunmaktadır.



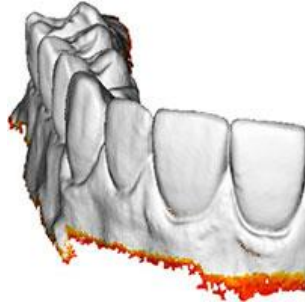
Resim 21: GC Aadvia İntraoral tarama cihazı.

Aadvia Ios tarama cihazının diğer tarayıcılardan ayrılan en bariz özelliği tarama verisinin direkt olarak STL formatında elde edilmesi olarak bilinmektedir. Bu sistemde, tarama verileri özel bir formatta elde edilip STL formatına dönüştürülmek yerine cihaz direkt olarak STL formatında tarama verisi oluşturmaktadır. Şekil 21’de Aadvia Ios tarayıcısı ile elde edilen görüntü örnekleri gösterilmektedir. Üretici tarafından cihazın avantajları arasında kalibrasyona ihtiyaç duymaması da sayılmaktadır. Bu sistemin endikasyonları arasında, veneer, inley, onley, tek üye ve 4 üyeye kadar olan köprü restorasyonları bulunmaktadır (<https://www.gceurope.com/products/aadvaios>, Erişim tarihi: Eylül 2019). GC’nin piyasaya sunduğu yeni sistem ise Aadvia IOS 200 sistemidir (Resim 22). Bu sistem saniyede 8 milyon piksel görüntü çözünürlüğü sağlamaktadır. Bu tarayıcı ile elde edilen görüntü örneği Resim 30’da gösterilmektedir. Tarayıcı bir önceki versiyonundaki gibi işlem sırasında buğu önleme özeliğine sahiptir ve kalibrasyona ihtiyaç duymamaktadır. Taramalar renkli elde edilmekte ve açık sistemli CAD yazılımıyla uyumlu olabilen STL dosyalar üretilmektedir. Bunlara ek olarak, tarama başlığında "Açık Ayna Tasarımı" mevcut olup, özellikle molarlar bölgesinde ulaşılması güç alanlarda başarılı taramaları mümkün kılmak hedeflenmektedir. Tüm tarama cihazın dokunmatik ekranında gerçek zamanlı olarak görüntülenmekte ve

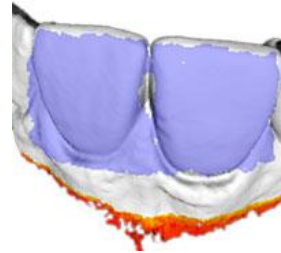
uygulayıcının istediği zaman duraklatmasını, sonucu kontrol etmesini, taramaya devam etmesini veya yeniden başlatmasını sağlamaktadır (<https://www.gceurope.com/products/aadvaio>, Erişim tarihi: Eylül 2019).



Resim 22: GC Aadva Ios 200 tarama cihazı.



A



B

Şekil 21: A- Aadva intraoral tarama cihazı ile elde edilen görüntü örneği.

B- Aadva cihazının tarama sırasında yüzeyi algılaması.

2.2.2.6. Çalışmada kullanılan referans tarayıcısı

Atos Core 80 referans tarayıcısı, endüstriyel bir tarayıcı olup diş hekimliği alanında da profesyonel kullanımlara sahip bir tarayıcıdır. Üretici firma tarafından belirtildiği üzere, cihazın, ortodontik ve implantoloji alanlarında başarılı kullanım alanları bulunmaktadır. Ortodontide, tarayıcıdan elde edilen yoğun ve hassas 3D tarama verileri, tedavileri planlamak için bir veritabanı sunmaktadır. Bu veriler

sayesinde braketler vakaya uyumlu bir şekilde tasarlanabilmekte ve tedavinin ilerlemesi objektif olarak öngörülerek ölçülebilmektedir. İmplantoloji alanında ise, dental CAD/CAM iş akışları için alçı model taraması söz konusu olduğunda, dijital model elde etmeyi sağlamaktadır. Dişlerin 3 boyutlu taranmasına ek olarak, GOM yazılımı, dental implantlar için pozisyonlandırılmaları, ölçümleri ve şekil ile boyutların karşılaştırmasını hesaplamak için kullanılabilmektedir. CAD işlemleri yüksek kaliteli veriler temelinde tasarlanmakta, böylece implantların kendileri de işlenebilmekte ve gerekli hassasiyetle ayarlanabilmektedirler.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Modelin Hazırlanması

Çalışmada tam dişli bir üst çene modeli (AG-3 WOK, Frasaco, Tettang, Almanya) kullanılmıştır. Hiç diş eksikliği bulunmayan çenede yer alan 16 numaralı molar dişe tam kontur kron vakasına uygun koşullarda preparasyon işlemi uygulanmıştır. Prepare edilen dişte, çalışmanın tarama aşamalarında bitiş çizgisinin başarılı bir şekilde taranabilmesi amacı ile supragingival basamak uygulanmıştır (Resim 23). Özellikle veri analizinde yüzey karşılaştırması yapılacağından diş kesimindeki bitiş çizgilerine özen gösterilmiştir.



A



B

Resim 23: A- Çalışma için hazırlanan modelin oklüzal yüzeyden görünümü.

B- Çalışma için hazırlanan modelin bukkal yüzeyden görünümü.

Preparasyon, sırası ile siyah, kırmızı ve sarı champher frezlerle (881H-FG- 806 314 141 544 super coarse, 881F-FG- 806 314 141 514 fine, 881C-FG- 806 314 141 504 extra fine, Hager&Meisinger, Almanya) gerçekleştirilmiştir. Basamak genişliğinin standardizasyonunu sağlamak amacı ile tüm frezler 1 mm genişliğinde seçilmiştir. Preparasyon fantom kafa üzerine sabitlenerek klinik koşulları mümkün olduğunca benzer bir şekilde taklit eden bir laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir (Resim 24).



Resim 24: Çalışmada kullanılan modelin hazırlanması için kullanılan fantom laboratuvarı.

Parlak yüzeylerdeki yansılardan dolayı tarama hassasiyeti etkileneceğinden, prepare edilen diş yüzeyleri herhangi bir polisaj işlemine maruz bırakılmamıştır. Olası pürüzsüz yüzeylerdeki yansımaları önlemek amacı ile de prepare edilen diş yüzeyine küçük bir aplikatör yardımı asit (Bisco, uni-etch %32 fosforik asit, schauburg, A.B.D) uygulanmıştır (Resim 25). Uygulanan asit ile tarama verilerinin hassasiyetini olumsuz yönde etkileyebilecek tüm yüzey parlamalarının elimine edildiğinden emin olunmuştur.



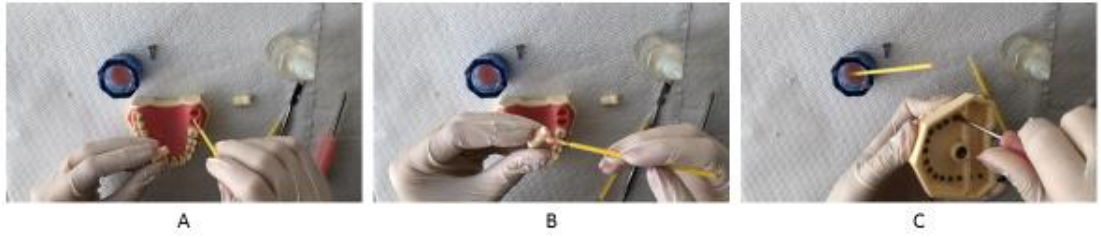
A



B

Resim 25: A- Prepare edilen diş üzerine asit uygulanması. B- Uygulanan asitin aplikatör ile tüm yüzeye dağıtılması.

Model için, taramalar sırasında oluşabilecek olası minimal hareketleri engellemek amacı ile tarama alanını oluşturan ve model üzerinde vida ile tutunan 14,15,16,17 ve 18 numaralı dişler tamamıyla sabitlenmiştir. Bu amaçla küçük bir aplikatör fırçasından yararlanılarak soketler içerisine az miktarda otopolimerize akrilik rezin (Rapid repair, Melio Dent, Heraeus Kulzer, Almanya) uygulanmış ve dişler o şekilde soket içerisine vidalanmıştır (Resim 26).

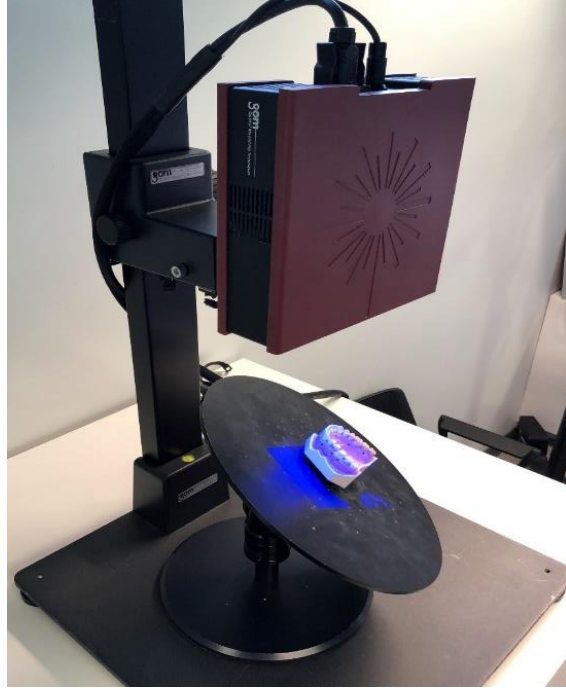


Resim 26: A- Soketlerin içine akrilik rezin uygulanması. B- Diş kökleri yüzeyine akrilik rezin uygulanması. C- Akrilik rezinle sabitleştirilen dişlerin model üzerine vidalanması.

Akrilik rezin tamamen polimerize olduktan sonra çalışma boyunca birçok kez taramalara maruz kalacak olan model için, tarayıcı cihazların başlıklarının çarpması ve ya uygulayıcının elinin çarpması gibi durumlarda oluşabilecek minimal hareketler elimine edilerek ölçümlerdeki olası hata payı riski olabildiğince minimuma düşürülmüştür.

3.2. Referans Tarayıcı ile Referans Taramanın Elde Edilmesi

Oluşturulan model, ilk önce referans taramayı elde etmek için profesyonel bir endüstriyel tarayıcı olan ATOS cihazı kullanılarak (ATOS Core 80 5MP, GOM, Braunschweig, Almanya) taranmıştır (Resim 27). Referans tarayıcı ile model üzerinden 3 defa tarama görüntüsü alınmış daha sonra bu üç görüntünün üst üste çakıştırılmasıyla iyileştirilmiş olan tek bir referans tarama görüntüsü elde edilmiştir.



Resim 27: Atos Core 80 Referans tarayıcı cihazı ile modelden referans ölçünün elde edilmesi.

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

Tarama sırasında, ATOS Core 80 sisteminin çalışma sistemine bağlı olarak, model üzerine yapıştırıcı şeklinde çeşitli referans noktaları yerleştirilmiş ve tarama görüntülerinin belirtilen referans noktaları sayesinde daha hassas algılanması sağlanmıştır (Resim 28). Bahsedilen referans noktaları, modelden elde edilen 3 taramanın karşılaştırılarak tek bir referans tarama elde edilmesi sırasında sistem tarafından algılanmaktadır.



Resim 28: Atos Core 80 referans tarayıcısı ile taranacak olan modele yerleştirilen referans noktaları.

