



KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI DİJİTAL TARAYICILAR KULLANARAK ELDE EDİLEN
TAM MAKSİLLER DİŞSİZ ALÇI ÇENE MODEL ÖLÇÜLERİNİN
HASSASİYET VE DOĞRULUĞUNUN İNCELENMESİ**

Diş Hekimi AMMAR KAYSSOUN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. A. NEHİR ÖZDEN

LEFKOŞA

2020

1



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
Eğitimde 40 Yıl

KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI DİJİTAL TARAYICILAR KULLANARAK ELDE EDİLEN
TAM MAKSİLLER DIŞSIZ ALÇI ÇENE MODEL ÖLÇÜLERİNİN
HASSASİYET VE DOĞRULUĞUNUN İNCELENMESİ**

Diş Hekimi AMMAR KAYSSOUN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. A. NEHİR ÖZDEN

LEFKOŞA

2020

3

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 çalışmayla 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. Ammar KAYSSOUN

TEŞEKKÜR

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde geçirdiğim Lisans ve doktora eğitimim boyunca, iyi-kötü her anımda akademisyen kimliğinden öte bir baba gibi yanımda olan, diş hekimliğini ve hayat dair engine bilgi ve tecrübesini esirgemeyen, bize her zaman sabırla aktaran çok kıymetli dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince, tüm tecrübelerini ve bilgisini benimle paylaşan, tezimin her aşamasında bana destek olan, yol gösteren ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum beni ortada bırakmayan, danışmanım canım hocam, Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'a sonsuz teşekkür ederim.

Tez savunma jürime katılarak beni onurlandıran çok değerli hocalarım Prof. Dr. Bengül YURDUKORU, Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU, ve Yrd. Doç. Dr. Simge Taşar FARUK'e tüm katkı ve destekleri için teşekkür ederim.

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

Aynı dönemde doktora başlayıp birbirine bağlı bir aile haline geldiğimiz , dönem arkadaşlarım Dr. Şifa ATABEK, Dr. Çise EROZAN BERK, Dr. Oqba GHAIJGHOUJ, Dr. Mohammad ABUJALALA ve Dr. Wafa RICHI ve öğrenciliğim ve asistanlığım boyunca hem arkadaşlarım hem de kardeşler olarak bana büyük bir güç oldukları için Dr. Mohammad SALEH ve Dr. Mohamad ABDULJALEL sonsuz 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.

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda destek olup, bana olan inançlarını hiçbir zaman kaybetmeyen ve bugün bu noktada olmamı sağlayan bana başarıma gücü veren, hayatım boyunca sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan teşekkürlerin yetmeyeceği canım annem Jihan ABBARA, ailem ve sevgili eşim Saher ALTORK'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bana diş hekimi olmamı tavsiye eden ve diş hekimliğinde ilk adımı atmama destek olan, onun sayesinde bugünlere ulaştığım canım çok değerli rahmetli babam Abdullelah KAYSSOUN'a herşey için ne kadar teşekkür etsem azdır.

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-2018-1-032 Numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİN.....	vi
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar.....	xi
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	3
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Dijital Proteze Bakış ve Giriş.....	6
2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Diş Hekimliğindeki Yeri.....	8
2.3. CAD/CAM Sistemiyle Üretilen Total Protezler.....	10
2.3.1 CAD/CAM ile üretilen total protezlerle konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlerin karşılaştırılması.....	12
2.3.1.1 CAD/CAM ile üretilen total protezlerin konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlere göre avantajları.....	12
2.3.1.2 CAD/CAM ile üretilen total protezlerin konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlere göre dezavantajları.....	14

2.4. Tam Protezin Dijital Ölçümleri.....	15
2.5. Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi.....	16
2.6. Çalışmada Kullanılan Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri.....	17
2.6.1 Bilgisayarlı tomografi.....	17
2.6.2 Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi.....	19
2.6.2.1 Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin avantajları.....	21
2.6.2.2 Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin dezavantajları.....	21
2.6.3 Ağız içi dijital tarayıcı.....	22
2.6.3.1 Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerin avantajları.....	23
2.6.3.2 Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerle ilgili kısıtlamalar.....	25
2.7. Netlik Testi (Hassasiyet ve Doğruluk).....	26
2.8. CMM Referans Tarayıcı.....	27
2.9. STL ve DICOM Formatları.....	29
2.10. Üç Boyutlu Çakıştırma.....	32
2.11. Çalışmanın Amacı.....	33
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	34
3.1. Çalışmada Kullanılan Alçı Modelin Hazırlanması.....	34
3.2. Çalışmada Kullanılan Üç Farklı Tarama Cihazı.....	37

3.3. CMM Cihaz ile Referans Grubunun Hazırlanması.....	39
3.4. Çalışmada Kullanılan Alçı Modelin Tarama İşlemleri.....	44
3.4.1 Çalışmada kullanılan alçı modelin AİDT ile taranması.....	44
3.4.2 Çalışmada kullanılan alçı modelin BT ile taranması.....	45
3.4.3 Çalışmada kullanılan alçı modelin KIBT ile taranması.....	47
3.5. Çıktı Veri Gruplarını Düzenleme ve Toplama.....	48
3.6. Tüm Üç Boyutlu Modellerin Ölçümleri ve Çakıştırmaları için Veri Gruplarının Elde Edilmesi.....	52
3.7. İstatistiksel Analiz.....	53
4. BULGULAR.....	54
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	59
6. KAYNAKLAR.....	69
7. ÖZGEÇMİŞ.....	86

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BT - CT	Bilgisayarlı tomografi - Computed tomography
ANOVA	Analysis of Variance - Varyans Analizi
α	Alfa
μm	Mikrometere
CAD/CAM	Computer-aided design / Computer-aided manufacturing - Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
KIBT	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
AİDT	Ağız içi dijital tarayıcı
3B	Üç boyutlu
CNC	Computerized numerical control - Bilgisayarlı sayısal kontrol
PMMA	Polimetil metakrilat
FOV	Field of view - Görüş alanı
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine - Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
ICRP	International Commission on Radiological Protection Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu

µSv	Microsievert
°	Derece
s	Saniye
CMM	Coordinate measuring machine - Koordinat ölçüm makinesi
N	Newton
STL	Standard Tessellation Language - Standart Mozaik Dili
MRI	Magnetic Resonance İmaging - Manyetik Rezonans Görüntüleme
ICP	Iterative closest point – Tekrarlanan en yakın nokta
gr	gram
g	galon
Ø	Çap
mm	milimetre
IGES	Initial Graphics Exchange Specification – İlk Grafik Değişimi Spesifikasyonu
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines – Düzgün Olmayan Akılcı B- Splineları
kVp	kiloVoltage peak – kilo voltaj en üst nokta

mA miliamper

cm Santimetre

ŞEKİLLER

Şekil 1. Çalışmada kullanılan alçı model hazırlanması. a) Alçı dökülmeden önce referans iğneleri ile elastik kalıp görüntüsü; b) Elastik kalıp içine alçı döküldükten sonra görüntüsü.....	35
Şekil 2. Vibrasyon aleti (Renfert, Hilzingen, Almanya).....	36
Şekil 3. Maksiller dişsiz model elastik kalıptan çıkarıldıktan sonra ve üzerindeki referans noktaları dağılımı görüntüsü.....	36
Şekil 4. Yakın Doğu Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan SOMATOM BT.....	37
Şekil 5. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan ORTHOPHOS SL KIBT.....	38
Şekil 6. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan CEREC AC Omnicam, Sirona ağız içi dijital tarayıcı.....	38
Şekil 7. Matris laboratuvarında (Ankara, Turkey) bulunan DEA Pioneer CMM DEA Pioneer CMM referans tarayıcı.....	39
Şekil 8. CMM cihazına alçı modelin yerleştirilmesi. a) Alçı model, CMM tarama tablasının üzerine yeşil lastik parçaları ile yerleştirilmiş; b) CMM tarama tablasının üzerine çalışma modeli görüntüsü.....	40
Şekil 9. TESASTAR-mp lazer prob görüntüsü.....	41
Şekil 10. Sapma verileri ürettiği görüntüsü.....	41
Şekil 11. CMM'nın prob tipi referans noktaları ile temas görüntüsü.....	42

Şekil 12. Kesişme noktalarını gösteren standart modelin oklüzal görünümü.....	43
Şekil 13. NURBS yazılımı üzerindeki referans noktaları arasındaki ölçümlerin tespiti görünümü.....	43
Şekil 14. Alçı modelin Sirona ağız içi ile taranması; a) Düz bir zemin üzerine yerleştirilen alçı model, AİDT'ila distobukkal alanlardan tarama yaparken; b) AİDT'yı kullanarak sert damak üzerinde yapılan tarama görüntüsü.....	45
Şekil 15. Yakın Doğu Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan SOMATOM BT, yazılım versiyon VA48A (SIEMENS, Erlangen, Almanya) bilgisayarlı tomografi cihazı içerisine düz bir zemine konulan üst çene dişsiz alçı model.....	46
Şekil 16. BT tarama veri siteleri.....	46
Şekil 17. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan ORTHOPHOS SL KIBT, yazılım versiyon 5,12,0 (SIRONA, Bensheim, Almanya) konik ışıklı bilgisayarlı tomografi cihazına yerleştirilen üst dişsiz alçı model.....	48
Şekil 18. AİDT dan alınan STL formatında üç boyutlu model görüntüsü.....	49
Şekil 19. Tomografilerin tek tek kontrol edilme görüntüsü.....	49
Şekil 20. Kontrol işlemi bittikten sonra BT tarama verilerden biri 3B model halde görüntüsü.....	50
Şekil 21. KIBT dan alınan DICOM formatında üç boyutlu model görüntüsü.....	50
Şekil 22. Çapraz karşılaştırmalı taramaların diyagramı. Tarama modelleri T1, T2, vb; ile gösterimi.....	51

Şekil 23. Üst üste binmiş tarama modellerinin renk kodlu sapma haritası.....	52
Şekil 24. Referans noktaları arasındaki mesafe ölçümleri.....	53
Şekil 25. Grupların doğruluk değerlerinin ortalaması ($p > 0,05$). Ortalama $\pm$ Standart Sapma.....	57
Şekil 26. BT veri grubunun ikili karşılaştırmaları. N = 5 tarama. M: Model; ortalama $\pm$ Standart sapma.....	58

TABLÖLAR

Tablo 1. Çalışmada standart model üzerine kullanılan referans noktalarının tanımları..35

Tablo 2. Maksiller dişsiz çene taramaları için ortalama hassasiyet değerleri.....54

Tablo 3. Maksiller dişsiz çene taramaları için minimum sapma değerleri.....55

Tablo 4. Maksiller dişsiz çene taramaları için maksimum sapma değerleri.....56

Tablo 5. Grupların doğruluk değerlerinin ortalaması.....57

Farklı Dijital Tarayıcılar Kullanarak Elde Edilen Tam Maksiller Dişsiz Alçı Çene Model Ölçülerinin Hassasiyet ve Doğruluğunun İncelenmesi

Öğrencinin Adı: Dt. Ammar KAYSSOUN

Danışmanı: Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN

Anabilim Dalı: PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ÖZET

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı, maksiller dişsiz bir modelden ölçü almak için kullanılabilecek üç farklı tarayıcının üç boyutlu değerlendirme yazılımı kullanarak hassasiyet ve doğruluğunun karşılaştırılarak değerlendirilmesidir. **Gereç ve Yöntem:** Referans tarayıcı olarak bir koordinat ölçüm cihazı kullanılarak tam dişsiz modelden konik ışınli bilgisayarlı tomografi, bilgisayarlı tomografi ve ağız içi dijital tarayıcı ile dijital ölçü alınmıştır. Veriler toplanmış ve üç boyutlu değerlendirme yazılımına yüklenmiştir. Tarama çıktıları üst üste bindirilmiş ve tarayıcıların doğruluk ve hassasiyetleri karşılaştırılmıştır. Tüm gruplar arasındaki netlik değerlerini karşılaştırmak (doğruluk) ve gruplar içindeki farklılıkları (hassasiyet) belirlemek için tek yönlü ANOVA kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık, her grup için bağımsız örnek *t*-testi ($\alpha = 0,05$) ile saptanmıştır. **Bulgular:** Ortalama hassasiyet değerleri 3,507 ile -0,293 μm arasında değişmektedir. Her grup için referans taraması ile üst üste binen taramaların analizi karşılaştırıldığında, tüm gruplar arasında doğruluk ve hassasiyet açısından anlamlı bir fark görülmemiştir ($p > 0,05$). Ayrıca, her grup için veri setlerinin ikili karşılaştırmaları yapılmış, hassasiyet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Ancak bilgisayarlı tomografi grubu, çoğu modellerde hassasiyet değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar ($p \leq 0,05$) göstermiştir. **Sonuç:** Üç tarayıcı arasında netlik (doğruluk ve hassasiyet) açısından anlamlı bir fark gözlemlenememiştir. Çalışmada kullanılan tarayıcılar ile tam dişsiz modelin *standard tessellation language* formatına dönüştürülmesi sağlanmıştır. Ancak bu *standard tessellation language* verisinin netlik açısından daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Sözcükler: dijital diş hekimliği, CAD/CAM, dijital tarayıcı, tam protez, hassasiyet.

Comparison Precision and Trueness of Different Scanners for Digitizing a Completely Maxillary Edentulous Gypsum Jaw Model

Student Name: Ammar KAYSSOUN; DDS

Advisor: Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN

Department: PROSTHODONTICS

ABSTRACT

Objective: The aim of this in vitro study was to evaluate the precision and trueness of three different scanners to scan a maxillary edentulous model using three-dimensional evaluation software. **Materials and Methods:** A coordinate measuring machine was used as the reference scanner. Cone beam computed tomography, computed tomography, and an intraoral scanner were used to digitize an edentulous gypsum model. Data were collected and loaded into three-dimensional evaluation software. The scan outputs were superimposed, and the accuracy (trueness and precision) of the scanners were compared. One-way ANOVA was used to compare the accuracy values among all groups (trueness) and to determine differences within groups (precision). Statistical significance was assessed with an independent sample *t*-test ($\alpha = 0,05$) for each group. **Results:** The mean precision values ranged from 3,507 to -0,293 μm . Analysis of the superimposed scans onto the reference scan for each group revealed no significant differences in trueness and precision ($p > 0,05$) among all groups. Further, binary comparisons of the datasets of each group revealed no significant differences ($p > 0,05$) in terms of precision values, except in the computed tomography group wherein significant differences ($p \leq 0,05$) were observed for most models. **Conclusions:** No significant differences were observed in terms of accuracy (precision and trueness) among the three scanners. All scanners were effective in scanning the edentulous gypsum model. In this study, the datasets of complete edentulous scanning models were converted to standard tessellation language format. However, it is concluded that further studies are needed for high levels of accuracy of this standard tessellation language data.

Keywords: digital dentistry, CAD/CAM, digital scanner, complete denture, precision.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tam protezler, ilk ölçülerin oluşturulmasından hasta ağızına yerleştirilmesine kadar bir çok işlemlerden geçerek üretilmektedir. Bu işlemler arasında, ölçü aşamaları en karmaşık olanı olup, zor ve zaman alıcıdır (Yuan ve ark., 2013). Bu karmaşık ölçü işlemini kolaylaştırmak için 1980'lerin ortalarında, bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi ve dijital tarama sistemleri kullanılarak dijital ölçülere yer verilmiştir (Patzelt ve ark., 2013; Seelbach ve ark., 2013; Gan ve ark., 2016).

Ticari olarak temin edilebilen dijital modeller direkt veya indirekt teknikler ile üretilebilmektedir. Direkt teknikte ağız içi tarayıcılar kullanılarak ağız içinden görüntüler elde edilirken, indirekt teknikte, lazer tarayıcı veya bilgisayarlı tomografi (BT) ile ölçü veya alçı modellerin görüntüleri oluşturulmaktadır (Wiranto ve ark., 2013; Westerlund ve ark., 2015; Jiang ve ark., 2016).

Dijital modelin taranması için yeni tarama cihazlarının keşfedilmesi devam ederken, bu cihazların konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT), ve ağız içi dijital tarayıcı (AİDT) gibi mevcut üç boyutlu (3B) görüntüleme teknolojilerinden yararlanılarak gerçek 3B çalışma modelinin oluşturulması sağlanabilmektedir (White ve ark., 2010; Luu ve ark., 2012; Rossini ve ark., 2016).

Dijital tarayıcıların temel özelliği, laboratuvar ve klinik faydalarının yanı sıra, yüksek kalitede bir tarama ölçüsü elde edebilmeyi sağlamaktır (Ting-Shu ve Jian, 2015; Zimmermann, 2015; Gjolvold ve ark., 2016; Goracci ve ark., 2016).

Hassasiyet ve doğruluk kavramları matematiksel bir öneme sahip olmaktadır (Zimmermann ve ark., 2015; Mangano ve ark., 2016; Goracci ve ark., 2016). Hassasiyet, aynı tarayıcılardan elde edilen veri setlerinin karşılaştırılmasıyla belirlenmektedir (Andriessen ve ark., 2014; Guth ve ark., 2016). Doğruluk ise, referans tarama seti ile

tarayıcıdan elde edilen verilerin karşılaştırılmasıyla belirlenmektedir (Patzelt ve ark., 2013).

Dijital ölçülerin, prepare edilmiş olan destek dişlerin ve parsiyel dişsiz çenelerin dijitalizasyonu gibi sınırlı kullanım alanları bulunmaktadır. Tam çene dişsizlik durumlarında hala çeşitli riskler söz konusudur; bunlar ağız içi dokuların anatomik yapılarını da kapsamaktadır; örneğin, vestibülün farklı bölgeleri, palatal damak yüksekliği ve tükürük ile kaplı yüzeyler bu durumları oluşturmaktadır (Fang ve ark., 2018).

Dişsiz modelden, protezin tasarlanması ve üretilmesi için 3B dijital bir döküm oluşturmak amacı ile AİDT, BT ve KİBT tarayıcıları kullanılarak dijitalize edilmesi mümkün olduğu düşünülmektedir (Luthardt ve ark., 2001; Ender ve Mehl, 2013; Jamjoom ve ark., 2018).

Bu tarayıcıların tek üye taramalar üretme konusundaki başarılarına ek olarak, daha geniş bir tarama aralığındaki performansları ve dijital veri setlerini kullanarak tam protez üretme olasılığı ile ilgili az sayıda kanıt bulunmaktadır (Sun ve ark., 2009; Goodacre ve ark., 2012; Patzelt ve ark., 2013; Gan ve ark., 2016).

Dijital dişsiz model elde etmek için bir çok farklı cihaz kullanılabilir. Yapılan çalışmalarda dijital dişsiz modellerin klinik kullanım için güvenilir ve uygulanabilir olduğu gösterilmesine rağmen; hala uygun yöntemlerin ve kullanımın geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Sadece birkaç çalışma, bu tarayıcıların tam dişsiz çeneyi dijitalize etme yeteneğini araştırmış; bu nedenle, bugüne kadar netlik hakkında çok az şey belirtilmiştir (Patzelt ve ark., 2013). Bu nedenle, hem yazılım hem de donanım dahil olmak üzere dijital sistemlerin, daha kapsamlı bir karşılaştırmasının yapılması gerekmektedir (Bell ve ark., 2003).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, diş hekimliğinin en güncel gelişmesi olan dijital diş hekimliği'nin daha doğru kullanılmasına katkı sağlamaktır. Bu amaç göz önünde bulundurularak, bu çalışmada, uyumlu bir tam protez üretmek için, tam maksiller dişsiz alçı bir modelden ölçü almak için kullanılabilecek AİDT, KİBT ve BT tarayıcılarının üç boyutlu değerlendirme yazılım programı kullanarak hassasiyet ve doğruluğunun karşılaştırılması hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dijital Proteze Bakış ve Giriş

Tam dişsizlik, nüfusun ortalama ömrünün artması nedeniyle ABD'de yükselen bir durum olarak gözlenmektedir (Ortman ve ark., 2014). Amerika protez koleji'ne göre, geriatric nüfus için, dişsiz bireylerin dişli bireylere göre 2 kat fazla olduğu belirtilmiştir. Tamamen dişsiz olan yaklaşık 23 milyon insan varken tek çene dişsizliği olan yaklaşık 12 milyon insan bulunmaktadır. Bu hastalar arasında, dişsiz nüfusun sadece yüzde 15'i, her yıl yapılan tam protezlerle tedavi olmaktadır. Bu nedenle, dişsiz popülasyonun %80'inden fazlası şu anda potansiyel olarak uygun olmayan hareketli protezler veya herhangi bir protez kullanmadan yaşamlarını sürdürmektedir. Milyonlarca insan uygun ağız sağlığını ve fonksiyonları sürdürmek için hareketli bir proteze bağımlı olmaktadır (Redford ve ark., 1996).

Ancak bu protezler potansiyel zorluklarında beraberinde getirmektedir. Konvansiyonel tam protez kullananlar; mandibular protezlerinin dengesizliği, yiyecekleri öğütemedikleri, özgüvenlerinin, yaşam kalitesinin, sosyal iletişimin ve genel memnuniyetin azalması gibi günlük olarak çeşitli problemler yaşamaktadır (Emami ve ark., 2009).

Bugün milyonlarca insanın potansiyel olarak bu sorunların üstesinden gelebilecek bir hareketli protez elde edilmesine yardımcı olabilecek yeni teknolojiler kullanarak, bilgisayar ve dijital teknoloji, uygulamalarında CAD/CAM ile üretim yaparak yardımcı olabilecek teknoloji gelişmektedir (Miyazaki ve ark., 2009; Coffey, 2018).

'Dijital Protez' terimi, CAD/CAM esaslı tam protez için entegre bir üretim işlemini tanımlamaktadır. Dijital Protez işlemi IDS 2015'te halka ilk kez tanıtılmıştır. Bu işlemin temel unsurları yenilikçi cihazlar, yazılım programları ve diş teknisyenlerinin ve klinisyenlerin ihtiyaçlarına yönelik koordineli materyalleri içermektedir. Özel olarak tasarlanmış yazılım programları karmaşık çalışma aşamalarını kolaylaştırmaktadır, örneğin: protez dişlerinin yerleştirilmesi gibi (Baba, 2016).

Tam protez üretim işlemleri ilk ölçü, şahsı kaşık yapımı, son ölçü, bazplak ve mum şablonu yapımı, vertikal boyu saptanması, protez dişlerin dizilmesi, prova, muflalama, bitim ve hastaya teslimatından oluşmaktadır. Çok fazla işlem aşaması olan bu uygulamada sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Polimetilmetakrilat 1936'da tanıtıldığından beri, protez üretim yöntemleri 70 yıl boyunca önemli bir gelişme kaydetmemiştir. En önemlisi, bu işlem diş hekimleri için karmaşık ve zor bulunmaktadır (Infante ve ark., 2014).

Sonuç olarak, konvansiyonel yöntem deneyimli protez uzmanları ve diş teknisyenleri gerektirmektedir. Ayrıca, hastaya birçok randevu vermek ve çok miktarda laboratuvar çalışması yapılmak gerekmektedir. Özellikle yaşlı hastalar için birçok kez hastane ziyareti rahatsız edici olabilmektedir. Ayrıca, akrilik rezinler, ideal protez kaide materyalleri için tüm gereklilikleri yerine getirmemektedir (Infante ve ark., 2014).

CAD/CAM teknolojisinin tam protez tasarımına ve üretimine entegrasyonu protezlerin kalitesini artırmaya ve laboratuvar çalışmalarını kolaylaştırmaya yardımcı olmaktadır. CAD/CAM teknolojisi, zaman alan laboratuvar prosedürlerini kısaltıp ortadan kaldırmakta ve böylelikle tekrarlanabilir, hassas ve düzgün protezlerin elde edilmesini sağlamaktadır (Goodacre ve ark., 2018).

CAD/CAM teknolojisine tam protezlerin tasarım ve üretiminin dahil edilmesi ile laboratuvar çalışmaları basitleşmeye ve tam protez üretimini standartlaştırmaya yardımcı olmaktadır. Tam protezlerin üretilmesinde CAD/CAM teknolojinin kullanılması hem hasta hem de uygulayıcı için olumlu faydalar sağlamaktadır (Goodacre ve ark., 2018).

Hastalara protez sağlamak için gereken tedavi zamanı kısaltmak ve hastalar için maliyetlerini düşürmek için bir potansiyele sahip olmakla birlikte, en modern diş malzemelerini kullanarak kaliteli protezler elde etmek umut verici olmaktadır (Coffey, 2018).

Artan bir uyumla sonuçlanan polimerizasyon büzülmesinin azalması, kayıtlı dijital verilerden geliştirilmesi, yedek protezlerin kolay üretimi ve yeni takılan protezin hasta adaptasyon süresinin azalması sağladığı avantajlar arasındadır (Kattadiyil ve ark., 2018; Coffey, 2018).

Klinik kayıtlar birinci randevuda alınır, böylece bitim protezler ikinci bir randevuda hazırlanmaktadır (Baba, 2016; Goodacre ve ark., 2018). Bu iki randevu ile protezi bitirme işlemi her iki taraf için yani hekim ve hasta için yararlı olmaktadır. Diş hekiminin daha fazla kişiye bakım sağlamasına olanak tanır ve potansiyel olarak diş hekiminin tam protez üretimi ile ilgili maliyeti düşürmesine izin vermektedir. Ayrıca, hastanın başından sonuna kadar daha az genel randevu almasına izin vermektedir. Bu, daha az toplam seans süresi, daha az kayıp iş günü ve daha kısa bir tedavi süresi anlamına gelmektedir (Coffey, 2018).

2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Diş Hekimliğindeki Yeri

CAD/CAM Sistemleri, 1950-1960 yıllarında endüstri alanında kullanılmaya başlandığında diş hekimliğinde de gelişmeler olacağı beklenmekteydi. Ancak bilgisayarların hesaplama gücünün sınırlı olması, gigabyte sürücünün henüz olmaması ve kullanılmakta olan CAM sistemlerinin diş hekimliği kullanımı için oldukça büyük olması dental amaçlı kullanıma geçişi geciktirmişti (Kalaycı ve Bayındır, 2015).

Ancak zamanla dental materyallerin estetiği ve güvenilirliği ile ilgili beklentilerin artması, buna bağlı yeni geliştirilen materyallerin konvansiyonel yöntemlerle tam uyumlu olmamaları nedeniyle de yeni üretim teknolojileri ve sistemleri geliştirilmek durumunda kalmıştır (Kalaycı ve Bayındır, 2015).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanındaki ilk kullanımı, 1977 yılında ABD'den Bruce Altschuler'in, optik okuyucular ile ağız içi dokuları bilgisayarda görüntüleyebilmesi ile başlamıştır (Karaalioğlu ve Yeşil Duymuş, 2008).

CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş, hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesine imkan sağlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesi ile; geleneksel ölçü yöntemleri elimine edilmekte, yapılacak restorasyon doğal anatomiye, fonksiyona ve preparasyona göre bilgisayar teknolojisiyle tasarlanmakta, masa başında restorasyon üretilmekte, restorasyonun kalitesi artırılmakta (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi), kayıp ve kırılmalarda tekrar üretime imkan vermekte (duplikat protez) ve daha iyi bir estetik sağlanmaktadır (Christensen, 2001; Kalaycı ve Bayındır, 2015).

CAD/CAM teknolojisinin, diş laboratuvarları açısından da büyük avantajları vardır; çünkü bu sistemle daha kısa sürede, daha yüksek kalitede otomatik fabrikasyon üretimi sağlanmaktadır. Dental CAD/CAM sistemleri, teknik hataları minimuma indirmekte ve klasik çok aşamalı indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon-enfeksiyon tehlikesini azaltmaktadır. Bu avantajların yanında, CAD/CAM sistemlerinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır: CAD/CAM cihazlarının maliyeti yüksek olmakla birlikte, fazla miktarda ve iyi kalitede restorasyon üretimi için finansal kapasite gerekmektedir (Kalaycı ve Bayındır, 2015; Kattadiyil ve ark., 2015).

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin uygulanma alanları; inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tüm seramik kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, hareketli total protezler, implant destekli kron, köprü ve

hibrit alt yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentler, restorasyonların immedat olarak hazırlanabilmesine olanak tanıyan çalışma modellerinin üretilmesi ve maksillofasiyal protezler gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır (Ersu ve ark., 2008; Sun ve ark., 2009; Kattadiyil ve ark., 2015).

2.3. CAD/CAM Sistemiyle Üretilen Total Protezler

Diş hekimliğindeki gelişmeler ve bireylerin ağız sağlığı konusunda bilinçlenmesi ile son 20 yılda dünyadaki dişsiz birey sayısında azalma olduğuna inanılsa da; aslında yaşlı popülasyonundaki (65 yaş üstü) artışa paralel olarak, total dişsizlik sayısı da artmaktadır. Bu durum karşısında, hastaların tedaviden beklentileri de artmaktadır (Petersen ve Yamamoto, 2005; Mumcu ve ark., 2011; Gönüldaş ve ark., 2013).

Dijital teknikle üretilen sabit diş restorasyonları, arzu edilen uzun vadeli sonuçlar verdiğinden dolayı dijital teknik popüler hale gelirken; bu gelişmeler karşısında, dijital teknikle üretilen hareketli total protezlerde gelişmeler oldukça yavaş olmuştur (Costa Lima ve ark., 2014).

Ancak günümüzde implant destekli protezlerin popüler olmasına rağmen, hastaların fizyolojik, anatomik ve/veya ekonomik koşullarına bağlı olarak bu tip protezlerin kullanılmadığı durumlarda alternatif tedavi seçeneği olarak hastaya hareketli protezler sunulmaktadır. Bu nedenle dijital teknoloji alanındaki gelişmeler, hareketli protezlerle tedavi imkanları sağlamıştır (Costa Lima ve ark., 2014; Schwindling ve Stober, 2016).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanına girişi ile birlikte üretilen sabit, implant üstü ve maksillofasiyal protezlerdeki başarı oranının yüksek olması ve büyük oranda teknisyen becerisi gerektiren konvansiyonel yöntem için nitelikli diş laboratuvar teknisyenlerindeki eksiklik hareketli protez alanında CAD/CAM uygulamasının kullanılmasını teşvik etmiştir (Ezzat, 2015).

Maeda ve arkadaşları 1994 yılında total protezlerde bilgisayar destekli tasarım ve üretimle ilgili gelişmeleri araştıran ilk laboratuvar çalışmasını yayınlamıştır. 1997’de Kawahata ve arkadaşları, CNC frezeleme makinesiyle (*computerized numerical control*) mevcut protezleri dijital olarak duplike edilme konseptini keşfetmiştir. Bu makine, dijital ortamda tasarlanan nesnenin görüntüsüne bağlı, materyalin işleme tabi tutulmasını ve böylece istenilen geometrinin elde edilmesini sağlayan bir cihazdır (Maeda ve ark., 1994; Kawahata ve ark., 1997; Ezzat, 2015).