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

3.3. İntraoral Tarayıcılar ile Tarama Verilerinin Elde Edilmesi

Referans taramadan sonra modeller 3 farklı intraoral tarayıcı (CEREC Omnicam AC, Sirona, New York, ABD, Yazılım sürümü: CEREC SW 4.4.4; 3shape TRIOS 3 Color Pod, Kopenhag, Danimarka, Yazılım sürümü: Trios 1.4.7.5; Aadvia IOS 100 GC, Belçika, Yazılım sürümü: Ios100 2018) ile taranmıştır. Taranan alanların standardizasyonunu sağlamak açısından, prepare edilen dişlerin minimum iki diş mesiali ve iki diş distali tarama alanı içine alınmıştır. Her bir intraoral tarayıcı ile modelden alınacak olan taramalar 10’ar kere tekrarlanmıştır. Çalışmada kullanılan tüm intraoral tarayıcılar mevcut olan en güncel yazılım versiyonlarında kullanılmıştır. Taramalar sırasında klinik koşulları mümkün olduğunca taklit edebilmek adına, model fantom maket hasta modeli üzerine sabitlenmiş ve tek bir uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiştir. Yine klinik koşulların canlandırılması amacı ile tüm taramalar

esnasında, kliniklerdeki standart ışık koşulu olarak kabul edilen 3900K ve 500 lux kullanılmıştır (R39 30W E14, 00245, General Electrics, Schenectady, New York, ABD).

Taramalara oklüzal yüzden başlanmış, sonrasında palatinal yüzey takip edilmiş ve bukkal yüzeyden dönülerek tüm tarama yüzeyleri tamamlanmıştır (Müller ve ark., 2016). Tüm taramaların tamamlanmasını takiben, alınan görüntülerde istenmeyen yumuşak doku alanları ve preparasyon dışında kalan alanlar kırpılmıştır. Tüm taramaların aynı şekilde kırılmasını sağlamak için tüm programlarda belirli bir kırpma ayarı uygulanmıştır. Bu ayar uygulanırken üçüncü moların distali ve birinci premoların mesiali arasında kalan alan korunmuştur. Bu alan arasında kalan tüberkül tepeleri, çakıştırma işleminde referans noktaları olarak kullanılacağından bu alanın tarama görüntüsü içinde eksiksiz bir şekilde izlenebilmesi önem taşımaktadır. Çakıştırma işlemi ardından değerlendirilecek olan esas alan prepare edilen diş yüzeyi olacağından, prepare edilen dişin tüm yüzeyleri ve bitiş çizgisinin eksiksiz olarak taranmış olması da her tarama işlemi ardından kontrol edilmiştir. Daha sonra elde edilen tüm intraoral tarama verileri çeşitli CAD yazılım programlarına aktarılmıştır. Oluşturulan tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonları, detayları ile Tablo 3'te belirtilmiştir.

Tablo 3: Çalışmada oluşturulan intraoral tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonları.

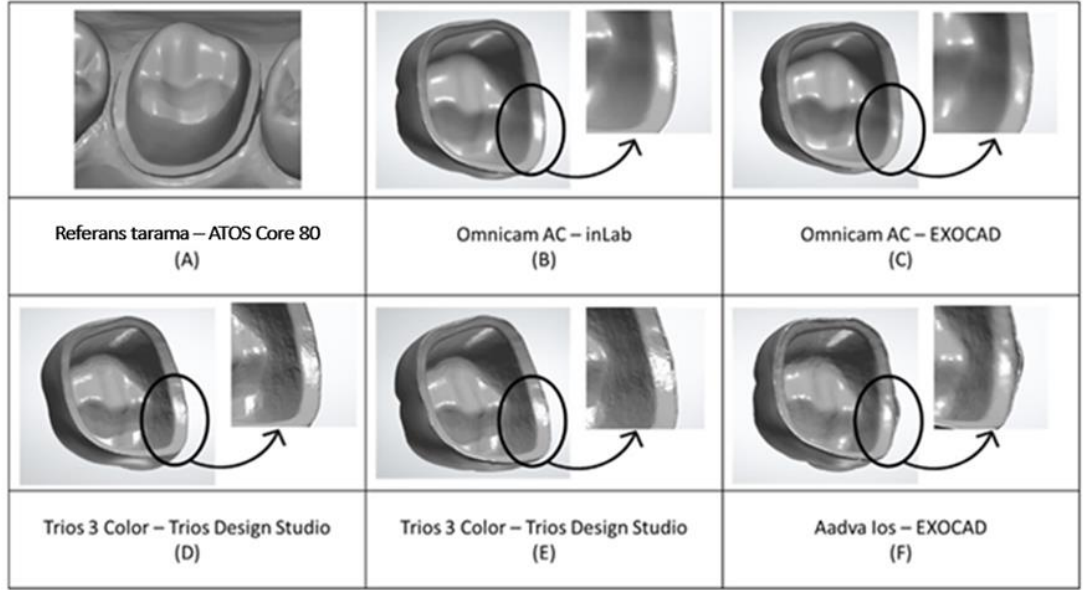
İntraoral Tarayıcı- CAD Yazılım Kombinasyonu	Kombinasyonda Kullanılan İntraoral Tarayıcı	Veri Formatı Dönüşümü	Kombinasyonda Kullanılan CAD Yazılımı
Omnicam AC-InLab	Omnicam AC 	Format dönüşümü olmadan kullanılan Özel format	CEREC InLab SW 4.4.4 (Dentsply Sirona Woodbridge, Kanada)
Omnicam AC-Exocad	Omnicam AC 	Özel format ↓ STL format	Exocad 2018 (exocad GmbH, Darmstadt, Almanya)
Trios 3 Color-Trios Design Studio	Trios 3 Color Pod 	Format dönüşümü olmadan kullanılan Özel format	Trios Design Studio, Dental Systems 2017 (3Shape, Kopenhag, Danimarka)
Trios 3 Color-Exocad	Trios 3 Color Pod 	Özel format ↓ STL format	Exocad 2018 (exocad GmbH, Darmstadt, Almanya)
Aadva IOS-Exocad	Aadva IOS 100 	Format dönüşümü olmadan kullanılan STL format	Exocad 2018 (exocad GmbH, Darmstadt, Almanya)

3.4. İntraoral Tarayıcı-CAD Yazılımı Kombinasyonlarında Dijital Kronların Tasarlanması

Her bir CAD yazılımında, değerlendirilecek kron alanı dışındaki tüm alanlar, tarama görüntülerinin bütünlüğü açısından yeniden kontrol edilmiş ve fazla alanlar tekrardan gerekli görüldüğü ölçüde kırpılmıştır. Ayrıca her CAD yazılımı için siman aralığı "0" olarak ayarlanmıştır. Böylelikle, CAD yazılım programlarının ürettiği dijital kronların negatif kopyaları ve referans taramasının pozitif kopyasının karşılaştırılması mümkün kılınmıştır. Tüm yazılım programlarında da, gerekli duyulduğu takdirde tasarlanan kronların basamak sınırları düzeltilmiştir. Tüm tasarımlarda tam kronların eksiksiz bir şekilde tamamlanmış olmasına ve ince bırakılan alanların gözardı edilmemesine özen gösterilmiştir. Tasarımlar mümkün olduğunca kullanılan yazılım programının kendi ayarlarında bırakılmaya çalışılmış ve sadece gerek görüldüğü durumlarda düzenlemeler gerçekleştirilmiştir.

3.5. Referans Model ve Elde Edilen Kronların Uyumunun Değerlendirilmesi

Her bir intraoral tarayıcı-CAD kombinasyonundan alınan referans tarama ve dijital kron tasarımları, özel bir yazılım programı (VR Mesh v7.5, Bellevue, WA, A.B.D.) tarafından, anatomik yapıların (tüberkül tepeleri) üst üste getirilmesi referanslılığıyla karşılaştırılmıştır. Çalışmadaki referans tarama görüntüsü ve çalışma boyunca kullanılan tüm intraoral tarayıcı-CAD kombinasyonları tarafından tasarlanan dijital kronlar Şekil 23'te gösterilmektedir. Referans tarama ve üretilen kronların karşılaştırılmasında, anatomik referanslar birinci premoların bukkal ve palatinal tüberkül tepeleri ve üçüncü moların mesiobukkal ve mesiopalatinal tüberkül tepeleri olarak belirlenmiştir. Çakıştırma programında bu noktalar işaretlenmiş ve detaylı ayarlar yardımı ile çakıştırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu çakıştırmalar yapılırken, sapmaların 0,2 mm'den fazla olduğu alanlar otomatik olarak elimine edilmiş ve çakıştırma işlemi dışında bırakılmıştır. Her bir tarayıcıyla (n = 10 / intraoral tarayıcı) alınan taramalar referans taraması ile eşleştirilerek maksimum, minimum ve ortalama mesafe sapma değerleri elde edilmiştir. Çakıştırmayı gerçekleştirecek olan uygulayıcının, tarafsız yaklaşımını sağlamak adına, tarayıcı adları yerine, tarayıcı-CAD kombinasyonlarını isimlendirmek için farklı kod adları kullanılmıştır.



Şekil 23: A- Çalışmadaki referans tarama görüntüsü. B-F- Çalışma boyunca kullanılan tüm intraoral tarayıcı-CAD kombinasyonları tarafından tasarlanan dijital kronlar.

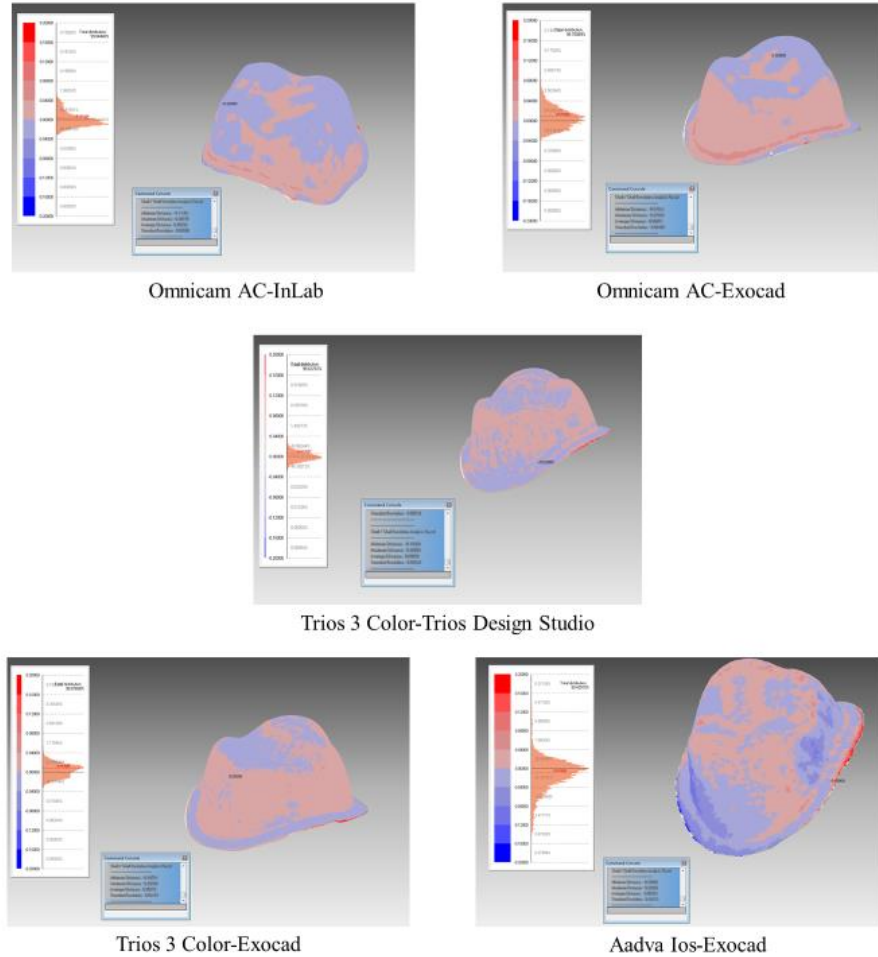
3.6. İstatistiksel Analizler

Standart sapma hesaplamaları özel bir istatistik yazılım programında (GraphPad Prism 7.00) gerçekleştirilmiştir. 5 intraoral tarayıcı-CAD yazılım programı kombinasyonları arasındaki farklılıkları değerlendirmek amacı ile Tek Yönlü Varyans Analiz testi (ANOVA) uygulanmıştır.