Kanazawa ve arkadaşları 2011’de yürütmüş olduğu bir klinik çalışmada ise, total protez ile yapay dişlerin ölçümü için KIBT cihazı kullanılmıştır. Sonrasında 3B CAD yazılımı kullanılarak, verilerden protez kaidesi ve yapay dişlerden oluşan yeni bir 3B total protez görüntüsü üretilmiştir. Sonrasında elde edilen görüntüden yapay dişlerin görüntüsü kabataslak çıkartılıp, protez kaidesinin görüntüsü sağlanmış ve bu veriler kullanılarak akrilik rezin bloktan, total protez kaidesi üretilmiştir. Ardından hazırlanan kaide üzerine rezin siman aracılığıyla yapay dişler yapıştırılmıştır. Bu çalışmada, master 3B protez görüntüsü ile 3B verilerden üretilen akrilik protez arasında önemsenmeyecek kadar az bir deviasyon olduğu sonucuna varılmıştır (Kanazawa ve ark., 2011).

Goodacre ve arkadaşları 2012 yılında yapmış oldukları yayında, CAD/CAM ile total protez üretimini şu şekilde açıklamışlardır: “Ticari olarak CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilecek olan total protezlerde, protez tabanının morfolojisi ve diş pozisyonlarının kayıtları dijital teknikle taranabilmekte ve bu veriler sanal diş düzenleme programına aktarılmaktadır. Burada dişlerin pozisyonlandırılmasıyla, kaide tasarımı yapılmakta ve sonrasında tasarım üzerindeki dişler kaldırılarak, kaydedilen veriler, frezeleme cihazına aktarılmaktadır” (Goodacre ve ark., 2012).

Sonuç olarak, Bilimsel gelişmelerin hemen her alanı, diş hekimliğinde uygulamaya konu olurken; dijital sistemlerin diş hekimliği alanında kullanımı kaçınılmazdı. Bu amaçla geliştirilen CAD/CAM teknolojisi sabit protezlerde yaygın olarak kullanılmakta ve yüksek başarı oranı göstermekteydi. Ancak gerek tıbbi, gerek

psikolojik, gerek ekonomik ve gerekse sosyal kontrendikasyona bağılı olarak hareketli protezlerle ilgili talepler de artırmıştır. Bu nedenle dijital ortamda üretilen hareketli protezler son dönemde gündeme gelmiştir (Kanazawa ve ark., 2011).

CAD/CAM ile üretilen total protezlerle ilgili olarak geleneksel tekniğe göre dijital sistemin üstünlüğünden bahsedilmektedir; ancak üretim sistemlerinin yeni olmasından ve sistemlerin halen gelişmekte olmasından dolayı yeterli veri bulunmamaktadır (Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012).

CAD/CAM ile üretilen hareketli protezlerde verilerin toplanması ve tasarım aşamaları, karışık bir işlem gibi gözükse de, CAD/CAM cihazlarının yaygınlaşması, kullanıcıların deneyimi, sistemlerin mevcut avantajları, deneyimli teknisyenlerdeki eksiklik ve hastaların talepleri doğrultusunda CAD/CAM ile üretilen hareketli protezlerin gelecekte yaygınlaşacağı düşünülmektedir (Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012).

2.3.1. CAD/CAM ile üretilen total protezlerle konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlerin karşılaştırılması

2.3.1.1. CAD/CAM ile üretilen total protezlerin konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlere göre avantajları

- Konvansiyonel yöntemle üretilen total protezler en az 5 seansta tamamlanırken; CAD/CAM üretim sistemlerinden olan AvaDent ve Dentca sistemleri en az 2, Wieland ve Ceramill sistemleri ise en az 3 seansta tamamlanmaktadır. Böylece, randevu sayısındaki azalmanın yanında, klinikte geçirilen süre de azalmış olmaktadır. Bu durum özellikle kliniğe gelmede ulaşım sıkıntısı yaşayan hastalar açısından önemlidir (Kattadiyil ve ark., 2015).

- Dijital sistemlerde seans sayısının artırılmasıyla, konvansiyonel yöntemlerde olduğu gibi hekime geçici protez provası için imkan sağlanmaktadır. Böylece protez

değerlendirilerek, gerektiği takdirde diş modifikasyonları yapılabilir (Baba, 2016).

- Dental ünite geçirilen sürenin azaltılması, diş hekiminin iş yükünü de azaltmaktadır. Bu durum hekimin bu sürede daha fazla hasta bakabilmesine olanak sağladığından dolayı, kazanç da artmaktadır (Schwindling ve Stober, 2016).

- Diş teknisyenlerine olan ihtiyacın azalmasına bağlı, laboratuvar çalışmalarındaki yoğunluk azalmaktadır (Schwindling ve Stober, 2016).

- Konvansiyonel yöntemlerin aksine *AvaDent* ve *Wieland* sistemlerinde, prepolimerize PMMA (*Polymethyl methacrylate*) bloklarının frezeleme yöntemiyle kullanımına bağlı polimerizasyon büzülmesi ortadan kaldırılmakta, doku uyumu iyileştirilmekte, dayanıklılık artırılmakta ve üstün kalite kontrol sağlanılmaktadır. Buna bağlı olarak da manipülasyon süresi azaltılmaktadır (Baba, 2016).

- PMMA bloklarının yapısından dolayı rezidüel metilmetakrilat monomerlerinde azalma görülmektedir. Buna bağlı olarak, protez yüzeyinde mikroorganizmaların (*C.albicans*) kolonizasyonu azaldığından, enfeksiyon riski en aza indirilmektedir (Kattadiyil ve ark., 2015).

- Dijital verilerin depolanabilme özelliğine bağlı, protezin yenilenmesi gereken kompleks kırıklarda veya protez kayıplarında, işlemin kolayca tekrarlanabilmesine (protezin duplikasyonuna) olanak sağlanmaktadır. Ayrıca depolanan veriler, gelecekte implant planlaması için hastaya cerrahi veya radyografik şablon hazırlamak amacıyla kullanılmakta; böylece hastaya uygulanacak implantların açıları belirlenmektedir (Schwindling ve Stober, 2016).

- Konvansiyonel yöntemlere göre dijital sistemde verilerin depolanabilmesi, klinik araştırmalarda kullanılacak olan çalışma gruplarında standardizasyonu sağladığından, değişken faktörler ortadan kaldırılmaktadır (Baba, 2016).

- Dijital sistemlerin üretim masrafları, geleneksel yöntemle benzer olmasından dolayı kaliteden ödün verilmeden dijital yöntemle protez elde edilmektedir (Kattadiyil ve ark., 2015).

2.3.1.2. CAD/CAM ile üretilen total protezlerin konvansiyonel yöntem ile üretilen total protezlere göre dezavantajları

- Konvansiyonel yöntemle göre dental yazılım kullanarak uyumlu protezin elde edilmesi zor olduğundan, balansın sağlanabilmesi için dişler son seansta klinik olarak tekrar değerlendirilmelidir (Schwindling ve Stober, 2016).

- Frezeleme yöntemi ile elde edilen dijital protez kaidelerinde, dişlerin kaide üzerine bağlanabilmesi için güçlü bonding ajanlara ihtiyaç olmaktadır (Baba, 2016; Schwindling ve Stober, 2016).

- Dijital teknikle üretilen total protezlerde yapay dişlerin, ağzın ve yüzün uyumlu kombinasyonu için çeşitli kayıtlar, transferler ve tekrar değerlendirme aşamaları gerekmektedir. Bu nedenle dijital teknik, geleneksel yöntemlere göre daha karışık bir işlem olarak kabul edilmektedir (Baba, 2016; Schwindling ve Stober, 2016).

Kattadiyil ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada (2015), *Loma Linda* Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki 15 diş hekimliği öğrencisine, 15 total dişsiz hasta için hem dijital yöntemlerle hem de geleneksel yöntemlerle maksiller ve mandibular 2 set hareketli total protez hazırlatmışlar. Ardından üretilen konvansiyonel ve dijital protezler, hastaların memnuniyeti ve diş hekimi öğrencilerinin tercihi gibi kriterlere göre fakülte tarafından ayrı ayrı değerlendirilip, puanlanılmıştır. Değerlendirme sonuçlarına bakıldığında ise, her alanda dijital protezlerin konvansiyonel protezlere göre belirgin derecede yüksek puanlara sahip olduğu görülmektedir (Kattadiyil ve ark., 2015).

2.4. Tam Protezin Dijital Ölçümleri

Elektronik teknolojisi, dijital teknoloji ve diş hekimliği alanında uygulanan ileri üretim teknolojisi sayesinde, teşhis ve tedavide dijitalleşme protezlerde önemli bir trend haline gelmiştir. Restorasyonlarda, özellikle seramik kronlarda, sabit ve hareketli diş protezlerinin üretiminde CAD/CAM kullanılmıştır (Baba, 2016).

Yayınlanan az sayıda makale, intraoral ve ekstraoral dijital ölçümlerden üretilmiş diş protezlerinin, birçok yönden konvansiyonel ölçümlerden daha belirgin avantajlar sergilediğini göstermiştir (Goodacre ve ark., 2012; Bilgin ve ark., 2015).

Tam protez üretiminin konvansiyonel metodu 80 yıldan uzun süredir kullanılmaktadır ve tekniği beş aşamalı bir işlem sürecidir:

- İlk ölçüleri almak
- Son ölçüleri almak
- Dikey boyut kayıtlarının saptanması
- Protez dişlerin dizilmesi ve denenmesi
- Tam protezlerin yerleştirilmesi (Infante ve ark., 2014; Baba, 2016).

İlk konvansiyonel silikon ölçülere dayanan dişsiz protez restorasyonlarının tasarımı ve üretimi için pek çok CAD/CAM sistemi mevcuttur (Luthardt, 2002). Bu durumlarda, ilk ölçülerden bir alçı model yapılır ve alçı model ekstraoral tarayıcı platformuna sabitlendiği ekstraoral tarama için gönderilir. Bu, dişsiz hastalar için konvansiyonel ölçüler yapmak için zaman kazandırır ve malzeme maliyetini düşürür (Galhano ve ark., 2012; Ting-shu ve Jian, 2015).

2.5. Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi

On dokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar kafatasının 3B ölçümü kuru kafatasları üzerinde yapılmaktaydı. Bu ölçümler anatomistler ve antropolojistler tarafından günümüzde de bilinen pek çok iskeletsel nokta ve düzlem kullanılarak yapılmaktaydı (Curry ve ark., 2001).

Wilhelm Konrad 1895'te Roentgen x-ışını olarak adlandırdığı enerjiyi keşfetmiştir. Tarihte elde edilen ilk radyograf ise Roentgen'in eşi Bertha Roentgen'in el radyografıdır. Bu buluş Roentgen'e 1901'de fizik alanındaki ilk *Nobel* ödülünü kazandırmıştır (Curry ve ark., 2001).

Hounsfield ve arkadaşları tarafından 1967-1972 yılları arasında geliştirilen BT, 1972'de tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu buluş Sir Godfrey Newbold Hounsfield'e 1979'da tıp alanında *Nobel* ödülünü kazandırmıştır (Zonneveld ve Hanafée, 1988).

BT'nin 1972'de kullanılan tipi 1 Jenerasyon olarak adlandırılmıştır. Zaman içerisinde 2, 3 ve 4 jenerasyon BT cihazları tanıtılmıştır. Ancak bu cihazlarla üç boyutlu rekonstrüksiyon yapmak mümkün olmamıştır. Daha sonra üretilen Spiral BT üç boyutlu rekonstrüksiyona imkan vermiştir (Ono ve ark., 1992).

Diş hekimliğinde 1980'lerde çok önemli gelişmeler sağlanmıştır ve konvansiyonel radyografiler, yerlerini dijital radyografilere bırakmıştır (Erdem ve Şenel, 2006).

Dijital radyografi tekniğinde konvansiyonel teknikte kullanılan film bazlı radyograflar yerine x-ışınlarına duyarlı sensörler kullanılır ve görüntü bilgisayar ortamına aktarılır (Ağlarıcı ve Yılmaz, 2010).

1990'lı yıllarda üç boyutlu KIBT'nin geliştirilmesi ile diş hekimleri iki boyuttan üçüncü boyuta geçme şansı elde etmişlerdir (Scarfe ve Farman, 2008).

Protetik diş tedavi pratiğinde 1990'larda bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile önemli değişimler olmuştur. Dental arkların küçük ve basit aygıtlarla 3B görüntülenebilmesi mümkün olmuştur ve pek çok firma bu amaca yönelik sistemler geliştirip piyasaya sunmuşlardır. Bu sistemlerde bir intraoral scanner ve verinin aktarılıp üç boyutlu modelin oluşturulacağı bilgisayar sistemi yer almaktadır (Keser ve Kocadereli, 2004).

2.6. Çalışmada Kullanılan Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri

Dental restorasyonlar için CAD/CAM işleme aşamaları, klinik durumun ölçümleri almakla başlamaktadır. Bu amaçla, alçı modellerin ekstraoral dijitalizasyon veya intraoral dijitalizasyon kullanılabilmektedir.

2.6.1. Bilgisayarlı tomografi

Godfrey Hounsfield tarafından 1972 yılında geliştirilmiştir. En basit şekilde oluşturulan BT tarayıcısı; yelpaze şeklinde x-ışını üreten x-ray tüpü ve hastadan geçen fotonların sayısını ölçen sintilasyon dedektörleri ile iyonizasyon bölümlerinden oluşmaktadır (White ve Pharoah, 2009).

Birinci nesil konvansiyonel bilgisayarlı tomografi tarayıcıları görüntüleri kesit kesit elde eden tek bir ışın kaynağı ve dedektörden oluşmaktadır. İkinci nesilde dedektörler multidedektördür; ancak bunlar devamlı değildir (Kau ve Richmond, 2010).

Üçüncü nesil BT'lerde x-ışını tüpü ve sensörler işlem sırasında birlikte hareket ederek ve hasta etrafında dönerken, dördüncü nesil cihazlarda x-ışını tüpü tamamen sabit sensörlerin etrafında tek başına dönebilmektedir. Bu sayede sensörler tekrar ışınlanabilir duruma geçmek için zaman kazanmaktadır (MacDonald-Jankowski ve Li, 2006).

Beşinci nesil (Bazen altıncı nesil olarakta bilinir) cihazlar ise hareket ve dağılmış artifaktları azaltmak için üretilmiştir. Son iki jenerasyondaki gibi bu cihazlarında dedektörleri sabit şekilde bulunmaktadır (Kau ve Richmond, 2010).

Bu çalışmada Somatom BT tarama (SIEMENS, Erlangen, Almanya), birçok aksiyal dilimi yeniden oluşturarak, hastanın anatomisinin üç boyutlu görüntülerini oluşturabilen dijital bir tarayıcı tekniği olarak kullanılmıştır. Üç boyutlu tarama, klinisyenlerin kemikli mimariyi, sinirleri, eklemleri, sinüsleri ve diğer yapıları geleneksel düz radyografilerden çok daha fazla görselleştirmelerini sağlamaktadır (Worthington ve ark., 2010).