İstatistiksel analizlerde, Brown-Forsythe testi, yanıt değişkenlerinin dönüşümünde tek yönlü varyans analizi yapılmasına dayanan grup varyanslarının eşitliği için kullanılmıştır. Bu varyansların homojenliğini test etmek için ise Bartlett testi kullanılmıştır. Ayrıca, Tukey'in Çoklu Karşılaştırma Testi, kombinasyonlar içerisinde hangi grupların diğerlerinden farklı olduğunu belirlemek için kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık tüm testler için $p < 0.05$ olarak ayarlanmıştır ($\alpha = 0.05$).

4. BULGULAR

Çalışmada kullanılan modelden alınan referans tarama, 3.5. bölümünde de detaylı açıklandığı üzere oluşturulan kombinasyonlardan elde edilen kron tasarımları ile topoğrafik yüzey değerlendirmeleri için yüzey çakıştırma metodu ile üst üste getirilmiştir. Bu iki yüzey arasındaki sapmaların gösterimi farklı renk haritası ile belirtilmektedir. Tüm kombinasyonlarda elde edilen 10'ar tarama için de bu yüzey çakıştırma işlemleri gerçekleştirilmiş, elde edilen veriler ile de minimum, maksimum ve ortalama mesafe sapma değerleri hesaplanmıştır. Tüm kombinasyonlar için gerçekleştirilen çakıştırmalardan elde edilen görsel veri örnekleri Şekil 24'de gösterilmektedir.



Şekil 24: Çalışmada kullanılan tüm kombinasyonlardaki birer tarama ile referans modelin çakıştırmalarından elde edilen görüntü örnekleri.

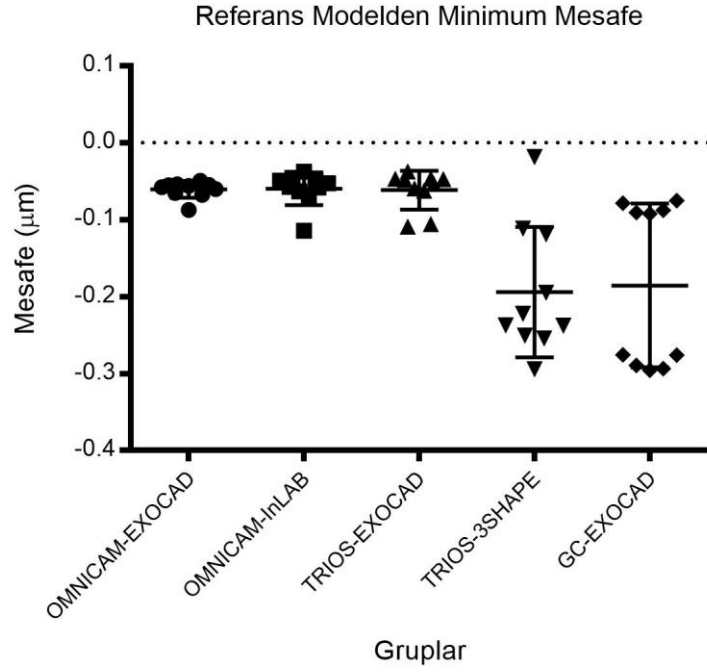
4.1. Elde Edilen Minimum Mesafe Sapma Değerleri

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda, elde edilen minimum mesafe değerlerine göre Omnicam AC-Exocad, Omnicam AC-InLab ve Trios 3 Color-Exocad kombinasyonları arasında bir fark bulunmamış ve bu kombinasyonlar diğer iki kombinasyona göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük minimum sapma değerleri göstermiştir ($p>0,05$). Trios 3 Color-Trios Design Studio ve Aadv IOS-Exocad kombinasyonları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$). Ortalama fark değerleri ile birlikte Tukey'in Çoklu Karşılaştırma Test'inin minimum mesafe sapma sonuçları Tablo 4 ve Şekil 25'de verilmiştir.

Tablo 4: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çıkıştırma metoduna göre elde edilen minimum mesafe değeri sonuçları (μm).

İntraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonu	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Ölçüm Hatası	Ortalamanın %95 Alt Güven Aralığı	Ortalamanın %95 Üst Güvenlik Aralığı
Omnicam AC - Exocad	-60.75 a	10.78	3.41	-68.46	-53.04
Omnicam AC - inLab	-59.67 a	21.31	6.739	-74.92	-44.43
Trios 3 Color - Exocad	-61.56 a	25.17	7.958	-79.56	-43.56
Trios 3 Color-Trios Design Studio	-194.0 b	84.77	26.81	-254.6	-133.3
Aadv Ios - Exocad	-185.4 b	106.4	33.64	-261.5	-109.4

'a' ve 'b' harfleri– Ortalama değerin verildiği kolondaki aynı harfler, o gruplar arasında istatistiksel fark olmadığını, farklı harfler ise o gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir.



Şekil 25: Minimum mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.

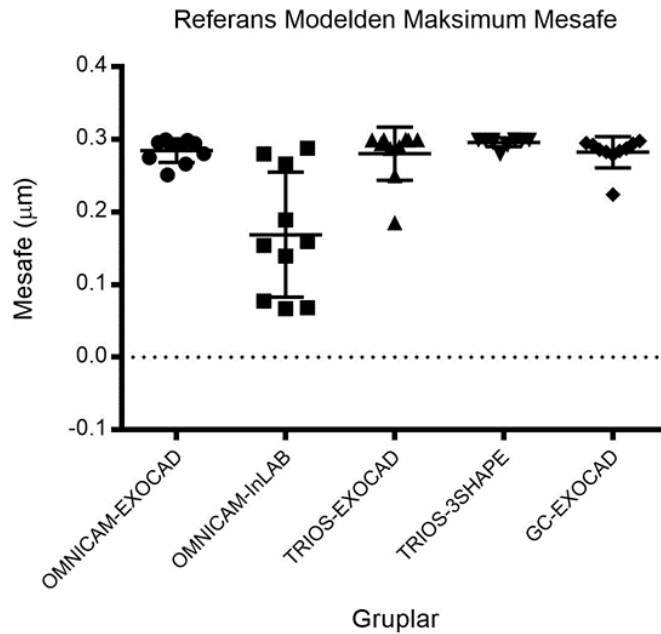
4.2. Elde Edilen Maksimum Mesafe Sapma Değerleri

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda, elde edilen maksimum mesafe değerlerine göre Omnicam AC-Inlab kombinasyonu istatistiksel olarak diğer tüm kombinasyonlardan anlamlı derecede farklılık göstererek en düşük maksimum sapma değerlerini vermiştir ($p>0,05$). Diğer 4 kombinasyon arasında ise istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ortalama fark değerleri ile birlikte Tukey'in Çoklu Karşılaştırma Test'inin maksimum mesafe sapma sonuçları Tablo 5 ve Şekil 26'te verilmiştir.

Tablo 5: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çakıştırma metoduna gre elde edilen maksimum mesafe değeri sonuçları (μm).

İntraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonu	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalamanın Standart lm Hatası	Ortalamanın %95 Alt Gven Aralığı	Ortalamanın %95 st Gven Aralığı
Omnicaam AC - Exocad	284.5 a	16.22	5.129	272.9	296.1
Omnicaam AC - inLab	168.7 b	85.86	27.15	107.3	230.1
Trios 3 Color - Exocad	280.3 a	36.72	11.61	254.0	306.5
Trios 3 Color- Trios Design Studio	295.8 a	6.227	1.969	291.4	300.3
Aadva Ios - Exocad	282.1 a	21.3	6.737	266.9	297.3

‘a’ ve ‘b’ harfleri– Ortalama değerin verildiği kolondaki aynı harfler, o gruplar arasında istatistiksel fark olmadığını, farklı harfler ise o gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir.



şekil 26: Maksimum mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.

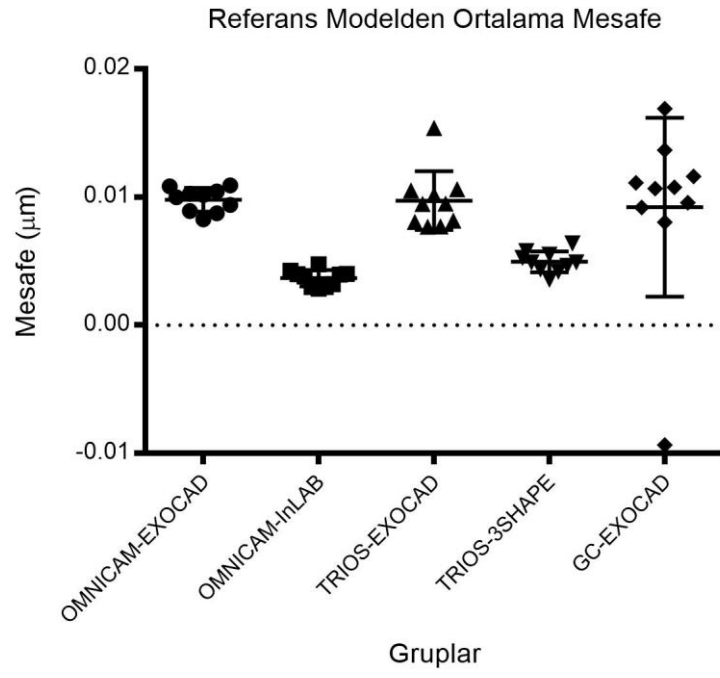
4.3. Elde Edilen Ortalama Mesafe Sapma Değerleri

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda, elde edilen ortalama mesafe değerlerine göre Omnicam AC-Inlab ve Trios 3 Color-Trios Design Studio kombinasyonları diğer kombinasyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sapma değerleri göstermişlerdir ($p>0,05$). Tasarım aşamasında STL formatı kullanılmış olan diğer 3 kombinasyon ise istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sapma değerleri gösterirken, bu kombinasyonlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ortalama fark değerleri ile birlikte Tukey'in Çoklu Karşılaştırma Test'inin ortalama mesafe sapma sonuçları Tablo 6 ve Şekil 27'da verilmiştir.

Tablo 6: Digital referans model ile intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarından elde edilen kronların çakıştırma metoduna göre elde edilen ortalama mesafe değeri sonuçları (μm).

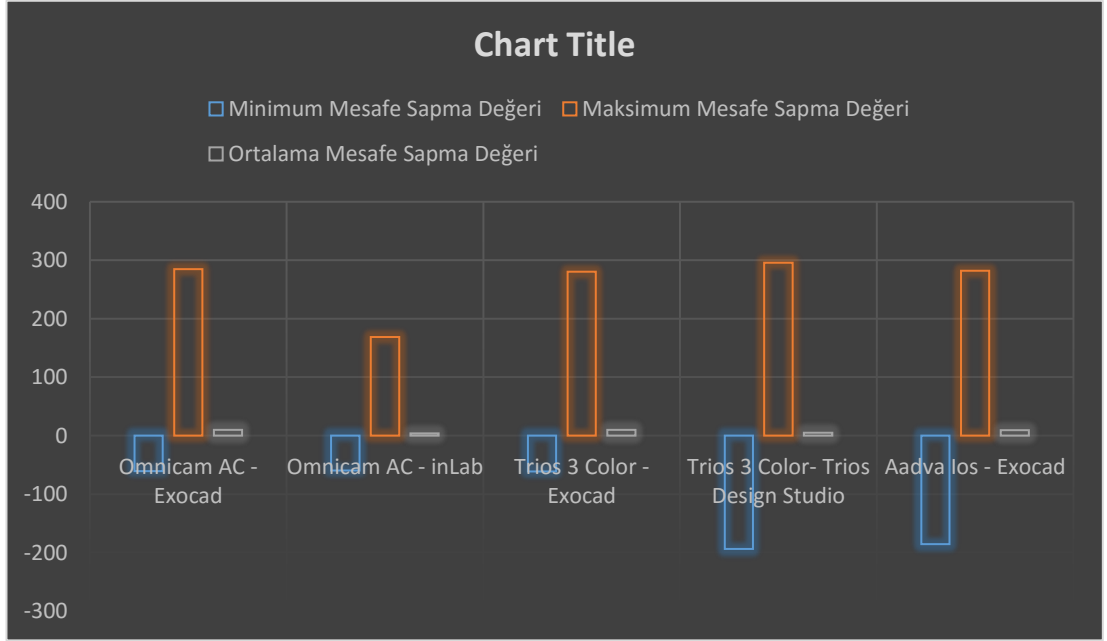
İntraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonu	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Ölçüm Hatası	Ortalamanın %95 Alt Güven Aralığı	Ortalamanın %95 Üst Güven Aralığı
Omnicam AC - Exocad	9.787 a	0.9144	0.2892	9.133	10.44
Omnicam AC - inLab	3.683 b	0.6418	0.203	3.224	4.142
Trios 3 Color - Exocad	9.724 a	2.287	0.7233	8.088	11.36
Trios 3 Color-Trios Design Studio	4.951 b	0.8223	0.26	4.363	5.539
Aadva Ios - Exocad	9.214 a	6.974	2.205	4.225	14.2

'a' ve 'b' harfleri– Ortalama değerin verildiği kolondaki aynı harfler, o gruplar arasında istatistiksel fark olmadığını, farklı harfler ise o gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir.



Şekil 27: Ortalama mesafe sapmalarının istatistiksel olarak gösterimi.

Şekil 28’de bulgularanan minimum, maksimum ve ortalama mesafe sapma değeri sütun grafik oluşumunda özet olarak verilmiştir.



Şekil 28. Tüm kombinasyonlar için elde edilen minimum, maksimum ve ortalama mesafe sapma değerlerinin sütun grafiği ile gösterimi.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Diş hekimliği uygulamalarında, dijital işleyiş ile birlikte gündeme gelen ağız içi tarayıcılarının piyasaya sunulmasını takiben, bu cihazların ne kadar güvenilir olduğu birçok çalışmada araştırılmış ve tartışılmıştır. Ağız içi tarayıcıları ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda dijital ve konvansiyonel ölçü teknikleri karşılaştırılmıştır (Lee ve Gallucci, 2013; Seelbach ve ark., 2013; Christensen, 2009). Bu çalışmalara konvansiyonel ölçü teknikleriyle elde edilen modellerin çeşitli nedenlerle sapmalar gösterebileceği de göz önünde bulundurulsa da dijital taramalarla elde edilen modeller konvansiyonel yöntemle elde edilen bu modellerle kıyaslanmıştır. Yapılan çoğu çalışmada tarama cihazlarının hassasiyetleri ve doğrulukları ölçülürken dijital iş akışının kendi içindeki kullanım doğruluğuna bakılmaksızın elde edilen dijital modellerden protezler üretilmiş ve bunların gerek marjinal uyum gerek giriş yolu gibi final başarıları değerlendirilmiştir (Ng ve ark., 2014). Bu çalışma yapılırken ağız içi tarayıcılarının başarılarının değerlendirilmesinin yanında dijital iş akışının daha doğru ve verimli kullanılabilmesi için optimum yazılım kombinasyonlarını saptamak hedeflenmiştir.

Literatürde intraoral tarayıcılarla in-vivo olarak gerçekleştirilen birçok çalışma, kısıtlı hareket alanı ve ağız boşluğu içerisindeki zorlu ortam koşulları nedeni ile tarama doğruluğunun azaldığını göstermektedir (Nedelcu ve ark., 2017; Kuhra ve ark., 2016; Lim ve ark., 2018). Bu nedenle, yapılan bu çalışma dahil, in-vitro olarak yürütülen tüm çalışmalarda (Imburgia ve ark., 2017; Nedelcu ve Persson, 2014; Su ve Sun, 2014), intraoral tarama için gerçek klinik koşullardan daha optimal bir alan yaratılmaktadır. Bir diğer deyimle, çalışmada kullanılmak üzere seçilen intraoral tarayıcılar zor koşullara sahip ağız içi ortam yerine ağızdışı ortamda kullanılmıştır. Bu durum göz önüne alındığında, klinik ortamda hasta ağzında gerçekleştirilecek intraoral taramaların yapılan bu çalışmadan daha düşük hassasiyet göstereceği öngörülebilmektedir (Keeling ve ark., 2017; Flügge ve ark., 2013; Kim ve ark., 2015).

Jung-hwa lim ve diğerlerinin in vivo olarak yürüttüğü çalışmada elde edilen sonuçlara göre ışık, tükrük, ısı, tecrübe gibi etkenler intraoral tarayıcıların başarısını

etkilemektedir. Çalışmamız in vitro olarak yürütülmüş ve elde edilen sonuçlarda bu etkenler değerlendirilmemiştir. Ağız içi ortamda tükrük varlığı, ısı, ışık yansımaları, hasta pozisyonu gibi etkenler sistemi önemli ölçüde etkileyecektir. Bu nedenle, daha gerçekçi veriler elde etmek için benzer çalışmaların ağız ortamında da yürütülmesinin önemli olduğu öngörülmektedir. Yürütülen çalışmanın esas amacı intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarını değerlendirmek olduğundan yapılan çalışmada klinik koşullar göz ardı edilmiş, daha çok dijital iş akışı hassasiyeti sağlanmaya çalışılmıştır. İleride yapılacak olan in-vivo intraoral tarayıcı çalışmalarında uygulama koşulları daha zor olsa dahi daha gerçekçi sonuçlar elde edilebileceği öngörülmektedir.

Ting-shu Su ve Jian Sun'un yapmış oldukları çalışmada intraoral ve ekstraoral tarama cihazlarının tekrarlanabilirliğini in-vitro koşullarda karşılaştırmışlardır. Çalışmada intraoral tarayıcı olarak Trios 3 kullanılmıştır. 5 farklı senaryo üzerinde yapılan çalışmadaki bir senaryo da, yürütülen çalışmadaki gibi tek üye birinci molar dişin prepare edildiği bir vaka olarak belirlenmiştir. Su ve Sun'un çalışmalarında referans tarayıcı kullanılmaksızın taramanın ilk görüntü referans olarak kabul edilmiş, yürütülen çalışmada ise referans taramalar hassas bir endüstriyel tarayıcı ile elde edilmiştir. Referans olarak hassasiyet ve doğruluğu daha üstün olan bir endüstriyel tarayıcının kullanılmasıyla mevcut çalışmada daha güvenilir bir değerlendirme yapılabileceği öngörülmektedir. Bunun yanında, çeşitli ekstraoral tarayıcıları referans olarak kullanan çalışmalar da mevcuttur (Kim ve ark., 2013; Papaspyridakos ve ark., 2016). Yürütülen çalışmada kullanılması belirlenen intraoral tarayıcıların güncel kullanımda olmasına ve literatürde yer alan çalışmalarda (Lim ve ark., 2018; Mangano ve ark., 2016; Kim ve ark., 2018) başarı gösteren tarayıcılar olmasına özen gösterilmiştir. Referans tarayıcı olarak da, sadece diş hekimliği alanında değil endüstriyel alanda da geniş bir kullanım alanına sahip olan ATOS Core 80 kullanılmıştır. Farklı çalışmalarda referans tarayıcı olarak ekstraoral tarayıcılar da kullanılmıştır ancak ATOS Core 80 yüksek hassasiyet gösteren endüstriyel bir tarayıcı olduğu için çalışmada tercih edilmiştir (Nedelcu ve ark., 2017). Ayrıca yapılan çalışmada, esasen intraoral tarama ve bilgisayar destekli tasarım basamakları arasındaki veri aktarımındaki kayıplar değerlendirildiği için referans taramalarda yüksek hassasiyete sahip bir endüstriyel tarayıcı kullanımının daha güvenilir sonuçlar elde etmede yardımcı olacak bir etken olacağı düşünülmüştür. Nedelcu ve

arkadaşlarının 2017 yılında yürüttüğü çalışmada da in-vivo olarak intraoral taramaları ve konvansiyonel olarak elde edilen alçı modelden üretilen digital model taraması karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada da referans olarak ATOS Core 80 tarayıcısı kullanılmış ve ölçümlerde gerekli hassasiyeti sağladığı çalışma sonucunda bildirilmiştir.

Çalışmada referans olarak dijital model kullanılmasının ölçümlerdeki doğruluğu etkileyip etkilemeyeceği konusunda bilgi edinilmesi amacıyla çeşitli literatür taramaları yapılmıştır. Dinçel ve arkadaşlarının 2013 yılında yürütmüş oldukları bir çalışmada dijital tarama ile elde edilen çalışma modellerinin doğruluğu değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda da alçı modeller ve dijital modeller arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık olmadığı ve dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin en az alçı modeller kadar güvenilir olabileceği belirtilmiştir. Buna karşın alçı model kullanılmasının yaratacağı bazı sorunlarda literatürde kanıtlanmıştır. Lim ve diğerlerinin 2018’de yapmış oldukları çalışmada alçıdan elde edilmiş dental modellerin taranmasının alçı genişmesi yüzünden hatalı sonuçlar verebileceğinden çalışmalarında ölçüyü ekstraoral tarayıcıyla direkt olarak taradıklarını belirtmişlerdir. Yürütülen çalışmada kullanılan dental modeller ise, plastik ve silikon esaslı maddelerden üretilmiştir. Bu nedenle hem direkt pozitif modelin taranması sağlanırken, hem de alçı genişmesinden oluşabilecek hatalar elimine edilmiştir.