Yeni jenerasyon BT taramaları, fan şeklinde ışın 360° etrafa yayılan bir radyasyon kaynağını döndürerek hastanın uzun eksenine dik eksenel görüntüler üretmektedir. Dedektörler, konuyu ileten röntgenleri yakalar ve veriler bilgisayar tarafından işlenmektedir. Yumuşak dokuların, kemik ve kan damarlarının bir kombinasyonunun görüntülerini sağlaması bakımından benzersiz bulunmaktadır (Worthington ve ark., 2010). BT taramaları, çoklu kesitsel görüntüler yapıldığında en alt alveolar kanalları tanımlayabilmektedir (Todd ve ark., 1993).

BT taramalarının hem ön hem de arka alan için aynı, yatayda %0 ila %6 arasında, dikey boyutta %0-4 arasında değişen büyütme etkisi ile çok doğru oldukları gösterilmiştir (Reddy ve ark., 1994; Surapaneni ve ark., 2013).

Yüksek çözünürlüklü dental BT, diş implantasyonu için alternatifleri belirlemek üzere alveolar kemiğin ve bitişik yapıların panoramik, kesitsel ve 3B yeniden biçimlendirilmiş görüntülerini, alveolar sırtın kemik yüksekliği ve genişliği hakkında doğru bilgi sağlayan görüntüler oluşturabilmektedir (Schwarz ve ark., 1987).

Dental BT'nin avantajları süperimpozisyonların ortadan kaldırılmasını içermektedir. Ayrıca, iki doku (yani kontrast çözünürlük) arasındaki opaklık farklarının ayrılmasına izin verir ve daha fazla görüntü projeksiyonu veya düzlemsel reformlar gerçekleştirilebilmektedir (Lam ve ark., 1995; Surapaneni ve ark., 2013).

2.6.2. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi

KIBT tarama teknolojisi daha yaygın ve daha az maliyetli hale geliyor; Bu çalışmada Orthophos SL KIBT tarama (SIRONA, Bensheim, Almanya) kullanılmıştır; Çoğu dental röntgen ekipmanı, çeşitli üreticilerde farklı özelliklere sahip ve çeşitli formatlarda mevcut bulunmaktadır. Çoğunlukla, hasta ayakta veya oturmuş olarak muayene edilir ve bu makineler panoramik unite olarakta kullanılabilmektedir. Yakalanan veri hacmine "görüş alanı" (*FOV*) denilmektedir (Dawood ve ark., 2009).

Tarayıcılar, tüm kafatasından birkaç dişe sahip sadece küçük bir hacme kadar değişen görüntü hacimlerine uygun bulunmaktadır. Daha büyük hacimler ışına maruz kaldıkça veya çözünürlük arttıkça, x-ışını dozu arttırmak gerekecektir. Benzer şekilde, yine de büyük olan dijital dosyaların boyutu, daha yüksek görüntü çözünürlüğü ve daha büyük *FOV* kullanıldığında artacaktır. Büyük dijital taramalar işlemek ve görüntülemek zahmetlidir ve sonunda daha fazla depolama alanı gerektirmektedir. Veri depolama güvenliği de klinik yönetim açısından dikkate alınması beklenmektedir (Dawood ve ark., 2009)

KIBT, dental radyografik görüntüleme, tanı ve tedavi planlamasında popüler olan bir BT çeşididir. KIBT, x-ışınının fan şeklinden ziyade konik olması nedeniyle BT'den farklı olmaktadır. Sensör ve x-ışını kaynağı, BT'de olduğu gibi, denek etrafında bir tur atmakta ve hasta daha az radyasyona maruz kalabilmektedir. Görüntü kalitesi genellikle kemik ve yumuşak doku arasındaki yüksek kontrastlı alanlar için yeterlidir ancak yumuşak doku türlerini ayırt etmek için yetersiz bulunmaktadır (Miracle ve Mukherji, 2009).

Diş hekimliğinde KIBT görüntüleme, üç boyutlu veri sitesi, gerçek boyutlu veriler, iki boyutlu görüntüler oluşturma potansiyeli, BT'den daha düşük radyasyon dozu, ofis içi görüntüleme, DICOM (*Digital imaging and communications in medicine*) formatına uyumluluğu ve diğerleri dahil olmak üzere geleneksel dental radyografiye kıyasla birçok avantaj sunmaktadır. Ayrıca düşük kontrast aralığı, sınırlı yumuşak doku bilgisi, hareket artefaktları tüm veri setini etkilediği, konvansiyonel filmlere kıyasla artan radyasyon dozu, dağınık radyasyondan artan gürültü gibi sınırlılıkları bulunmaktadır (De Vos ve ark., 2009).

KIBT görüntüleri BT'den anlamlı derecede daha düşük bir dozda elde edilir. 2005 Uluslararası radyolojik koruma komisyonu'ndaki (ICRP) etkin doz hesaplamalarına dayanarak, kafanın tipik bir çoklu dedektör BT taraması için dozaj yaklaşık 1000-2000 μSv 'dir, oysa KIBT üniteleri, 13-498 μSv arasında değişen dozlardadır ve çoğu ünite ile 30-80 μSv aralığı kapsamaktadır (Miracle ve Mukherji, 2009).

KIBT üniteleri için etkili doz, çoğu durumda BT'den çok daha düşüktür. ICRP tarafından sağlanan matematiksel modeli kullanarak, “Çenelerin KIBT'sinden ölümcül malignite riski 100,000'de 1 ile 350,000'de 1 arasında bulunmaktadır. Bu risk yetişkin bir hastaya uygun olarak saptanmaktadır. Ortodontide hastaların çoğu çocuktur ve risk daha yüksektir” (Jacob ve ark., 2004; Roberts ve ark., 2009).

Bu nedenle, KIBT ile konvansiyonel BT arasındaki olumlu farklılığa rağmen, hastaların risk altında olmadığı eşik bir doz konusunda net kanıtlar elde edene kadar, radyografinin hastalar için küçük fakat gerçek bir risk içerdiği unutulmamalıdır (Ludlow ve ark., 2008; Warren, 2011).

2.6.2.1. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin avantajları

Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin avantajları aşağıda belirtilmiştir. Bunlar;

- Maliyeti: fazla yer kaplayan ve maliyeti yüksek olan BT'ye göre daha ucuzdur ve daha az yer kaplamaktadır (Hodez ve ark., 2011).
- Işınlama süresi: KIBT'de 360°'lik tek bir rotasyonun her 1 derecesinde elde edilen görüntülerle BT'de olduğu gibi hızlı (ortalama 10-70s) bir şekilde görüntüleme sağlanmaktadır (Scarfe ve ark., 2006).
- Düşük radyasyon dozu: KIBT'lerde primer x-ışını demetinin kolimasyonu ile ışınlanan alanın boyutunun küçülmesi radyasyon dozu seviyesini en aşağıya indirmektedir (Scarfe ve ark., 2006).
- Görüntü kalitesi: uzaysal çözünürlük açısından görüntü kalitesi voksel boyutu tarafından belirlenir. Voksel boyutu küçük ise uzaysal çözünürlük daha iyi bulunmaktadır (Hodez ve ark., 2011).

2.6.2.2. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin dezavantajları

Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin dezavantajları aşağıda belirtilmiştir. Bunlar;

- Artefakt oluşumu: BT'lere göre daha az artefakt oluşturmaya rağmen artefakt oluşumu KIBT'nin dezavantajları arasında bulunmaktadır (Scarfe ve Farman, 2009).
- İstenmeyen hasta hareketleri nedeniyle görüntü bozuklukları oluşmaktadır (Scarfe ve Farman, 2009).
- Yumuşak dokunun görüntülenmesinde sınırlı olmaktadır (Scarfe ve Farman, 2009).

2.6.3. Ağız içi dijital tarayıcı

Birinci ağız içi tarayıcı sistemi 1986 yılında Moermann ve ekibi tarafından geliştirilmiştir. Bu ekibin tasarladığı sistem Sirona dental şirketi tarafından 1987 yılında CEREC sistemi adı altında tanıtılmış ve ilk ticari CAD/CAM sistemi olarak piyasaya sunulmuştur (Brandestini ve Moermann, 1989).

Daha sonraki süreçte CEREC sisteminin tarayıcıları geliştirilmiş, aynı zamanda bu konuda çalışan bazı başka firmalar da ürünlerini piyasaya sürmeye başlamıştır. CEREC 1 sistemi piyasaya ilk intraoral dijital ölçü ve CAD/CAM cihazı olan Duret sistemi ile birlikte 1987'de çıkmıştır. CEREC 1 sistemini takip eden CEREC 2 ve CEREC 3 sistemleri de geliştirilmiştir. CEREC 3 sisteminde marjinal kenar algılama ve belirleme özellikleri geliştirilmeye başlamıştır. Yapılan birçok çalışma ve gelişmenin ardından, 4 nesil ürünleri olan CEREC AC Bluecam cihazı piyasaya sunulmuştur (Baheti ve ark., 2015). Onu takiben Danimarkalı 3-Shape firması 2011 yılında ağız içi dijital tarayıcısını tanıtmıştır (Zimmermann, 2014).

Daha sonra 2012 yılında bu çalışmada kullanılan olan OMNİCAM cihazı (SIRONA, Bensheim, Almanya) piyasaya sunulmuştur. Omnicam'ın görüntüleme tekniği, bir çeşit devamlı görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte elde edilen ardışık görüntü verileri 3 boyutlu renkli model oluşturmaktadır. Yüzey kaplama işlemi uygulamadan tarama yapılabilmesi ve doğal renklerle üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi, Omnicam'ın en fazla öne çıkan özellikleri olarak değerlendirilmektedir (Baheti ve ark., 2015).

İlk duyuruldukları andan itibaren günümüzden birkaç yıl öncesine kadar birçok kişi tarafından gelişme potansiyeli olan bir uygulama alanı olarak görülen ve gözaltında tutulan dijital diş hekimliği uygulamaları, günümüz diş hekimliğinde artık yüksek hassasiyet ile dijital ağız içi taramalar yapılabilmektedir. Bugün gelinen noktada, üç

boyutlu dijital modeller mesleğimizin geleceğini şekillendirmeye başlamıştır (Baheti ve ark., 2015).

Bu sistem sadece dişlerin topografik karakteristiğini değil aynı zamanda geleneksel ölçü ile elde edilen detayın tamamını hem ağız içini, hem de alçı modelleri tarayarak elde edebilmektedir (Ender ve Mehl, 2012).

2.6.3.1. Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerin avantajları

Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerinin dezavantajları aşağıda belirtilmiştir. Bunlar;

- Ağız içi taramayla alınan ölçüleri işlem esnasında canlı olarak izleme, hatalı ve eksik kısımları anlık olarak teşhis ederek düzeltmek mümkün olmaktadır. Konvansiyonel tekniklerle alınan ölçülerdeki sorunlar ise ancak ölçü alındıktan sonra, hatta bazen alçı model incelenirken fark edilir ve genellikle tamamen yeni bir ölçü alınmasını gerekmektedir (Kravitz ve ark., 2014).
- Ölçünün yetersiz olduğu durumlarda, ölçü karıştırma veya kaşık hazırlama gibi bir işleme gerek olmadan kolayca tekrar ölçü alınabilmektedir. Ayrıca kaşık seçimi, ölçü maddesi seçimi, ölçünün ağızdan çıkarılırken distorsiyonu veya kaşıktan ayrılması gibi potansiyel sorunlar da bulunmamaktadır (Rheude, 2005).
- Ölçünün herhangi bir bölgesinde sorun olması halinde, sadece o bölge dijital olarak kesilerek uzaklaştırılabilir ve sadece o bölgenin yeniden taranmasıyla ölçü yeniden düzenlenebilmektedir (Kravitz ve ark., 2014).
- Ağız içi tarayıcıların kolayca temizlenebilen ve hatta bazen otoklavlanabilen tarama uçları bulunmaktadır. Bazı tarayıcılarda daha da pratik olan tek kullanımlık kılıflar kullanılabilir. Bu durum, ölçü kaşıklarının ve ölçülerin temizlenmesi ve dezenfeksiyonu işlemlerine kıyasla çok daha pratik bulunmaktadır (Cevidanes ve ark., 2006).

- Klinik ve laboratuvar arasında kontamine haldeki konvansiyonel ölçüler ve alçı modeller yerine dijital modellerin transfer edilmesi, klinik ile laboratuvar arasındaki çapraz enfeksiyon riskini de minimuma indirmektedir (Kravitz ve ark., 2014).
- Ağız içi tarayıcılar ile elde edilen dijital modellerin aşınması, bozulması veya transferi esnasında kırılması, kaybolması gibi riskler bulunmamaktadır. Arşivlenen modeller geriye dönük olarak ilk günkü halinde elde edilebilmektedir (Akyalçın ve ark., 2013).
- Dijital modellerin transferi ve erişimi fiziksel modellere göre çok daha hızlı yapılabilmektedir (Rheude, 2005).
- Dijital modellerin saklanması için fiziksel bir alan gereksinimi ihtiyaç olmamaktadır. Bu sayede çok daha fazla veri dâhili belleklerde kolaylıkla arşivlenebilmektedir. Fiziksel modellere ihtiyaç olması halinde ise, model kazıyıcılar veya üç boyutlu yazıcılar gibi dijital veri işleyebilen cihazlar kullanılarak dijital ölçülerden fiziksel modeller elde edilebilmektedir (Cevitanes ve ark., 2006).
- Dijital modelleme sistemleri kullanıldığında ölçü materyalleri ve model alçısı gibi birçok materyalin kullanımına gerek kalmaz ve bu sayede hem maliyetler düşürülür hem de materyal kullanımı en aza indirilerek tasarruf sağlanmaktadır (Zaruba ve ark., 2013).
- Dijital tarayıcılarla farklı zamanlarda aynı hastadan alınan ölçüler bir takım yardımcı programlar vasıtasıyla üst üste çakıştırılarak, hastanın ağzında zaman, fonksiyon, patolojik durumlar veya tedavi işlemlerine bağlı olarak meydana gelen birçok değişimin takibi ve analizi yapılabilmektedir (Zaruba ve ark., 2013).
- Güncel tarayıcı sistemlerin bazılarında tarama işleminde dokuların gerçek renklerini temsil edecek şekilde tarama yapılmaktadır. Bu özellik, dokuların renklerinin zamana bağlı değişimlerini tespit etmek ve yorumlamak için kullanılabilmektedir (Cevitanes ve ark., 2006).

2.6.3.2. Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerle ilgili kısıtlamalar

Ağız içi dijital tarayıcı sistemlerinin kısıtlamaları aşağıda belirtilmiştir. Bunlar;

- Ağız içi dijital tarayıcılar ile ölçü alma işlemi de, bütün diğer klinik uygulamalar gibi ön eğitim gerektiren bir işlemdir. Yeni kullanıcılar genellikle ilk denemelerde kendilerini mutlu eden sonuçlarla karşılaşmamaktadır. Tarama esnasında eğiticiler ve tecrübeli kullanıcılar tarafından kolay ve doğal bir hareketler serisi gibi yapılan ve seyredirken herhangi bir disiplin çerçevesinde yapılmış gibi görünmeyen tarama işlemi, aslında eğitim ve kullanım tecrübesine dayalı bir sistematik yöntem dâhilinde yapılmaktadır. Eğiticiler tarafından tarif edilen ve klinik tecrübeyle geliştirilmesi gereken tarama tekniği, hassas bir dijital ölçü elde etmek için önemli bir kriterdir. Bu hareket yollarının öğrenilmesi bir miktar zaman alır ilk başta öğrenme eğrisi son derece düzdür. Bu nedenle, ilk baştaki zorlanmaya rağmen denemeye devam ederek tekniğin idealize edilmesi gerekmektedir (Ender ve Mehl, 2012).
- Ağız içi tarama sistemleri hala pahalı sistemlerdir. Bu nedenle fiyat/fayda oranı birçok potansiyel kullanıcı için henüz makul olmamaktadır. Ancak son yıllarda birçok farklı firmanın sektöre girmesi nedeniyle yakın gelecekte tarayıcı fiyatlarının ucuzlaması beklenmektedir (Ender ve Mehl, 2015).
- Farklı ağız içi tarayıcıların farklı çalışma sistemleri vardır ancak hali hazırda kullanılan bütün teknolojilerin ortak noktalarından bir tanesi, taranan bölgenin yeterli netlikte ölçüsünü elde edebilmek için belirli tarama şablonlarına uygun hareket etme gerekliliğidir. Bu gereklilik hem model taraması için hem de ağız içi taramalar için geçerlidir. Burada tarama şablonu şeklinde ifade edilen, tarayıcı kamera taranan bölge içinde hareket ettirilirken, yüksek netlikteki görüntüyü elde etmek için uyulması gereken hareket yoludur. Ancak bu şekilde tarama işlemi boyunca elde edilen görüntüler üst üste çakıştırılarak eksiksiz ve yeterli veri büyüklüğüne sahip hassas ölçüler elde edilebilmektedir.