Gerek referans gerekse intraoral tarayıcılardan alınan tarama verilerinin mümkün olduğunca benzer sınırlara sahip olması, çalışmanın analiz aşamasındaki yüzey çakıştırma işlemi için önem arz etmektedir. Gerçekleştirilen her tarama için bu durum standardizasyonu sağlamak amacı ile göz önünde bulundurulmuştur. Her tarayıcı cihazındaki farklı yüzey birleştirme (mesh) özelliklerinden dolayı alınan taramalarda değişken nokta sayıları mevcuttur (Osnes ve ark., 2019). Bu nokta sayılarının, farklı intraoral tarayıcıların birbirine göre avantajlarını belirleyeceği düşünülmektedir. Çalışmada kullanılan kırpma yöntemi ile taramalar arasında mümkün olduğunca benzer yüzey alanları oluşturulmaya çalışılmıştır. Kullanılan çakıştırma ve kırpma yöntemlerinin toplam tarama hacmi verisi üzerinde etkisinin olması muhtemel görülmemektedir (Osnes ve ark., 2019). Taramalarda oluşabilecek olumsuz etkilerin, muhtemelen görüntü alırken birleştirilen yüzeylerde oluşan daha büyük etkenlere bağlı olduğu düşünülmektedir. Ancak yine bu çalışmada, taramaların

çakıştırılma aşamasında oluşabilecek küçük bir hatanın kırpma sonrasında büyük yüzey ölçüm sapmalarına neden olabileceği de belirtilmiştir. Bu nedenle taramaların kırpma ve kesme özellikleriyle düzenlenmesindeki standardizasyonu sağlamaya yürütülen çalışmada da özen gösterilmiştir. Referans ve intraoral taramalardan elde edilen veriler üst üste getirilerek özel bir analiz programı olan VR Mesh programında çakıştırılarak değerlendirilmiştir. Bu yöntem elde edilen iki yüzey verisinin kıyaslanmasında, son yıllarda birçok çalışmada (İmburgia ve ark., 2017; Lim ve ark., 2018; Alikashi ve ark., 2018) güvenilir bir şekilde kullanılan bir yöntem olarak kabul edilmektedir.

Bir protezin başarısını sağlayan ana kriterlerden biri olan marjinal uyum protetik diş tedavisinde protez başarısını inceleyen birçok çalışmada irdelenen bir konu olmaktadır. Buna ek olarak, azımsanamayacak bir marjinal boşluk, oral sıvılara maruz kalan siman kalınlığını arttırmakta, bu da simanın çözülmesi ve marjinal sızıntının meydana gelmesine neden olmaktadır (Nakamura ve ark., 2005). 60 ila 120 µm arasında değişen marjinal boşlukların klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Akbar ve ark., 2006; Akın ve ark., 2015; Baig ve ark., 2010; Abdou ve ark., 2010; Ender ve ark., 2016; Syrek ve ark., 2010) CAD/CAM sistemleri ile üretilen tam seramik kronlarda ise kabul edilir marjinal aralığın 90 µm 'den az olduğu bildirilmektedir (Ng ve ark., 2014; Seelbach ve ark., 2013). Bazı çalışmalar marjinal bölgede, dijital ölçü yöntemleri ile yürütülen tedavilerde konvansiyonel ölçü yöntemlerine kıyasla daha fazla hassasiyet bildirmiştir (Zarauz ve ark., 2016; Abdel-Azim ve ark., 2015; Wang ve ark., 2007). Buna karşın, marjinal aralıkta, dijital ve konvansiyonel teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını savunan çalışmalar da mevcuttur (Reich ve ark., 2008; Beuer ve ark., 2009; Kohorst ve ark., 2009). Bazı çalışmalar, CAD / CAM sistemleri tarafından yapılan tek tam seramik kronların marjinal boşluğunun 39.1 ve 230 µm arasında (Ahlholm ve ark., 2018; Chochlidakis ve ark., 2016), tam seramik sabit bölümlü protezler için ise 49,50 9 ile 206 µm arasında olduğunu bildirmiştir (Tsirogiannis ve ark., 2016; Shembesh ve ark., 2017). Marjinal ve internal uyumu ele alarak intraoral tarayıcıların hassasiyetini inceleyen çalışmalarda (Praça ve ark., 2018; Mostafa ve ark., 2018) prepare edilen dişler ve tasarlanan kronlar arasında belirli siman boşlukları bırakılmış ve bu boşluklardan çeşitli yöntemlerle ölçümler alınmıştır. Yapılan çalışmada prepare

edilen dişten elde edilen dijital referans modelinin diş yzeyi ve farklı CAD programlarında tasarlanan kronların iç yzeyleri çakıştırılmıştır. Bu nedenle, yapılan çalışmada herhangi bir siman aralığı bırakılmamış ve sıfır olarak belirlenmiştir. Böylelikle her programda, minimal düzeyde de olsa, siman aralığının yaratabileceği standardizasyon farkı elimine edilmiştir.

İntraoral tarayıcılarla yürütülen çalışmalardaki bir diğer önemli nokta da taranacak alanın uzunluğudur. Tam ark ve kısa dişsizlik vakalarındaki kısa ark taramaları arasında hassasiyet ve doğruluk farklılıkları oluştuğu birçok çalışmada bulgu olarak sunulmuştur (Muallah J, ve ark., 2017; Ender A ve ark., 2016; Patzelt S B ve ark., 2014; Vogel A B ve ark., 2015). Tam ark vakalarında intraoral tarayıcı kullanımı oldukça sorgulanan bir konu olarak sürekli gündeme gelmektedir. Çeşitli temassız görüntüleme tekniklerini kullanarak dijital ölçü elde eden intraoral tarayıcılar tarama esnasında çeşitli referans noktaları belirlemekte ve o noktalar üzerinden taramanın devamlılığını sağlayarak 3 boyutlu dijital görüntüler elde edebilmektedirler (Barbero ve Ureta, 2011). Bu işlem sırasında tarayıcılar tarafından alınan ayrı ayrı görüntüler bahsedilen referans noktaları sayesinde bir araya getirilebilmektedir. Referans noktaları ne kadar spesifik ve fazla olursa, tarama verilerindeki sapmalar azalmakta ve başarı artmaktadır. Bu referans noktaları taranan kretlerde bulunan dişler, sert damak oluşumları gibi çeşitli dokular olabilmektedir. Dişsiz bölgeleri bulunan kısa bir arkın tarandığı vakayla tam dişsiz bir arkın taranması arasındaki hassasiyet farkının esas nedeni de tam ark vakasında bu referans noktalarının daha az olmasıdır (Goracci C ve ark., 2016; Fang J H ve ark., 2018). Bunun yanında tam ark vakalarında tarama düzlemi tek bir doğrudan çıkıp karşıt arka dönen bir parabol halini almaktadır. Karşıt arka dönen bu at nalı şeklinde doğrusal olmayan yapı dönmenin gerçekleştiği köşe noktalarında da referans kaybına sebep olmaktadır (Güth J F ve ark., 2016), bu nedenle intraoral tarayıcıların tam ark vakalarında, kısa dişsizlik vakalarına oranla daha çok sapma göstermeleri beklenebilmektedir.

İntraoral tarayıcıların bir kısmında görüntü elde edilirken taranacak olan yzeydeki istenmeyen ışık yansımalarını önlemek amacı ile taranacak olan yzeye bir kaplama işlemi uygulanmakta ve yzey matlaştırılmaktadır. Literatürde intraoral tarayıcıların hassasiyetini değerlendiren birçok çalışmada yzey kaplama işleminin sonuçlarda istatistiksel herhangi bir farklılığa neden olmadığı gösterilmiştir. Robert G.

Nedelcu ve Anna S. K. Persson tarafından yürütülen çalışmada 4 farklı intraoral tarayıcı arasındaki hassasiyet ve doğruluğa bakılmıştır. Bahsedilen çalışmada yüzey kaplama işlemi yapılan ve yapılmayan tarayıcı sistemleri arasında herhangi bir farklılık saptanmamıştır. Ayrıca, lazer triangulasyon tekniği kullanan tarayıcı sisteminde yüzey kaplama işlemi gerektirmediğinden, bazı bölgelerde tarama sapmalarına rastlanmıştır. Yüzey kaplama işleminin gereğinden fazla uygulandığı ve kalın bir katman oluşturduğu durumlarda da taramalarda negatif bir etki yaratmadığı yine bu çalışmada belirtilmiştir. Bu savunmanın aksine, farklı ölçü teknikleriyle CAD/CAM sistemiyle üretilen tam seramik kronların marjinal uyumları konusunda yayınlanan bir derlemede, yüzey kaplama işleminden dolayı 13-85 µm kalınlık oluşacağı, intraoral tarayıcıların dezavantajları arasında belirtilmiştir (Memari Y ve ark., 2019). Yürütülen çalışmada taranacak yüzeylerde herhangi bir yüzey kaplama işlemi uygulanmamıştır. İntraoral tarayıcılar in-vitro olarak değerlendirileceği için tükürük ve nem gibi yüzeyde ıslaklık oluşturarak yansımaya neden olacak bir etken olmayacağı düşünülmüştür. Bunun yanında modelde taranacak olan yüzeylerdeki olası yansımaları da önlemek amacı ile prepare edilen dış yüzeyindeki frez izleri herhangi bir polisaj işlemi ile yok edilmemiştir. Ayrıca, model üzerinde hazırlanan prepare edilmiş dış yüzeyine asit (Bisco, uni-etch %32 Phosphoric acid etchant with benzalkonium chloride, schaumburg, U.S.A) uygulanmış ve yüzeyde yansımaya neden olabilecek herhangi parlak bir bölge bırakılmadığından emin olunmuştur.

Çalışmadaki farklı intraoral tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonlarından elde edilen kronların iç yüzeyleri referans modellerin dış yüzeyleri ile karşılaştırılırken standardı sağlamak amacı ile sınırlandırılmıştır. Bu sınırlamada kullanılan karşılaştırma programı olan VR-Mesh programında sapma değerinin 0.2 µm'den fazla kaldığı alanlar hesaplama dışında bırakılmıştır. Çalışmada kullanılan farklı kombinasyonlardaki intraoral tarayıcıların ve CAD programlarının farklı kalibrasyonlara sahip olmaları da çalışmanın bir diğer limitasyonu olarak değerlendirilebilmektedir ve bu nedenle çalışmada kullanılan tüm CAD yazılımları ve tüm cihazların kullanımlarından önce kalibre edilmelerine özen gösterilmiştir.

Dijital diş hekimliğinin rutin klinik kullanımdaki yeri arttıkça, dijital iş akışlarını inceleyen çalışma sayısının da orantılı olarak çoğaldığı farkedilebilmektedir. Önceki yıllarda intraoral taramaların başarısı daha çok konvansiyonel ölçü

teknikleriyle kıyaslanmakta ve dijital ölçülerin başarıları sorgulanmaktaydı. Günümüzdeki literatür taramalarında farkedilebileceği üzere, intraoral tarama ve dijital işleyişteki bir çok spesifik basamağı inceleyen ve daha detay noktalara değinen çalışma sayıları artmaktadır. Bu çalışmalarda değinilen spesifik konular arasında, tarama stratejileri (Medina-Sotomayor ve ark., 2018; Müller P ve ark., 2016), taramalar için kullanılan yazılım güncellemelerinin sürümleri (Haddadi Y ve ark., 2018), tarama sırasındaki ortam ışığının taramaya olan etkileri (Arakida T ve ark., 2018) ve taramaları gerçekleştiren uygulayıcının önceki intraoral kullanım tecrübeleri (Lim J H ve ark., 2018) gibi başlıklar yer alabilmektedir.