Genellikle bu tarama şablonu oklüzalden başlayıp oklüzal yüzey boyunca devam eder, daha sonra kesintisiz şekilde lateral yüzlerin bir tarafında devam edilir, en sondan diğer lateral yüze geçilir ve son olarak oklüzalden ters yönde ilerlenip ilk başlanan noktaya gidilerek sonlanmaktadır. Tarama şablonu içerisinde bulunması muhtemel olan; mandibuler anterior bölge gibi çok dik eğimli bölgeler veya damak mukozası gibi çok belirgin yapılar barındırmayan bölgelerde hassas bir tarama yapmak bir hayli zor olabilmektedir. Kullanıcılar, kullanım talimatlarını biliyor olmakla birlikte sadece bu tariflere göre hareket etmemeli, kendi kullandıkları tarayıcı sistem için en uygun yöntemi tespit etmeye çalışması beklenmektedir (Ender ve Mehl, 2015).

2.7. Netlik Testi (Hassasiyet ve Doğruluk)

Netlik, ister doğal dişlerle ister implantla, protezdeki tüm klinik uygulamalarda anahtar oluşmaktadır (Abduo ve Elseyoufi, 2018; Medina-Sotomayor ve ark., 2018). Ölçümlerde ve mühendislikte netlik, “ölçülen bir miktar değeri ile ölçülen bir gerçek miktar değeri arasındaki uyuşmanın yakınlığı” olarak tanımlanmaktadır. Sonuçta netlik; doğruluk ve hassasiyet toplamı olmaktadır (Abduo ve Elseyoufi, 2018; Medina-Sotomayor ve ark., 2018).

Genellikle eğilim olarak ifade edilen doğruluk, “bir test sonucunun beklentisi veya bir ölçüm sonucu ile gerçek bir değer arasındaki uyuşmanın yakınlığıdır”. (Mangano ve ark., 2016; Imburgia ve ark., 2017).

Hassasiyet, “belirtilen koşullar altında aynı objeler üzerinde tekrarlanan ölçümlerle elde edilen endikasyonlar veya ölçülen miktar değerleri arasındaki uyuşmanın yakınlığı” olarak tanımlanmaktadır (Mangano ve ark., 2016; Imburgia ve ark., 2017).

Başka bir deyişle, ideal tarayıcı yeniden yapılandırabilmeli ve bu nedenle taranan obje yüzeyini mümkün olduğunca doğru bir şekilde üretebilmeli, yüksek hassasiyete sahip olmalıdır; ve aynı objeyi tararken herhangi bir sapma olmadan tutarlı ve tekrarlanabilir sonuçlar verilmelidir (Mangano ve ark., 2016; Medina-Sotomayor ve ark., 2018).

Aynı arkın farklı taramalarını birbiri ardına çıkartmak, bu 3D modelleri kaydetmek ve tersine mühendislik yazılımı ile üst üste bindirmek, bir tarayıcının hassasiyetini *in vivo* olarak ölçmek için yeterli olmaktadır. Bu bağlamda, modeller arasındaki minimum sapmalar, tarayıcının yüksek hassasiyetini göstermektedir. Bunun yerine *in vivo* olarak doğruluğu hesaplamak daha zordur. Bunu yapmak için, tersine mühendislik yazılımı aracılığıyla taramaların üst üste konabilmesi için referans bir modele ihtiyaç duyulmaktadır (İmburgia ve ark., 2017; Mangano ve ark., 2016). Bugüne kadar, referans bir model, sadece koordinat ölçüm makineleri (CMM'ler) gibi karmaşık makinelerle oluşturulabilmektedir (Mangano ve ark., 2019).

2.8. CMM Referans Tarayıcı

Bu çalışmada kaide yüzeylerinde 3B koordinatlarını toplamak için *DEA Pioneer* CMM kullanılmıştır. CMM ilk sert problemlerle ve daha sonra dokunma tetiklemeli problemlerle kullanılır, bu koleksiyon kalibrasyon, muayene, proses kontrolü veya mühendislik gelişimi için kullanılan sınırlı sayıda noktadan oluşmaktadır (Moor, 2007; Mangano ve ark., 2019).

Günümüzde, tarama problemleri, CMM'lerin sadece parçaları daha hızlı ölçmelerine izin vermekle kalmamakta, aynı zamanda bir ürünün fiziksel özelliklerini normalde bir teknik çizimde ifade edilenden daha detaylı olarak analiz edebilmeleri için verileri daha hızlı bir şekilde toplamaktadır. Bu özellik CMM'lerin bir parçanın yüzeyini yüzey pürüzlülüğü seviyesine kadar ölçmelerini sağlamaktadır. Bu detaylı seviyesine ulaşmak için, çalışma parçası yüzeyindeki verilerin yoğunluğu, konvansiyonel inceleme

faaliyetleri için gerekenden daha yüksek olmalıdır ve sonuçların ölçüm belirsizliği makul olarak elde edilebildiği kadar düşük olmalıdır. CMM görevine spesifik ölçüm belirsizliklerini tahmin etmek ve sonra düşürmek için yeni yöntemler geliştirilmelidir çünkü mevcut teknikler sınırlı yetenek ve faydaya sahip olmaktadır (Moor, 2007; Mangano ve ark., 2019).

CMM probu ölçüm için önemlidir, probdan kaynaklanan etkileri azaltmak için kalibrasyonuna çok dikkat edilmesi gerekmektedir (Phillips, 1995; Moor, 2007). Sürekli tarama problemleri, çalışma parçası ile yalnızca verilerin toplandığı ayrı noktalarda temas eden dokunma tetiklemeli problemlerin kontrast ölçüm sırasında parça yüzeyi ile teması korunmalıdır. Çoğu tarama problemleri ve bazı noktadan noktaya problemler, probun yer değiştirmesi ile orantılı olan bir çıkış sinyali üreten analog dönüştürücü bulunmaktadır. Tarama sondasının doğrusal bölgesinin boyutu, belirli bir sondalama hızı için prob doğruluğunu sınırlar. Daha büyük bir doğrusal bölge, probun parça yüzeyindeki hızlı değişikliklere daha doğru tepki vermesini sağlamaktadır (Moor, 2007).

Bu çalışmada *TESASTAR-mp* prob kullanılmıştır. Bu prob iki ana parçadan oluşmaktadır: bağlantı modülü ve probun kendisi. Bu parçalar; 0,1 µm'lik yeniden konumlandırma tekrarlanabilirliğini garanti eden ve yeniden tanımlama işlemine gerek duymayan otomatik veya manuel prob değiştirme işlemlerine olanak sunan, manyetik bir bağlantı yöntemi ile bir araya getirilmektedir. 0,055 ile 0,10 N arasında değişen ölçüm kuvvetine sahip dört farklı model bulunmaktadır. M8 bağlantı yuvaları sayesinde neredeyse tüm prob kafalarına kolayca monte edebilmektedirler. Bu tip problemlerle kullanılmak üzere özel olarak tasarlanmış olan *TESASTAR-pr* ile birlikte kullanıldığında *TESASTAR-mp*, parça koordinatlarının hızlı ve doğru şekilde ölçülmesi için ideal bir cihaz haline gelmektedir (Moor, 2007).

Tarama probu teknolojisinin avantajı, tarama işleminin belirli bir zaman süresinde on ila elli kat daha fazla veri vermektedir. Bu nedenle, tarama problemleri, yüzeylerin kontur ve formlarını ölçmek için çok uygun bulunmaktadır. Ek veri

yoğunluğu aynı zamanda düşük bir ölçüm belirsizliği ile sonuçlanmaktadır. Prob yüzeyle temasta kaldığından, performans, çalışma parçası / prob ara yüzünün pürüzlülüğüne, süreksizliklerin ve yağlanmasına bağlı olmaktadır (Wilhelm ve ark., 2001).

Bir CMM, makinenin performansına katkıda bulunan hem donanım hem de yazılım bileşenlerine sahiptir. ve birçok endüstriyel alanda hizmet veren bir sistemdir. Havacılık araba ve benzeri birçok alanda yüzey algılama ve 3 boyutlu veri elde edip replikasyon amacı ile kullanılmaktadır (Moor, 2007).

Donanım bileşenleri, prob başını, CMM platformunu ve kontrol devresini içerir. Yazılım, operatör arayüzü yazılımı, değerlendirme yazılımı ve denetleyici yazılımını içermektedir. Operatör arayüz yazılımı, operatörün bir ölçüm planı oluşturmasını sağlamaktadır. Değerlendirme yazılımı toplanan verileri yorumlar ve çalışma parçası boyutlarının bir değerlendirmesini sağlamaktadır. Operatör bilgisayarda tipik bir ölçüm planı oluşturur ve daha sonra kontrol cihazına aktarmaktadır. Kontrolör yazılımı, istenen verileri toplamak için CMM mekanik sistemleri ile arayüz oluşturmaktadır. Veriler daha sonra kontrolörden bilgisayara geri gönderilir, burada operatör tarafından seçilen değerlendirme programları verileri yorumlar ve sonuçları kullanıcıya geri göndermektedir (Breyer ve Ohnheiser, 1994; Moor, 2007).

2.9. STL ve DICOM Formatları

STL (*Standard Tessellation Language*) dosyası, 3B modeller hakkında bilgi depoları sağlamaktadır. Bu format, herhangi bir renk, doku veya diğer ortak model niteliklerini temsil etmeden sadece 3B bir objenin yüzey geometrisini tanımlamaktadır. Bu dosyalar genellikle 3B modelleme işleminin bir ürünü olarak CAD programı tarafından oluşturulmaktadır. STL dosya formatı, 3B yazdırma için en çoğunlukla kullanılan dosya formatıdır. 3B dilimleyici ile birlikte kullanıldığında, bilgisayarın 3B yazıcı donanımı ile iletişim kurmasını sağlamaktadır. Basit başlangıcından beri, STL

dosya formatı birçok CAD yazılımı paketi tarafından benimsendi ve desteklendi ve bugün hızlı prototipleme, 3B yazdırma ve CAD/CAM için diş hekimliğinde geniş alanda kullanılmaktadır (Ramiro ve ark., 2019).

Hastanın dental topografyası ve optik tarayıcılarla yakalanan morfoloji, genellikle tedavi planlama, uygulama ve dokümantasyon sürecinde çok önemli olan 3B görüntü dosyası biçiminde kaydedilmektedir. Farklı 3B görüntü dosyaları vardır ve bunlar arasındaki farklılıkları bilmek önemlidir. Diş hekimliği alanında en çok bilinen ve en çok kullanılan STL dosyasıdır. Bu tip bir dosya 3B şirket sistemler tarafından oluşturuldu, ve kısaltma, stereolitografi veya standart üçgen veya standart mozaik dili anlamına gelmektedir (Kato ve Ohno, 2009).

Bu dosya tipi, belirli bir 3B objenin geometrisi ile ilgili bilgileri depolar, ancak doku ve / veya gölgeyle ilgili bilgileri içermemektedir. Bu nedenle, bu dosya diş hekimliği alanının ötesinde aşırı popüler bulunmamaktadır. Bu tür bir dosya için başka bir sınırlama, hastalar hakkında herhangi bir “metadata” veya kişisel bilgi içermemektedir. Bu nedenle, bu yasal açıdan yararlı olsa da, STL dosyalarının DICOM dosyaları gibi hasta verilerini depolayan dosyalarla değiştirilmesine yönelik bir eğilim bulunmaktadır (Ramiro ve ark., 2019).

DICOM, radyolojik görüntülerin ve diğer tıbbi bilgilerin bilgisayarlarla görüntü elde eden çeşitli cihazlar arasında ve ayrıca farklı üreticiler tarafından üretilen çeşitli ekipman ve yazılım sistemleri arasında iletim için standart olmaktadır (Kurbad ve Kurbad, 2013).

Bir DICOM görüntü dosyası, x-ışını görüntüsünü veya bir dizi görüntüyü (örneğin, çok dilimli bir KIBT görüntüleme çalışması) ve önceden seçilebilen standartlaştırılmış terimlerin bir "kütüphanesinden" seçilen hasta ile ilgili bilgileri içermektedir. DICOM kütüphanesi, değişen tanımlama standartlarını yansıtabilecek şekilde geniş ve sürekli olarak güncellenmektedir. DICOM uyumlu bir görüntü dosyasının,

Adobe Photoshop yazılımında oluşturulan “katmanlı” dosyaya veya veride “set” veya meta dosyaya gömülü bilgileri içeren bir *JPEG*'e benzer olduğu düşünülebilmektedir (Burgess, 2015).

Hastaneler tarafından geniş çapta kabul görmüştür ve diş hekimleri ve doktorlar gibi daha küçük uygulamalara yol açmaktadır. DICOM, modern radyolojik görüntülemenin gelişiminde merkezi olmuştur: DICOM, BT, KIBT, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve radyasyon terapisi gibi görüntüleme yöntemleri için standartları içermektedir. DICOM, görüntü değiştirme, görüntü kompresyon, üç boyutlu görselleştirme, görüntü sunumu ve sonuç raporlama protokollerini içermektedir (Kahn ve ark., 2007).

VRMesh Stüdyo'nun (VirtualGridInc, Bellevue, WA, ABD) ana bileşenlerinden biri, tıbbi BT veya KIBT taramalarını kullanarak 3B (STL) modellerinin oluşturulmasıdır. Yaşam boyu hasta anatomisinin 3B baskısı için dosyaları dışa aktarma imkanı sunmaktadır. Yazılım, görüntülerin doğru hasta çıktıları için kolayca temizlenmesi sağlayan görüntü optimizasyon özellikleri içermektedir. STL modelleri hem hasta modelleri hem de DICOM medikal görüntülerinden cihazlar için oluşturulabilmektedir. Bir tıbbi cihazın mevcut modelleri, hastanın anatomisine uyumu özelleştirmek için yazılıma da alınabilmektedir. Doğru 3B baskı için modelin tasarımı optimize edilebilir ve dışa aktarılabilir. Yazılım, endüstriyel BT ve KIBT tarayıcıları DICOM verileri ve STL modelleri ile uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. Üçüncü taraf yazılımlarda oluşturulan STL modelleri, taramalarla birlikte içe aktarılıp üst üste getirilebilmektedir. Oradan, CAD / CAM işlemi için kişiselleştirme gereksinimlerinizi karşılamak üzere son tasarım ve STL ihracatına yönelik modelleme, kesim ve pürüzsüz modeller mümkün olmaktadır (Kahn ve ark., 2007; Burgess, 2015).