Tarama stratejilerini inceleyen çalışmaların birinde, yürütülen çalışmada da yer verilen Trios 3 Color Pod tarayıcısı değerlendirilmiştir. Bu çalışmada farklı 3 tarama stratejisi belirlenmiştir. Bunlardan birincisinde maksiller sağ ikinci moların distobukkalinden olmak üzere bukkal taraftan taramaya başlanmış ve oklüzopalatal taraftan devam edilmiştir, ikinci stratejide maksiller ikinci moların oklüzopalatal yüzeyinden taramaya başlanmış ve iki yüzeyde taranarak arkın karşı sonuna kadar tamamlanıp daha sonra bukkal yüzeylerden devam edilmiştir, üçüncü stratejide ise sürekli olarak 'S' ler çizilerek dişlerin bukkal yüzeyleri daha sonra oklüzal yüzeyleri ve en son palatinal yüzeyleri olmak kaydıyla ve başlanan noktaya geri dönülmeden taramalar tamamlanmıştır. Tüm stratejiler içerisinde ikinci stratejinin en başarılı sonuçları vererek, final protez başarısına da katkıda bulunduğu ve intraoral taramalarda tavsiye edilebilecek bir tarama stratejisi olduğu vurgulanmıştır. Çalışmada belirlenen ilk tarama stratejisinin ise ikinci ve üçüncü stratejiden istatistiksel olarak farklı olacak şekilde daha başarısız bulunduğu belirtilmiştir (Müller P ve ark., 2016). İntraoral taramalar için tarama stratejilerini inceleyen başka bir çalışmada ise 4 farklı tarama stratejisi dış-iç, dörtlükler, altılıklar ve sürekli olarak belirlenmiş ve bunlar arasında en başarılı strateji olarak, alt ve üst arkların her birinin üçe bölündüğü altılıklar stratejisi başarılı bulunmuştur (Medina-Sotomayor P ve ark., 2018). Tüm bu çalışmalardaki tarama stratejileri göz önünde bulundurularak çalışmanın yürütülmesi için en doğru tarama stratejisi belirlenmiştir. Buna göre, yürütülen çalışmada, bukkal yüzeyden başlayıp oklüzal ve palatinal yüzeylerin takip edildiği bir tarama stratejisi benimsenmiş ve tüm taramalardaki standardizasyonu sağlamak adına tüm çalışma boyunca belirlenen bu strateji kullanılmıştır.

Çalışma boyunca kullanılan yazılım programlarının sürümleri, üzerinde durulan bir diğer konu olmuştur. Bütün analiz teknikleri dahil, tamamen dijital yürütülen bu çalışmada, gerek tarayıcılarda gerekse bilgisayar destekli yazılım programlarının sürümlerinde en güncel versiyonlarının kullanımına özen gösterilmiştir. Literatürde tarayıcılarda mevcut olan yazılım programlarının güncel versiyonları ile kullanımının tarama başarısını arttırdığı yönde bulguları olan çalışma mevcuttur (Haddadi Y ve ark., 2018). Haddidi ve diğerlerinin gerçekleştirmiş oldukları çalışmada belirlenen bir referans dış üzerinden CEREC Omnicam AC cihazı ile biri yeni biri daha eski olmak üzere iki farklı versiyonda (4.4.0 and 4.4.4) yazılıma sahip 10'ar tarama alınmıştır. Çalışma sonunda yeni ve eski yazılım güncellemeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görüldüğü belirtilmiştir. Bunun tarama hassasiyeti üzerinde ciddi bir rol oynadığını da belirten araştırmacılar, intraoral tarayıcılar ile yürütülen çalışmalarda yazılım sürümlerinin de belirtilmesi gerekliliğinin üzerinde durmuşlardır. Bu durum göz önüne alındığında, yürütülen çalışmada kullanılan tüm intraoral tarama cihazları ve CAD yazılım programlarının en güncel sürümlerinin kullanılmasına özen gösterilmiştir.

Tarama doğruluğunu etkileyen bir diğer faktör ise ortam ışığıdır. Normal olarak bilinen klinik koşullarındaki ortam ışığı değerlerinin 3900K ve 500 lux olduğu bildirilmiş ve bu ışık koşulları altında gerçekleştirilen intraoral taramaların diğer ışık kaynaklarına göre daha kısa sürede tamamlanabildiği ve daha hassas taramalara imkan verdiği belirtilmiştir (Arakida T ve ark., 2018). Çalışmada gerçekleştirilen tüm taramalar fantom model üzerinde klinik ortamındaki ortam ışığı kaynağında gerçekleştirilmiştir. Bunun da çalışmadaki taramalara hassasiyet kattığı düşünülmektedir. Taramaların tümü aynı uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiş ve bu uygulayıcının, çalışmada kullanılan intraoral tarayıcılar üzerinde deneyimi mevcuttur. Uygulayıcı tecrübesinin de tarama verilerindeki hassasiyeti ve doğruluğu arttırdığına dair çalışmalar literatürde yer almaktadır. Jung-Hwa Lim ve diğerlerinin gerçekleştirmiş oldukları bir çalışmada, uygulayıcının tecrübesi göz önünde bulundurularak taramaların tekrarlanabilirliği ve doğruluğu değerlendirilmiştir. Bahsedilen çalışmanın sonunda tekli görüntü olarak dijital ölçü elde edilen sistemler için uygulayıcı tecrübesinin önem arz ettiğini ve sonuçları etkilediği belirtilmiştir. Aynı çalışma sonucunda, güncel olarak sunulan yeni tarama sistemlerindeki doğruluk

ve başarının her yapılan güncellemede daha da başarılı kılındığı ve bu sistemlerin taranan bölge veya uygulayıcı tecrübesinden etkilenmesinin daha az olduğu belirtilmiştir.

Dijital ölçü sistemlerinde intraoral tarayıcı cihazları ile alınan ölçülerden elde edilen kronların başarısını inceleyen çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olarak, yüzey topografi çakıştırma tekniklerinden daha farklı teknikler de kullanılmıştır. Önceden de bahsedildiği üzere siman aralığının ölçümü bu tekniklerden biri olarak kullanılabilir (Mostafa N Z ve ark., 2018). Bir diğer teknikte ise intraoral tarayıcılarla elde edilen tarama verileri kullanılarak dijital iş akışıyla kron üretimi gerçekleştirilmiş ve üretilen kronların prepare edilen diş destekleriyle olan uyumları değerlendirilmiştir (Ng J ve ark., 2014). Literatürde, kron üretimini de gerçekleştirerek intraoral tarayıcıların hassasiyet ve doğruluğunu değerlendiren bir başka çalışmada artan uygulama basamaklarına bağlı olarak hata payının da doğru orantıda arttığı bildirilmiştir (Seelbach P ve ark., 2013). Yürütülmüş olan tez çalışmasında, değerlendirilen tam dijital iş akışında daha güvenilir verilerin sağlanacağı düşünüldüğünden, kron üretimi gibi herhangi hata payını artırma riski barındıran tüm aşamalardan kaçınılmıştır ve çalışma tamamen dijital bir iş akışı içerisinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada intraoral tarayıcı cihazları hakkında odaklanmış bir analiz tercih edildiğinden, doğruluk ve hassasiyeti dolaylı yoldan ve daha fazla uygulama aşaması sonunda ölçmek yerine, elde edilen verilerin doğrudan karşılaştırılmasının daha tutarlı bir metod olacağı düşünülmüştür. Seelbach ve arkadaşlarının yürütmüş olduğu bir çalışmada da aynı sebeplerden dolayı kron üretiminin gerçekleştirilmediği ve bu basamaklardaki olası hata risklerinin elimine edildiği bildirilmiştir. Shimizu ve arkadaşlarının yürütmüş oldukları bir çalışmada ise, farklı görüntüleme tekniklerine sahip olan intraoral tarayıcıların hassasiyeti ve doğruluğu tek kron vakası üzerinden karşılaştırılmıştır. Bahsedilen bu çalışmada farklı intraoral tarayıcı ve CAD programlarını içeren iki farklı kombinasyondan kronlar üretilmiştir. Ayrıca bu çalışmada, endüstriyel komponentlerin kalite kontrolünde kullanılan Koordinat Ölçme Makinesi (CMM) referans verilerini elde etmek için kullanılmıştır. Farklı çalışmalarda da (Persson M ve ark., 1995; DeLong R ve ark., 2003) bildirildiği üzere, Koordinat Ölçüm Makineleri (CMM) , diğer yöntemlerden daha yavaş olmalarına rağmen, nesnelerin boyutlarını ölçmek için en doğru araçlar

olarak kabul edilmektedirler (Hjalmarsson L, ve ark., 2010; Arnetzl G ve Pongratz D, 2005; Benic G I ve ark., 2015). Yürütülen çalışmadaki referans ölçümler, intraoral tarayıcılar ile taranarak oluşturulmuş dijital modeller üzerinden dijital ortamda alınmıştır ve ana model üzerinden herhangi bir konvansiyonel ölçüm gerçekleştirilmemiştir. Çalışmanın asıl amacı farklı intraoral tarayıcı-CAD yazılım kombinasyonlarını incelemek olduğundan, dijital referans değerlerinin yetersiz kalacağı ya da herhangi bir sorun yaratacağı düşünülmemiştir. İntraoral tarayıcıların yer aldığı ve kron üretimi aşamasının da uygulandığı çalışmalarda, konvansiyonel bir ölçüm tekniğinin verimli olacağı, ancak; tamamen dijital iş akışları içerisinde kıyaslamalar yapan ve tarayıcı hassasiyetlerini değerlendiren çalışmalarda analizlerin dijital ölçümlerle sınırlı kalınmasının herhangi bir sorun oluşturmayacağı düşünülmektedir. Bu konuda yapılacak ileriki çalışmalarda, dijital iş akışında oluşan veri kayıplarının göz önünde bulundurularak, tarama ve tasarım sonrasında üretim aşamasının da çalışmalara eklenip, farklı intraoral tarayıcı-CAD yazılımı kombinasyonlarıyla üretilen kronların hassasiyetlerinin de incelenebileceği öngörülmektedir.

Çalışma sonucunda Omnicam intraoral tarayıcısı kendi programıyla kullanıldığında değerlendirilen kombinasyonlar arasında Trios 3 Color-Trios Design Studio kombinasyonu ile birlikte en başarılı sonucu verdiği halde, aynı tarayıcıyla alınan bu tarama verisi STL formatına dönüştürülüp exocad programına aktarıldığında belirgin bir veri kaybına uğrayarak en başarısız sonuçları gösterdiği belirlenmiştir. Bu durum, veri formatındaki değişimin, intraoral tarayıcıların klinik kullanımındaki başarısına önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Çalışmadaki en başarılı sonuçları gösteren kombinasyonlardan birindeki tarayıcı olmasına rağmen, Omnicam AC cihazı ile elde edilen veriler, cihazın kendi CAD programında işlenmeyip de açık sistemli bir CAD programında işlendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bulunacak ölçüde veri kaybına uğramıştır. Tukey'in çoklu karşılaştırma testi verileri değerlendirildiğinde, Omnicam AC-Inlab kombinasyonu $368.3 \times 10^{-5} \pm 64.18 \times 10^{-5}$ ortalama mesafe değeri verirken, Omnicam AC-Exocad kombinasyonu $978.7 \times 10^{-5} \pm 91.44 \times 10^{-5}$ değerini vermiş ve bu iki kombinasyon arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark saptanmıştır. Bu iki kombinasyonun minimum mesafe değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir farka rastlanmamış ancak maksimum mesafe

değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark saptanmıştır. Trios 3 Color tarayıcısı için ise, taranan veri 3Shape Design Studio programında işlendiğinde $495.1 \times 10^{-5} \pm 82.23 \times 10^{-5}$ ortalama mesafe değerini verirken, aynı veri STL formata dönüştürülüp Exocad programında işlendiğinde $972.4 \times 10^{-5} \pm 228.7 \times 10^{-5}$ değeri vermiş ve bu iki kombinasyon arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark saptanmıştır. Trios 3 Color-Trios Design Studio ve Trios 3 Color-Exocad kombinasyonları arasında ise minimum mesafe değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark saptanırken maksimum mesafe değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark saptanmamıştır. Aadvia Ios-Exocad kombinasyonu daha önce de belirtildiği üzere, diğer tarayıcılardan farklı olarak taranan veriyi direkt olarak STL formatında vermekte ve sadece açık sistem CAD programlarında işleme imkanı sunmaktadır. Aadvia tarayıcısı, format değişimine tabi tutulan kombinasyonlar içinde, omnicam AC ve Trios 3 Color tarayıcılarından daha büyük sapmalar göstermiştir. Ancak yine de bu tarayıcıların format değişimine tabi tutulan kombinasyonlarından daha başarılı sonuçlar vermiştir. Bu da STL formatındaki kayıplarla ilişkilendirilebilmektedir. Diş hekimliği dışındaki alanlarda da STL formatının hassasiyetini inceleyen çeşitli çalışmalardan biri olan Ciobota'nın yürüttüğü çalışmada (Ciobota N D, 2012), STL formatının kayıpları saptanmıştır. Belirtilen çalışmada yakın gelecekte veri kayıplarına daha az neden olacak, daha güvenilir farklı formatların da kullanıma gireceği ve STL formatın günümüzdeki yerinin yeni formatlarla değişeceği de belirtilmiştir.