2.10. Üç Boyutlu Çakıştırma

Üç boyutlu modeller bulunduktan sonra, çıkartılacak özneliklerin benzer anlamlar ifade etmesi için modeller çakıştırılmaktadır; yani aynı yer, boyut, ve poza getirilmektedir. Çakıştırma, kütle merkezi ve referans noktaların belirlenmiş bir noktaya çekilmesi ile başlamaktadır. Daha sonra üç boyutlu modeller birbirleriyle aynı poza sahip olacak şekilde çakıştırılmaktadır. Bu iş için iki temel yol kullanılmaktadır. Birinci yol modellerde tanımlanan bazı kontrol noktalarının tamamen çakışmasını sağlayacak deformasyon modelidir (İrfanoğlu ve ark., 2004).

Bu şekilde deforme edilen modeller ortalama modele deformasyon oranında benzedikleri için tanınmayı sağlayan özellikler yavaş yavaş kayıp olmaktadır. İkinci yol modelleri deforme etmeden çakıştırmaktadır. Bu iş için en sık kullanılan teknik *Iterative closest point* (ICP) algoritmasıdır. Bu algoritmada iki nokta kümesi arasında bire bir ilişkiler bulunur ve noktaların karşılık geldikleri noktalarla aralarındaki uzaklıkların toplamının geliştirmesine çalışmaktadır (Besl ve Mckay, 1992).

Üç boyutlu yazılımların desteklenmesiyle birlikte çalışmacı tarafından tanımlanmış noktalar üzerinde farklı zamanlarda alınmış görüntülerin çakıştırılması yapılabilmektedir (Cevidanes ve ark., 2006).

Geleneksel çakıştırma yöntemi anatomik noktaların, düzlemlerin ve konturların iki boyutlu çakıştırılmasını içerir. 3B yazılım programlarının kullanılması farklı zamanlarda alınmış görüntülerin subvoksel düzeyde karşılaştırılmasını sağlar. Bilgisayara aktarılan bu görüntüler üzerinde yapılan ölçümler sayesinde doğruluk ve hassasiyet değerlendirmesi de yapılabilir (Mah ve ark., 2011). Farklı zamanlarda elde edilen dijital dental modellerinde çakıştırmalarını yapmak mümkün olmaktadır (Cevidanes ve ark., 2006).

2.11. Çalışmanın Amacı

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, diş hekimliğinin en güncel gelişmesi olan dijital diş hekimliği'nin daha doğru kullanılmasına katkı sağlamaktır. Bu amaç göz önünde bulundurularak, bu çalışmada, uyumlu bir tam protez üretmek için, tam maksiller dişsiz alçı bir modelden ölçü almak için kullanılabilecek AİDT, KIBT ve BT tarayıcılarının üç boyutlu değerlendirme yazılım programı kullanarak hassasiyet ve doğruluğunun karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Protetik olarak farklı dijital tarayıcılar kullanılarak tam dişsiz çene modellerinden veri elde edebilmek ve bu verileri toplamak için farklı tarayıcıların (KIBT, AİDT ve BT) kullanılmasıyla hassasiyet ve doğruluğun etkilenebileceği ve netliğin yeterli olacağı da çalışmanın hipotezlerini oluşturmaktadır. Ayrıca tam dişsiz bir modelin dijitalleştirilememesi bu çalışmanın boş hipotezine işaret etmektedir.

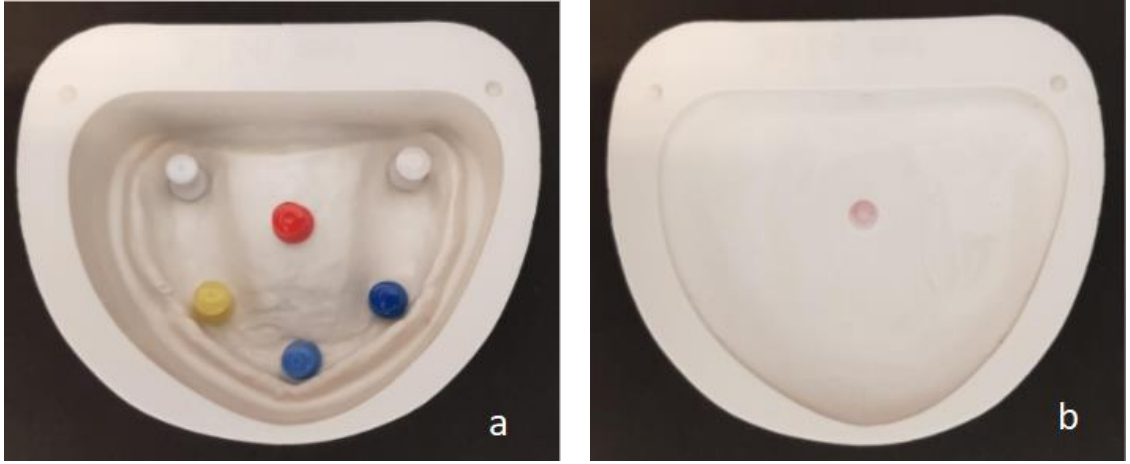
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *in vitro* araştırma Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Alçı Modelin Hazırlanması

Maksiller dişsiz alçı model standart kauçuk bir kalıptan (Frasaco B-3 NMG, Almanya) elde edilmiştir (Şekil 1b). Ölçüm yapılacak olan altı farklı anatomik referans noktası (Tablo 1) için önceden kumlama yapılmış olan küçük, sivri iğne uçları kalıp içine yerleştirilmiştir (Şekil 1a). Yerleştirme işlemi sırasında iğnelerin ucundaki plastik kısmın hizasına kadar gömülmesine dikkat edilmiştir.

Sert alçı (ABS, İstanbul, Türkiye) üretici firmanın talimatları doğrultusunda (100 gr toz + 30 g distile su) hazırlanmış ve vibrasyon aleti (Renfert, Hilzingen, Almanya) (Şekil 2) kullanılarak kalıp içerisine dökülmüştür. Tavsiye edilen tam sertleşme süresi olarak 1 saat beklenildikten sonra, standart alçı model elastik kalıptan çıkarılmıştır (Şekil 3).



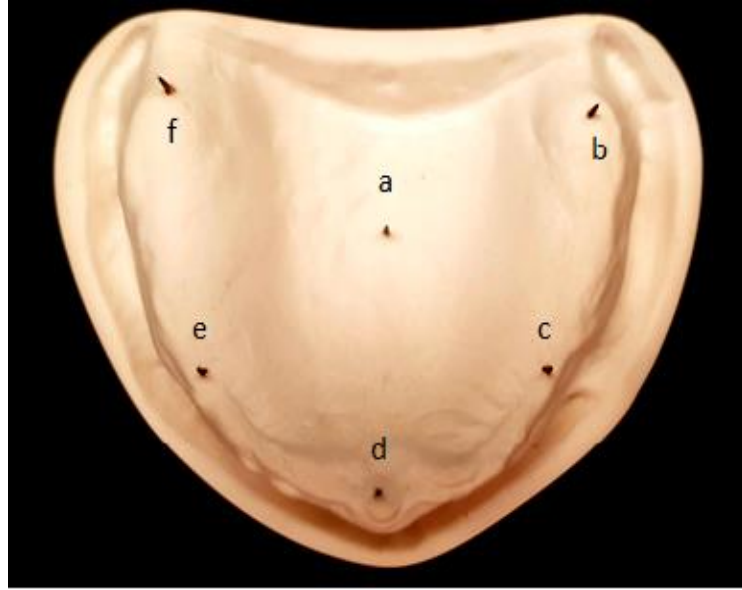
Şekil 1. Çalışmada kullanılan alçı model hazırlanması. a) Alçı dökülmeden önce referans iğneleri ile elastik kalıp görüntüsü; b) Elastik kalıp içine alçı döküldükten sonra görüntüsü.

Tablo 1. Çalışmada standart model üzerine kullanılan referans noktalarının tanımları.

a	Sert damak ortasına
b	Sağ maksiller tüberosite
c	Sağ bukkal frenulum
d	Labial frenulum
e	Sol bukkal frenulum
f	Sol maksiller tüberosite



Şekil 2. Vibrasyon aleti (Renfert, Hilzingen, Almanya).



Şekil 3. Maksiller dişsiz model elastik kalıptan çıkarıldıktan sonra ve üzerindeki referans noktaları dağılımı görüntüsü.

3.2. Çalışmada Kullanılan Üç Farklı Tarama Cihazı

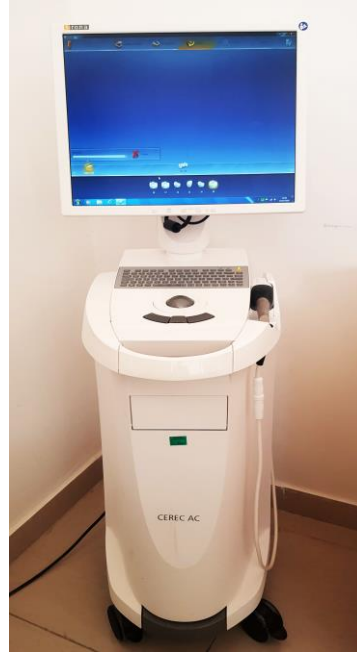
Çalışmada üç boyutlu dijital modeller, üç farklı tarama yöntemiyle elde edilmiştir. Yakın Doğu Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan SOMATOM BT, yazılım versiyon VA48A (SIEMENS, Erlangen, Almanya) bilgisayarlı tomografi cihazı; Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan ORTHOPHOS SL KIBT, yazılım versiyon 5,12,0 (SIRONA, Bensheim, Almanya) konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı; ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki CEREC Omnicam Dental GmbH, yazılım versiyon 4,4,1 (SIRONA, Bensheim, Almanya), Sirona ağız içi dijital tarayıcı kullanarak güncel olarak dijital veriler kayıt altına alınmıştır (Şekil 4, 5, 6).



Şekil 4. Yakın Doğu Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan SOMATOM BT.



Şekil 5. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan ORTHOPHOS SL KIBT.



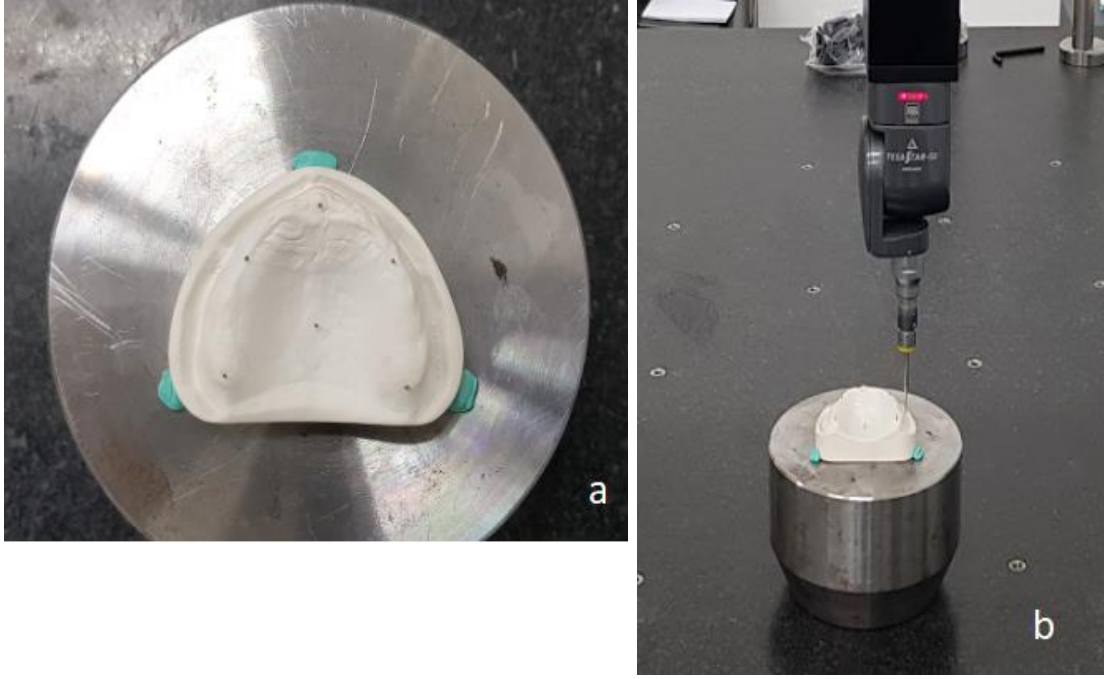
Şekil 6. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan CEREC AC Omnicam, Sirona ağız içi dijital tarayıcı.

3.3. CMM Cihaz ile Referans Grubunun Hazırlanması

Kontrol grubu için referans tarayıcı olarak, Matris laboratuvarında (Ankara, Türkiye) bulunan DEA Pioneer CMM (4,2 mikrometreye kadar hassas, Hexagon, Italya) kullanılmıştır (Şekil 7). Kontrol modeli için CMM ile doğrudan dijital tarama elde edilmiştir (CMM T1). Elde edilen alçı model düz bir tarama masasına yerleştirilmiştir (Şekil 8b) ve ölçüm işlemi sırasında herhangi bir yer değiştirmeyi önlemek için model tabanının sınırlarında yeşil lastik parçaları ile sabitlenmiştir (Şekil 8a).



Şekil 7. Matris laboratuvarında (Ankara, Türkiye) bulunan DEA Pioneer CMM DEA Pioneer CMM referans tarayıcı.



Şekil 8. CMM cihazına alçı modelin yerleştirilmesi. a) Alçı model, CMM tarama tablasının üzerine yeşil lastik parçaları ile yerleştirilmiş; b) CMM tarama tablasının üzerine çalışma modeli görüntüsü.

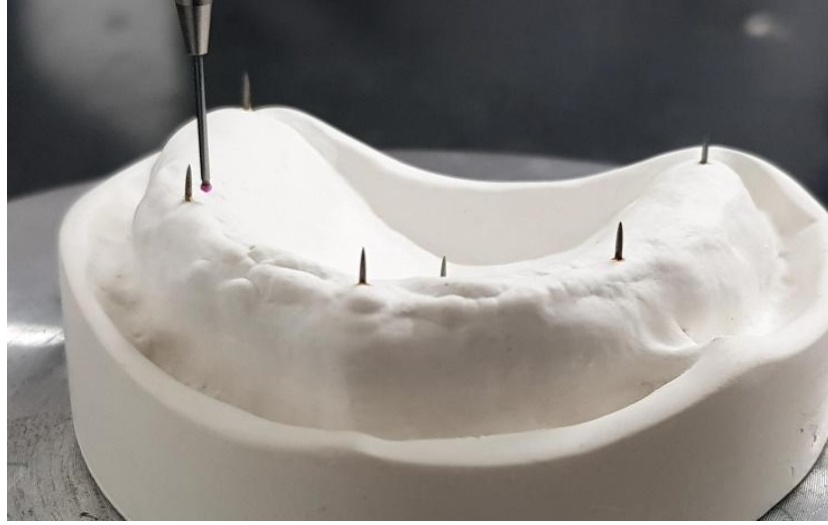
Bir yakut top ucu ile yönlendirilmiş modeldeki referans noktaları arasındaki mesafeleri kaydetmek için bir lazer probu (TESASTAR-mp, Ø 0,5 mm) kullanılmıştır (Şekil 9). Tarama probu, yüzeylerin konumunu elde etmek için tarayıcı konumu ile birleştirilebilen sürekli sapma verileri üretmektedir (Şekil 10). Tarama işlemi sırasında, prob ucu 0,055 N kuvvetle temas etmekte ve yüzey boyunca x-y-z koordinatlarında işlem yaparak veri toplamaktadır (Şekil 11).