Aadvia Ios tarayıcısı için, yürütülen çalışmadan daha farklı değerler sunan ve Omnicam AC, Trios 3 Color ve Aadvia Ios tarayıcılarını içeren çeşitli çalışmalar mevcuttur (Ferrari M ve ark., 2018; Osnes C A ve ark., 2019). Osnes ve arkadaşları ile Ferrari ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmalarda Aadvia Ios tarayıcısı, Omnicam AC ve Trios 3 Color tarayıcılarıyla karşılaştırılmış ve bu üç tarayıcı da benzer sonuçlar göstermiştir. Ancak çalışmamızdan farklı olarak, bu çalışmalarda iki komşu diş arasındaki mesafe ölçümü (Ferrari M ve ark., 2018) ve işaretli ortalama mesafe ölçümü (Osnes C A ve ark., 2019) değerlendirilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızla farklılık gösteren sonuçlar yukarıda belirtilen çalışmaların farklı değerlendirme metodolojileri ile açıklanabilmektedir. Bununla birlikte, bu tarayıcılar (Omnicam AC, Trios 3 Color) format değişikliğine tabi tutulduğunda ve açık sistemli bir CAD yazılımında (Exocad) işlendiğinde, sonuçların Aadvia Ios-Exocad

kombinasyonunun değerleri ile benzer değerler verdiği görülmektedir. Bu çelişkili sonuçlar yorumlanırken, tarayıcıların görüntülemede sahip oldukları çözünürlük özellikleri gündeme gelmektedir. Aadva Ios için, Omnicam AC ve Trios 3 Color tarayıcılarından daha başarılı sonuçlar bulgulayan çalışmalardaki ölçümlerin metodoloji farklılıkları nedeni ile çözünürlük değerlerinde meydana gelen kayıplardan dolayı yürütülen çalışma ile farklı sonuçlar gösterdikleri düşünülmektedir. Yürütülen çalışmada elde edilen sonuçlar incelendiğinde Aadva Ios cihazının yüzey topografisi hassasiyetinde vermiş olduğu düşük değerleri yorumlamak için taramadaki yüzey birleştirme (mesh)  zellikleri üzerinde durulmalıdır. İntraoral tarayıcılar hafif kıvamlı silikon ölçü materyalleri ile kıyaslandığında yüzey birleştirme (mesh)  zelliklerinden dolayı daha düşük hassasiyet gösterdiği saptanmıştır (Osnes C A ve ark., 2019). Konvansiyonel  l   tekniklerinde hafif kıvamlı silikon ölçülerinde, genel olarak ölçüsü alınan prepare edilen diş üzerindeki frez izlerine rastlanabilmektedir. Aynı  l   bir intraoral tarayıcı ile alındığında, bu izleri görmek pek mümkün olmamaktadır. Bunun nedeni, bir intraoral tarayıcının bu detayı yakalayabilmesi için 10-20  m' ye kadar yüzey birleştirme (mesh)  zelliğine sahip olması gerektiği ancak alınan tipik bir intraoral tarama görüntüsünü oluşturan her bir üçgen kenarının 100  m uzunluğa sahip olması durumuyla açıklanabilmektedir. İntraoral tarayıcıların bu noktada, yine çözünürlüklerini ve yüzey birleştirme (mesh)  zelliklerindeki yetersiz hassasiyetlerinin kliniğe yansıyan olumsuzluklarını sorgulayan ve değerlendiren birçok çalışmaya ihtiyaç duyulduğu sonucuna varılabilmektedir. Bu konuda Osnes ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmanın sonuçlarını yorumlarken, ileride yapılacak olan çalışmalarla değerlendirilebilecek, düşük hassasiyetli yüzey birleştirme (mesh)  zellikleriyle çalışan intraoral tarayıcıların, klinik olarak herhangi bir dezavantaj oluşturmadıkları sonucuna varılabileceğinin de altını çizmişlerdir. Bahsedilen bu sonuca varıldığı taktirde, konvansiyonel ölçü teknikleri ile çalışan hekimlerin, hafif kıvamlı silikonlarla farklı teknikler kullanarak uyguladıkları ölçülerinin de anlamsızlaşacağı ve bu tekniğin gereksiz kullanımından vazgeçildiği taktirde, maaliyet ve zamandan tasarruf edilebileceği öngörüsünü de yapmışlardır.

Yürütülen çalışmadaki hipotezin aksine, kullanılan intraoral tarayıcılarla özel formatta elde edilen veriler format değişimine uğramadan CAD yazılımına aktarıldığında daha az veri kaybı meydana gelmiştir. Bu durum, çalışmadaki Omnicam

AC-InLab ve Trios 3 Color-Trios Design Studio kombinasyonlarındaki düşük sapma değeri oranlarıyla da doğrulanmıştır. Çalışmanın sonuçları değerlendirilirken, klinik olarak daha kapsamlı ve çok yönlü değerlendirmeler yapabilmek adına ortalama değerlerinin yanında minimum ve maksimum mesafe sapmaları değerlerinin de önemli bir katkı sağlayacağı belirtilmiştir (Osnes C A ve ark., 2019). Ancak iki yüzeyin karşılaştırılmasında meydana gelen sapmaların değerlendirileceği durumlara, avaraj değerlerinin ele alınmasının, yüzeyin genelini değerlendirirken minimum ve maksimum sapma değerlerinden çok daha anlamlı olacağı da belirtilmiştir. Yürütülen tez çalışmasında değerlendirilen avaraj, minimum ve maksimum mesafe sapma değerlerinin tümünün de önemsenerek göz önünde bulundurulması, çalışmanın çok yönlü değerlendirilebilme imkanını sunmuştur. Ölçüm analizlerindeki farklılıkların, çalışmaların sonuçlarında büyük ölçüde belirleyici olduğu literatürde yürütülen birçok çalışmada da önemle vurgulanmıştır.

Gerçekleştirilen çalışmalarda gösterilmiştir ki, toplanan verilerin değerlendirilmesi aşamasında kullanılan algoritmaların yanlış belirlenmesi durumunda hatalı sonuçlara ulaşılabileceği gibi, dengesiz algoritmaların kullanımı da tüm araştırma sistemini etkilemekte ve yanıltıcı sonuçların elde edilmesine sebep olabilmektedir. Bu durum, tarayıcıların hassasiyet ve çözünürlüklerine bağlı olarak, elde edilen tarama verilerindeki kenar keskinliği, genel keskinlik ve sivrilik ve buna bağlı tarayıcıların klinik olarak kabul edilebilirliğini sorgulayacak olan birçok çalışmaya daha ihtiyaç duyulduğunu vurgulamaktadır.

Yürütülen çalışmada saptanması amaçlanan verilere ulaşılmıştır. Bu sonuçlara göre kullanılan intraoral tarayıcısına bağlı CAD yazılımının kullanılmasının ve açık sistem CAD programları kullanılacağına ise taranan verinin direkt olarak STL formatında elde edildiği tarayıcı kullanımının daha hassas sonuçlar vereceği saptanmıştır. Taranan verinin özel formattan STL formatına dönüştürülmesi basamağında veri kayıplarının muhtemel beklenen bir durum olduğu elde edilen sonuçlarla desteklenmiştir. Çalışma sonucunda daha doğru bir dijital iş akışının sağlanabilmesi ve elde edilen verilerin daha az kayba uğrayarak tedavilerin tamamlanabilmesi amacı ile;

- İnteraoral tarayıcının kendi CAD yazılımının kullanımının daha başarılı sonuçlar vereceği,

-Açık sistem tarafından veri dönüşümüne gerek duyulmadan işlenebilen STL formatlı tarama verisi oluşturan tarayıcıların kullanımının daha başarılı sonuçlar vereceği,

-Özel formatta elde edilen tarama verilerinin STL formatına dönüştürölerek açık sistemli bir CAD yazılımında işlenmesi taktirde, tarama verilerinde bir miktar kayıp oluşmasının kaçınılmaz olacağı saptanmıştır.

6. KAYNAKLAR

Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M ve Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. J Prosthet Dent. 2015; 114(4): 554-559.

Abduo J, Lyons K, Swain M: Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010; 37: 866-876.

Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M ve Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. J Prosthodont. 2018; 27(1): 35-41.

Akbar J H, Petrie C S, Walker M P, Williams K ve Eick J D. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. J Prosthodont. 2006; 15(3): 155-163.

Akın A, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of maxillary anterior single all-ceramic crowns and 2-year randomized controlled clinical trial. J Prosthodont. 2015; 24: 345-350.

Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A ve Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: Effect of implant angulation and connection type. Int J Dent. 2018.

Aragón M L, Pontes L F, Bichara L M, Flores-Mir C ve Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. Eur J Orthod. 2016; 38(4): 429-434.

Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T ve Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. J Prosthodont Res. 2018; 62(3): 324-329.

Arıkan A. Silikon ve Polieter Lastik Esaslı Ölçü Materyalleri. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1986; 3(1): 213-224.

Arnetzl G ve Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. Int J Comput Dent. 2005; 8(4): 273-281.

Baig M R, Tan K B C, Nicholls J I. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010; 104: 216-227.

Barbero B R ve Ureta E S. Comparative study of different digitization techniques and their accuracy. Computer-Aided Design. 2011; 43(2): 188-206.

Benic G I, Elmasry M ve Hämmerle C H. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. Clin Oral Implants Res. 2015; 26: 86-96.

Beuer F, Naumann M, Gernet W ve Sorensen J A. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2009; 13(3): 343.

Birnbaum N S, Aaronson H B, Stevens C ve Cohen B. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*. 2009; 5(4): 70-4.

Chee W W ve Donovan T E. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(5): 728-732.

Chen S Y, Liang W M ve Chen F N. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*. 2004; 32.8: 603-609.

Chochlidakis K M, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen C J, Feng I J ve Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016; 116(2): 184-190.

Christensen G J. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc*. 2009; 140(10): 1301-1304.