Şekil 9. TESASTAR-mp lazer prob görüntüsü.



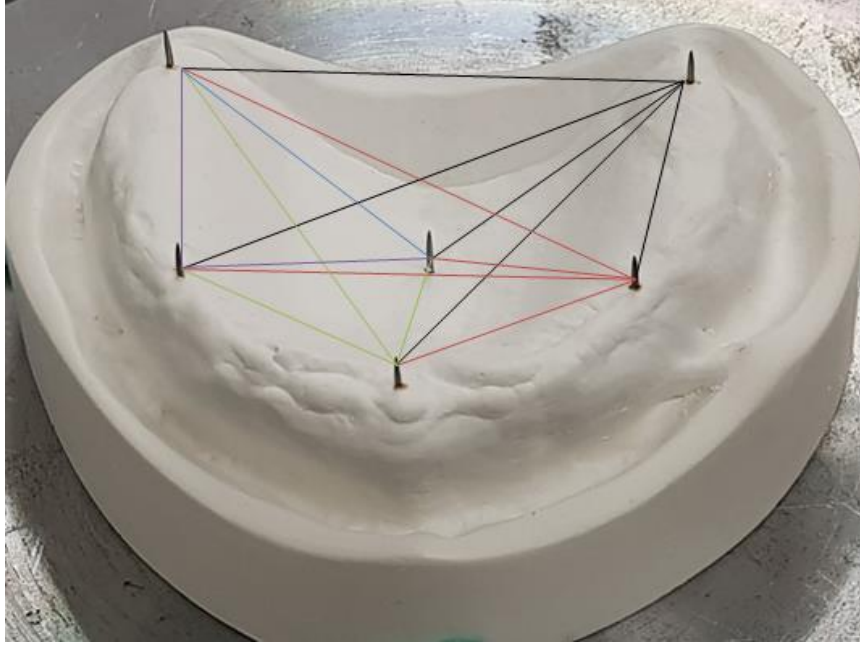
Şekil 10. Sapma verileri ürettiği görüntüsü.



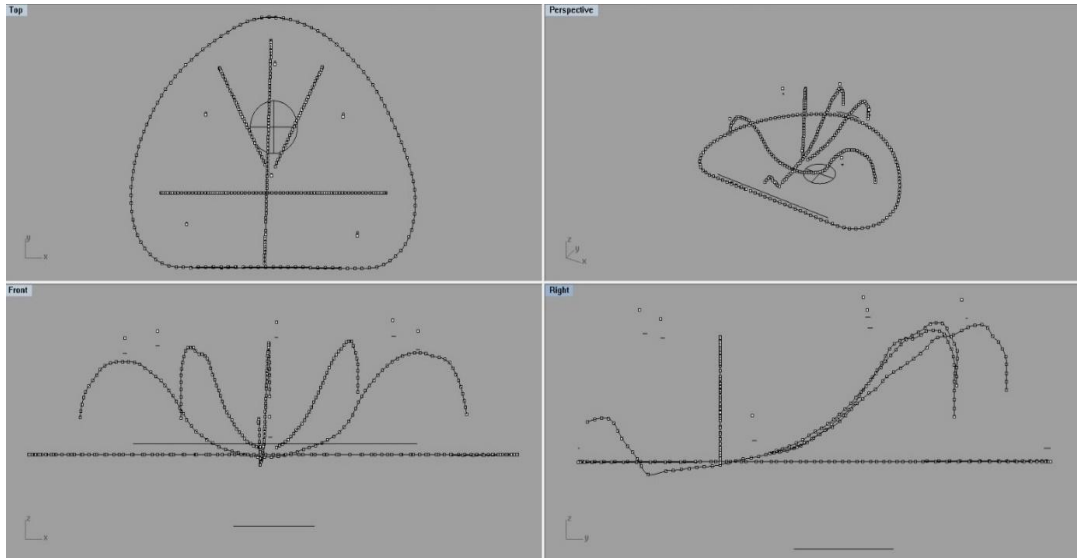
Şekil 11. CMM'nın prob tipi referans noktaları ile temas görüntüsü.

Ölçüm işlemi boyunca, prob ucunu referans noktaları arasında belirli bir aralıkta tutulması gerekir. Ayrıca, CMM her kesişme noktası arasındaki mesafe, örneğin a-b, a-c, a-d, a-e ve a-f ölçümleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 12).

On beş dakika boyunca veri toplandıktan sonra, tüm çıktılar 3B model üzerinden referans noktaları arasında elde edilen ölçümleri işlemek ve bunları düzenlemek için *Initial Graphics Exchange Specification (IGES)* formatındaki *non-uniform rational B-splines (NURBS)* yazılımına yüklenmiştir (Şekil 13). Çalışmadaki kontrol verileri (CMM T1) olarak tanımlanmıştır.



Şekil 12. Kesişme noktalarını gösteren standart modelin oklüzal görünümü.



Şekil 13. *NURBS* yazılımı üzerindeki referans noktaları arasındaki ölçümlerin tespiti görünümü.

3.4. Çalışmada Kullanılan Alçı Modelin Tarama İşlemleri

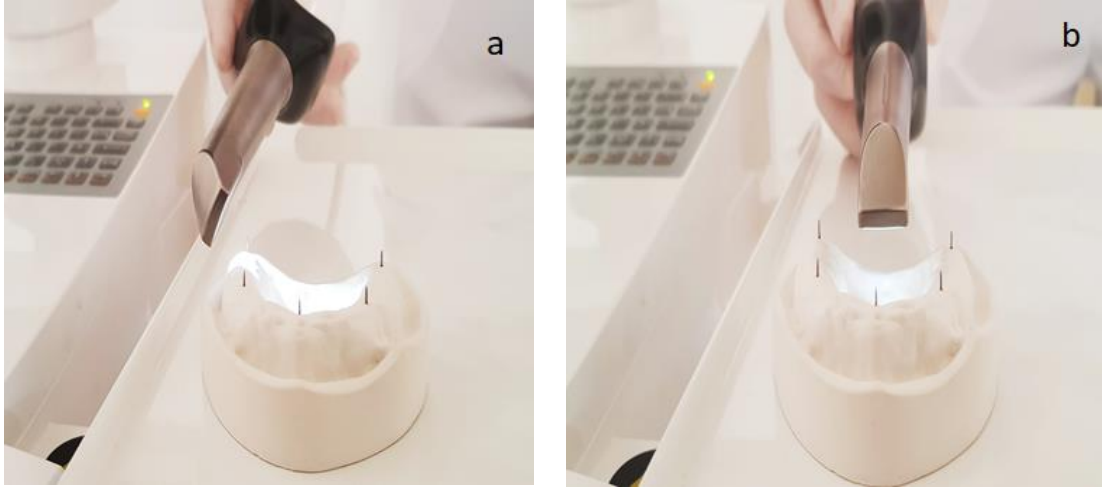
3.4.1. Çalışmada kullanılan alçı modelin AİDT ile taranması

AİDT CEREC Omnicam ile, özel bir şema izleyerek maksiller dişsiz alçı model için ekstraoral ortamda tarama yapılmıştır.

Düz bir zemin üzerine yerleştirilen alçı model (Şekil 14a), distobukkal alanlardan (hamüler çentik ve bukkal vestibül) başlayarak, kret boyunca karşı tarafa doğru takip edip palatal boşlukları kapatarak tarayıcı başını sert damak üzerinde zikzak bir şekilde hareket ettirerek gerçekleştirilmiş (Şekil 14b), ve nihayet 3B modeli tamamlamak için titreşim hattının üzerinden geçilmiştir.

Tarama işlemi sırasında, kameranın alçı modelden uzaklığı 0-15 mm mesafesinde olmasına özen gösterilmiştir. Tarama sırasında, dijital monitör üzerinde oluşturulan model takip edilmiş eksik kısımlar tekrarlanmıştır.

Tarayıcının sahip olduğu bilgisayar yazılımı ile istenmeyen kısımlar dijital modelden kesilerek uzaklaştırılmıştır. Son olarak elde edilen dijital üç boyutlu model STL formatına çevrilerek kaydedilmiştir. Beş *intraoral* taramanın hepsi aynı şekilde taranmıştır (AİDT T1 - AİDT T5).



Şekil 14. Alçı modelin Sirona ağız içi ile taranması; a) Düz bir zemin üzerine yerleştirilen alçı model, AİDT’ila distobukkal alanlardan tarama yaparken; b) AİDT’yı kullanarak sert damak üzerinde yapılan tarama görüntüsü.

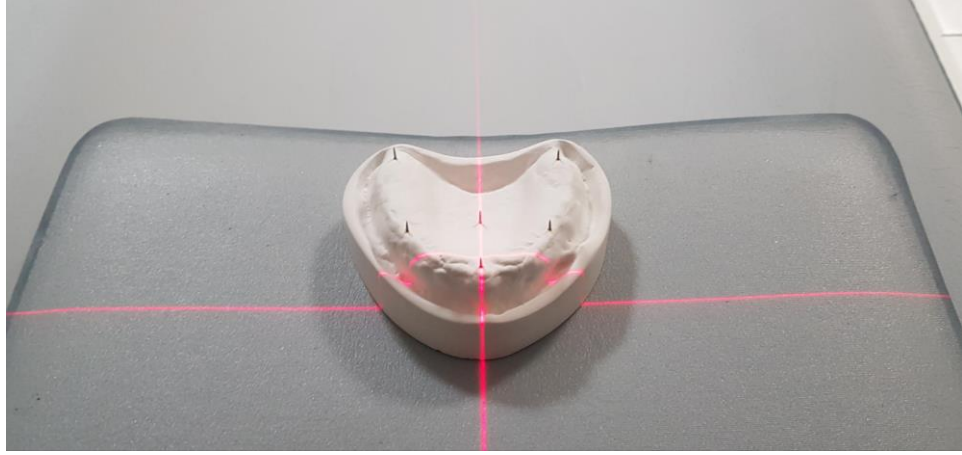
3.4.2. Çalışmada kullanılan alçı modelin BT ile taranması

Tarama işlemi sırasında homojeniteyi sağlamak için, alçı model tomografi cihazı içerisinde düz bir zemin üzerine aynı pozisyonda yerleştirilip, beş tarama yapılmıştır.

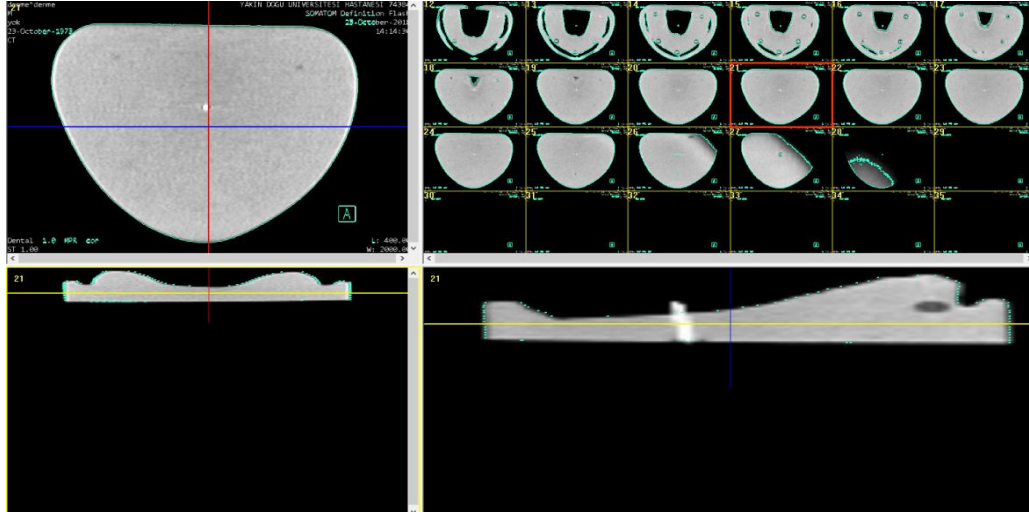
Tomografi cihazı kaynaklı lazer ışınları yardımıyla en üstte kalan ışın demetinin üst labial frenulumun tam ortasından geçip, modeli iki simetrik parçaya ayıracak şekilde konumlandırılmasına dikkat edilmiştir (Şekil 15).

Sonraki aşamada rampa içerisine yerleştirilen alçı modelden öncül görüntüler alınmıştır. Bu görüntüler de koronal, aksial ve sagittal planlardan kontrol edilmiş ve istediğimiz alanlar görüntü alanında tam olarak görülünceye kadar modelin pozisyonu ayarlanmış; beş kez tarama tamamlanmıştır (BT T1- BT T5) (Şekil 16).

Tüm görüntüler DICOM formatında, 120 kVp ve 3-5 mA, 12 inç görüntüleme alanında, aksiyal kesit kalınlığı 0,3 mm ve izotropik voksellerde kayıt edilmiştir.



Şekil 15. Yakın Doğu Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan SOMATOM BT, yazılım versiyon VA48A (SIEMENS, Erlangen, Almanya) bilgisayarlı tomografi cihazı içerisine düz bir zemine konulan üst çene dişsiz alçı model.



Şekil 16. BT tarama veri siteleri.

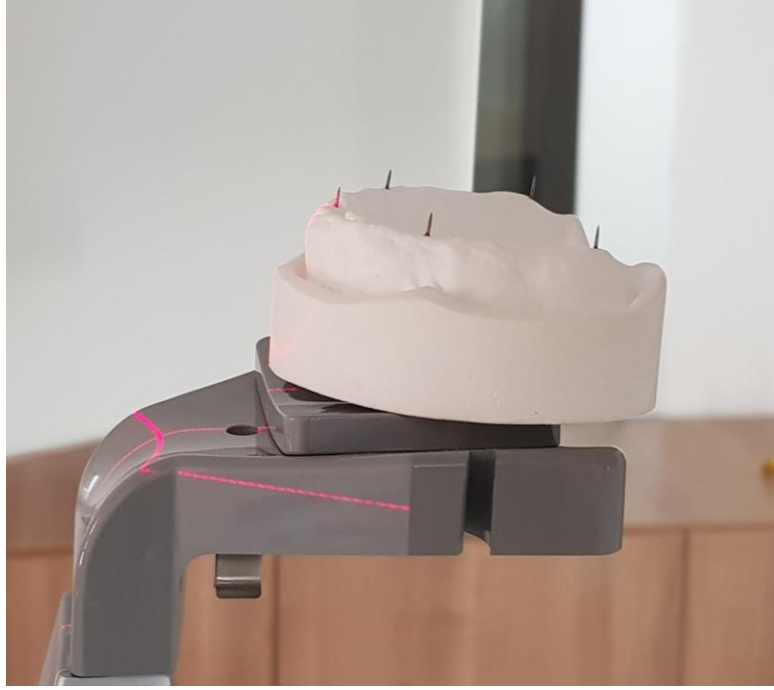
3.4.3. Çalışmada kullanılan alçı modelin KIBT ile taranması

Modelin tarama esnasındaki pozisyonu standart bir protokol çerçevesinde gerçekleştirilmiştir. Tarama yapılırken modellerin sabit durabilmesi için cihaza yerleştirilmesi düz yüzeyli tutucu aparatla yapılmıştır ve aynı pozisyonda yerleştirip beş tarama tekrarlanmıştır (Şekil 17).