Ciesco J N, Malone W F, Sandrik J. L ve Mazur B. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1981; 45(1): 89-94.

Ciobota N D. Standard Tessellation Language In Rapid Prototyping Technology. *Mech Mater*. 2012; 2: 81-85.

Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D VE Morgano S M. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J Prosthet Dent*. 1998; 79(6), 626-631.

Craig R G. Review of dental impression materials. Advances in dental research. 1988; 2(1): 51-64.

D. P. Hart, J. Lammerding and J. Rohaly, 3-D imaging system. 2004; US Patent 0155975 A1.

Dayangaç B. Yüzey pürüzlendirme işleminin ve iki tür simanın inleylerdeki kenar sızıntılarına etkileri. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 1980, Ankara)

DeLong R, Heinzen M, Hodges J S, Ko C C ve Douglas W H. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. J Dent Res. 2003; 82(6), 438-442.

Dinçel M, Gümüş H Ö, Büyük K, Kılınç H İ ve Bilgin M S. 3 boyutlu dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğunun değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 23(3), 366-370.

Eames W B, Wallace S W, Suway N B ve Rogers L B. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent. 1979; 42(2): 159-162.

El-Hakim S F, Beraldin J A ve Blais F. Comparative evaluation of the performance of passive and active 3D vision systems. In Digital Photogrammetry and Remote Sensing. International Society for Optics and Photonics. 1995; 2646: 14-25.

Ender A, Zimmermann M, Attin T ve Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. Clin Oral Investig. 2016; 20(7): 1495-1504.

Fang J H, An X Jeong S M ve Choi B H. Digital intraoral scanning technique for edentulous jaws. J Prosthet Dent. 2018; 119(5): 733-735.

Ferrari M, Keeling A, Mandelli F, Lo G G, Garcia-Godoy F ve Joda T. The ability of marginal detection using different intraoral scanning systems: A pilot randomized controlled trial. Am J Dent. 2018; 31(5): 272-276.

Fisker R, Öjelund H, Kjær R, Van Der Poel M, Qazi A A, Hollenbeck K J, Focus scanning apparatus. International Publication. Patent 2010/145669 A1.

Flügge T V, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger M C. Precision of intraoraldigital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTeroand a model scanner. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2013;144:471-4788.

Galhano G Á P, Pellizzer E P ve Mazaro J V Q. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. J Craniofac Surg. 2012; 23(6): 575-579.

Goracci C, Franchi L, Vichi A ve Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. Eur J Orthod. 2016; 38(4): 422-428.

Güth J F, Edelhoff D, Schweiger J ve Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. Clin Oral Investig. 2016; 20(7): 1487-1494.

Haddadi Y, Bahrami G ve Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*. 2018; 31(4).

Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg J I ve Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco™ and Procera® implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12(4): 271-280.

Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C ve Mangano F G. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017; 17(1): 92.

Joda T, ve Brägger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2014; 25(11): 1304-1306.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T ve Heckman S. Strain situation after fixation of 3-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent*. 2005; 14(1): 157-165.

Keeling A, Wu J ve Ferrari M.. Confounding factors affecting the marginal quality of an intra-oral scan. *Int J Dent*. 2017; 59: 33-40.

Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in office CAD/CAM system. *Quintessenz Int*. 2015; 46:401–407.

Kim R J Y, Park J M ve Shim J S. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*. 2018; 120(6): 895-903.

Kim S. Y, Kim M J, Han J S, Yeo I S, Lim Y J ve Kwon H B. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. J Prosthet Dent. 2013; 26(2).

Kim Y, Oh T J, Misch C E ve Wang H L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005; 16(1): 26-35.

Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L ve Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci. 2009; 117(3): 319-325.

Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P ve Wöstmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. Int J Dent. 2016; 55: 68-74.

Kunavisarut C, Lang L, Stoner B ve Felton D. Finite element analysis on dental-implant supported prostheses without passive fit. Int J Prosthodont, 2002; 11(1): 30-40.

Lee S J ve Gallucci G O. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. Clin Oral Implants Res. 2013; 24(1): 111-115.

Lim J H, Ji-Man P , Kim M, Heo S J ve Myung J Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. J Prosthet Dent. 2018; 119(2): 225-232.

Lindquist T J ve Jeffrey C. In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. J Prosthet Dent. 2001; 85.3: 292-298.

Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L ve Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. Internet J Med Technol. 2011; 5(1): 1-18.

Logozzo S, Zanetti E M, Franceschini G, Kilpelä A ve Mäkynen A. Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. Opt Laser Eng. 2014; 54: 203-221.

Lu H, Nguyen B ve Powers J M. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. J Prosthet Dent. 2004; 92(2): 151-154.

Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schöne C, Quaas S ve Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. Int J Comput Dent. 2002; 5(2-3): 165-176.

Mandikos M N. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J. 1998; 43(6): 428-434.

Mangano F G, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E ve Mangano C. Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. PLoS One. 2016; 11(9): e0163107.

Manocci M, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber post and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent*, 2001; 85: 285-291.

Martínez-Rus F, Suárez M J, Rivera B ve Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(2): 108-114.

Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardó A ve Camps I. Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent*. 2018; 10(4): 361.

Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V ve Beyabanaki E. Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review. *Int J Prosthodont*. 2019; 28(2): 536-544.

Moörmann W H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137: 7-13.

Mostafa N Z, Ruse N D, Ford N L, Carvalho R M ve Wyatt C C. Marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated using conventional and digital methodology: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont*. 2018; 27(2): 145-152.

Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P ve Bumann A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*. 2017; 20(2): 151-164.

Müller P, Ender A, Joda T ve Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016; 47(4).

N. Babayoff, I. Glaser-Inbari, Imaging a three-dimensional structure by confocal focussing an array of light beams, International Publication. 2000; WO Patent 00/08415.

N. Babayoff. Method and apparatus for colour imaging a three-dimensional structure, 2010; US Patent 2010/0208275 A1.

Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K ve Yatani H. In Vitro Study On Marginal And Internal Fit Of Cad/Cam All-Ceramic Crowns. *Dent Mater.* 2005; 24(3): 456-459.

Nedelcu R G ve Persson A S. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(6):1461-147.

Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J ve Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Int J Dent.* 2017; 69: 110-118.

Ng J, Ruse D ve Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3): 555-560.

Olsson S, Bergman B ve Bergman M. Agar impression materials, dimensional stability and surface detail sharpness following treatment with disinfectant solutions. *Swed Dent J.* 1987; 11(4): 169-177.

Ongül D, Gökçen R B, Sermet B ve Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. Aust Dent J. 2012; 57(1): 184-189.

Osnes C A, Wu J H, Venezia P, Ferrari M ve Keeling A J. Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. J Prosthodont Res. 2019.

Papaspyridakos P, Gallucci G O, Chen C J, Hanssen S, Naert I ve Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. Clin Oral Implants Res. 2016; 27(4): 465-472.

Patzelt S B M, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub J R, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. Clin Oral Investig. 2013; 18(6): 1687-1694.

Patzelt S B M, Lamprinos C, Stampf S ve Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. J. Am. Dent. Assoc. 2014; 145: 542-551.

Pawley J B. (2006). Fundamental limits in confocal microscopy. In Handbook of biological confocal microscopy 2. Baskı, Springer, Boston, MA. 2006; 20-42.

Persson M, Andersson M ve Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. J Prosthet Dent. 1995; 74(3): 223-229.

Praça L, Pekam F C, Rego R O, Radermacher K, Wolfart S ve Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. Dent Mater. 2018; 34(11): e280-e288.

Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. Dent Clin North Am. 2017; 61(4): 779-796.

Quadling, H, Quadling, M, ve Blair A. 2010. U.S. Patent Application No. 12/502,598.

Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R ve Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent. 2008; 33(6): 644-650.

Rekow E. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. J Am Dent Assoc. 2006; 137: 5-6.

Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H ve Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. Int J Dent. 2014; 42(6): 677-683.

Schmidt V. 3d dental camera for recording surface structures of a measuring object by means of triangulation. 2010; Patent US20110242281A1.

Schmitt J M. Optical coherence tomography (OCT): a review. IEEE J Sel Top Quantum Electron. 1999; 5.4: 1205-1215.

Scotti R, Cardelli P, Baldissara P ve Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. 2011.

Seelbach P, Brueckel C ve Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. Clin Oral Investig. 2013; 17(7): 1759-1764.

Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber H P ve Zandparsa R. An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. J Prosthodont. 2017; 26(7): 581-586.

Shillingburg H T, Hobo s, Lowell D. Whitsett L D, Jacobi R, Brackett S E. Sabit Protezin Temelleri.Çeviren: Ünsal M K, Üşümez A. 3. Basım, Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2010, s: 145-147.

Shirley L G ve Michael S M. Apparatus and methods for surface contour measurement. 1999; U.S. Patent No. 5,870,191. 9 Feb.

Silveira de Araújo C, Incerti da Silva T, Ogliari F A, Meireles S S, Piva E ve Demarco F F. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. J Contemp Dent Pract.2006; 7(5): 26-33.

Shimizu, S., Shinya, A., Kuroda, S., & Gomi, H. (2017). The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses. Dental materials journal, 36(4), 402-407.

Sones A D. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1989; 62(1): 581-585.

Su T S ve Sun J. Intraoral digital impression technique: A review. J Prosthet Dent. 2014; 3: 313-321.

Su, T. S., & Sun, J. (2015). Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 59(4), 236-242.

Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B ve Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Int J Dent*. 2010; 38(7): 553-559.

Ting-shu S ve Jian S. Intraoral digital impression technique: A review. *J Prosthodont*. 2015; 24(4): 313-321.

Troubridge H O. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent*. 1987; 12(4): 164-172.

Tsirogiannis P, Reissmann D R ve Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016; 116: 328-335.

Ulusoy M.M. ve Aydın K., *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 3. baskı, Yurtmim yayıncılık, Ankara, 2010.

Van der Meer W J, Andriessen F S, Wismeijer D ve Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS One*. 2012; 7(8): e43312.

Villarrubia J S. Algorithm for scanned probe microscope image simulation, surface reconstruction, and tip estimation. *J Res Natl Inst Stand Technol*. 1997; 102: 425-454.

Vogel A B, Kilic F, Schmidt F, Rübel S ve Lapatki B G. Optical 3D scans for orthodontic diagnostics performed on full-arch impressions. *J Orofac Orthop*. 2015; 76(6): 493-507.

Wang W C, McDonald A, Petrie A ve Setchell D. Interface dimensions of CEREC-3 MOD onlays. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2007; 15(4): 183-189.

Yuzabasioglu E, Kurt H, Turunç R ve Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patient's perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*. 2014; 14: 10.

Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B ve Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*. 2016; 20(4): 799-806.

Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W H ve Reich S; Intraoral scanning systems- a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2015; 18: 101-129.

7. EKLER

Ek 1: ÖZGEÇMİŞ

Adı	ÇİSE	Soyadı	EROZAN
Doğum Yeri	Y. GİRNE	Doğum Tarihi	03.03.1992
Uyruğu	KKTC	Tel	0533 865 25 25
E-mail	erozancise@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Yüksek Lisans	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lisans	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Doğu Akdeniz Koleji	2010

İŞ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015-2019

Yabancı Diller	Okuduğunu anlama	Konuşma	Yazma
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ
FRANSIZCA	ORTA	ORTA	ORTA

BİLGİSAYAR BİLGİSİ

Program	Kullanma Derecesi
MICROSOFT WORD	ÇOK İYİ
MICROSOFT POWER POINT	ÇOK İYİ
MICROSOFT EXCEL	ÇOK İYİ