KIBT cihazı kaynaklı referans lazer ışınları yardımıyla en üstte kalan ışın demetinin üst labial frenulumun tam ortasından ayarlanmıştır. Daha sonra modelin tamamının tarama alanı içerisinde olduğundan emin olmak için, tıpkı bir önceki tomografi metodunda olduğu gibi öncül x-ışını görüntüleri alınmıştır.

Bu görüntülerde koronal, aksial ve sagittal planlardan kontrol edilmiş ve istediğimiz alanlar görüntü alanında tam olarak görülünceye kadar modellerin pozisyonu ayarlanmıştır. Modelin tamamı, istenilen alanda yer adıktan sonra beş tarama yapılmıştır (KIBT T1- KIBT T5).

Tüm görüntüler DICOM formatında 85 kVp ve 6 mA, 130 X 90 cm görüntüleme alanında, aksiyal kesit kalınlığı 0,15 mm ve izotropik voksellerde kayıt edilmiştir.



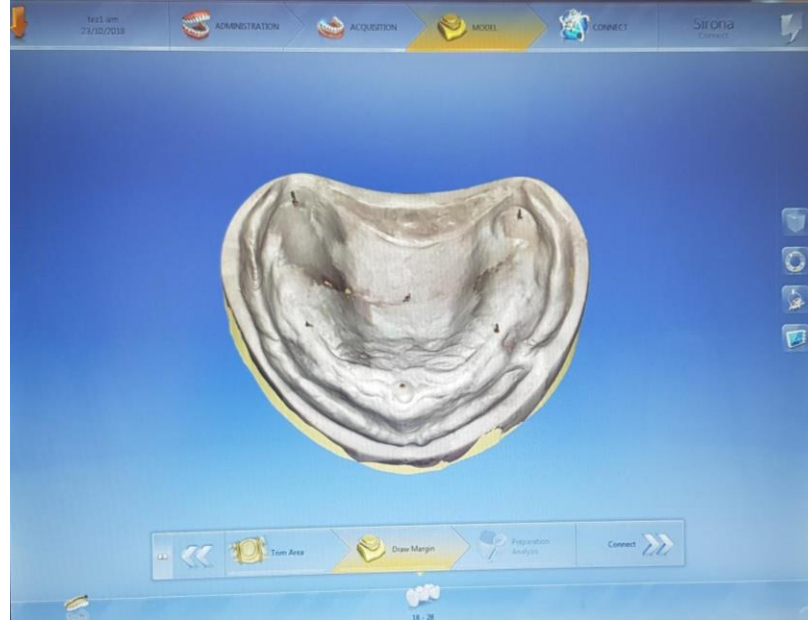
Şekil 17. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan ORTHOPHOS SL KIBT, yazılım versiyon 5,12,0 (SIRONA, Bensheim, Almanya) konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazına yerleştirilen üst dişsiz alçı model.

3.5. Çıktı Veri Gruplarını Düzenleme ve Toplama

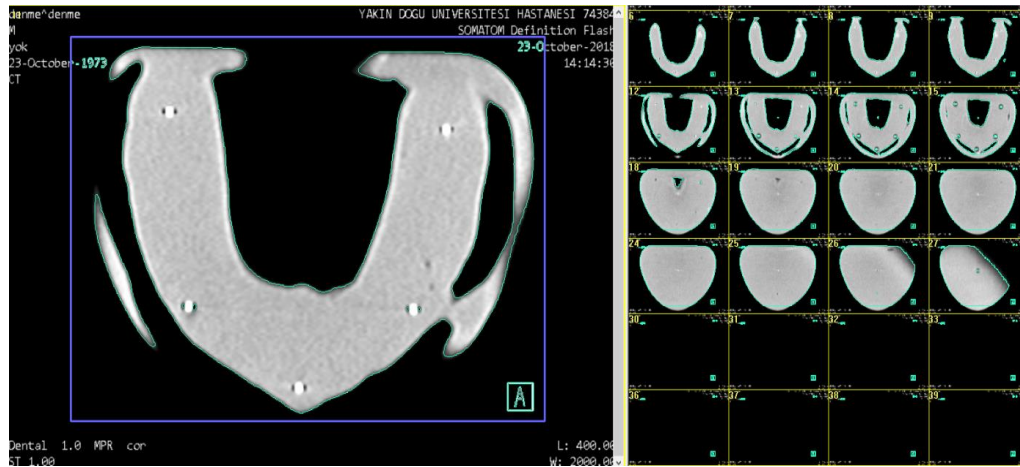
Tarama işlemi tamamlandıktan ve toplanan veriler karşılaştırma için metroloji yazılımına yüklenmeden önce, elde edilen tüm veri setleri, düzenleme ve STL formatına dönüştürme için endüstri sertifikalı VRMesh Stüdyo (Virtual ridIng, Bellevue, WA, ABD) yazılımına aktarılmıştır.

CEREC sistemi, beş 3B model veri setinin tümü STL formatına aktarabilmeyi sağlamıştır (Şekil 18). Dilimler halinde toplanan BT tarama verileri birer birer kontrol edilmiş (Şekil 19), daha sonra BT ve KIBT tarama veri setleri DICOM'dan STL formatına dönüştürülmüştür (Şekil 20-21).

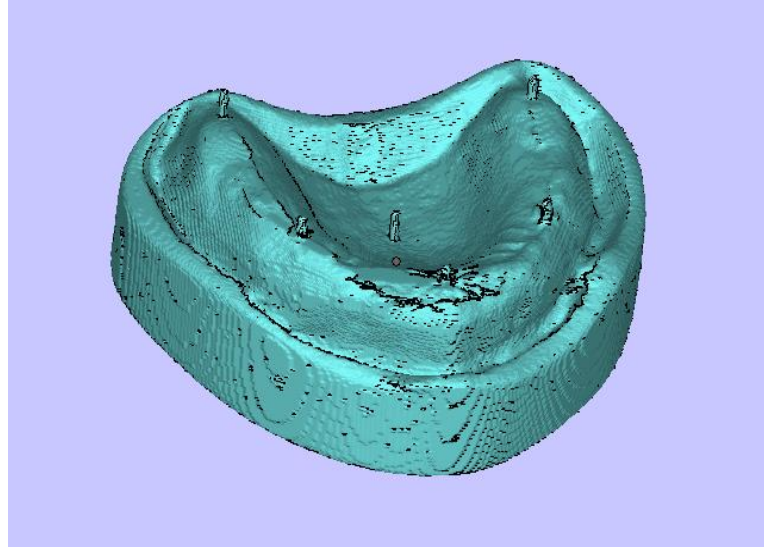
Tarama ve dönüştürme işlemleri sırasında, küçük dokular “mesh doctor” işlevi kullanılarak otomatik olarak kaldırılmıştır. Gereksiz tüm bölümleri çıkarmak için 3B modeller “cut with planes” işlevini kullanarak kesilmiş, ardından tek tip modeller elde edilip dosyalara kaydedilmiştir (Şekil 22).



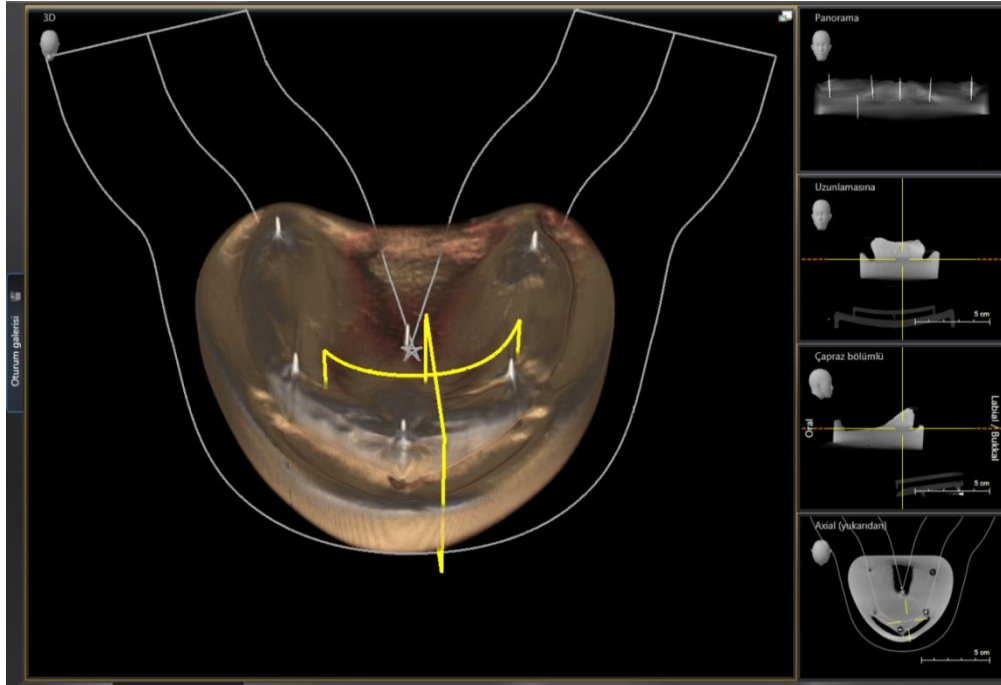
Şekil 18. AİDT dan alınan STL formatında üç boyutlu model görüntüsü.



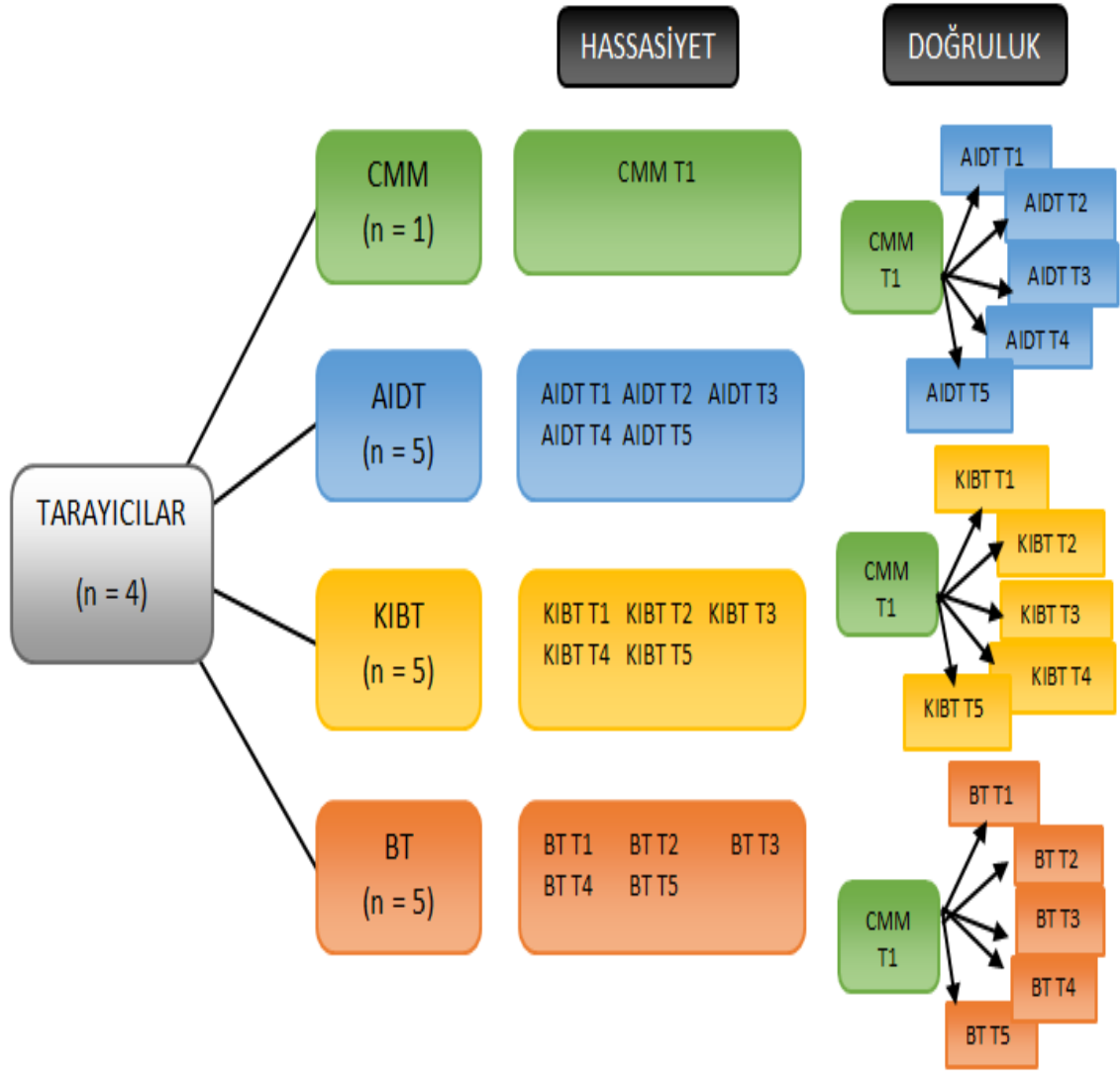
Şekil 19. Tomografilerin tek tek kontrol edilme görüntüsü.



Şekil 20. Kontrol işlemi bittikten sonra BT tarama verilerden biri 3B model halde görüntüsü.



Şekil 21. KIBT dan alınan DICOM formatında üç boyutlu model görüntüsü.



Şekil 22. Çapraz karşılaştırmalı taramaların diyagramı. Tarama modelleri T1, T2, vb; ile gösterimi.

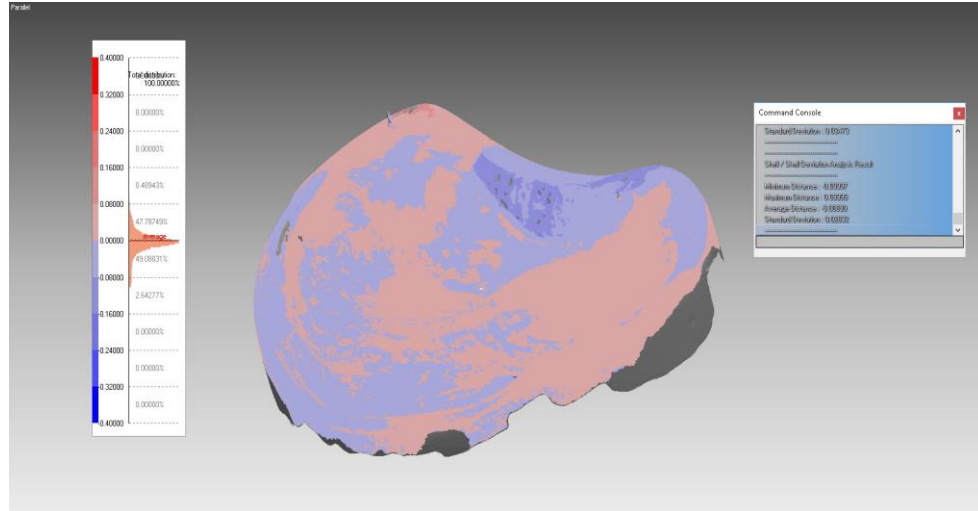
3.6. Tüm Üç Boyutlu Modellerin Ölçümleri ve Çakıştırmaları için Veri Gruplarının Elde Edilmesi

Veri grupları, x, y ve z koordinatlarını kullanarak 3B karşılaştırmalar için taranan tüm modellerin hassasiyetini otomatik olarak belirlemek için yazılımda bulunan en uygun algoritmaya eklenmiştir.

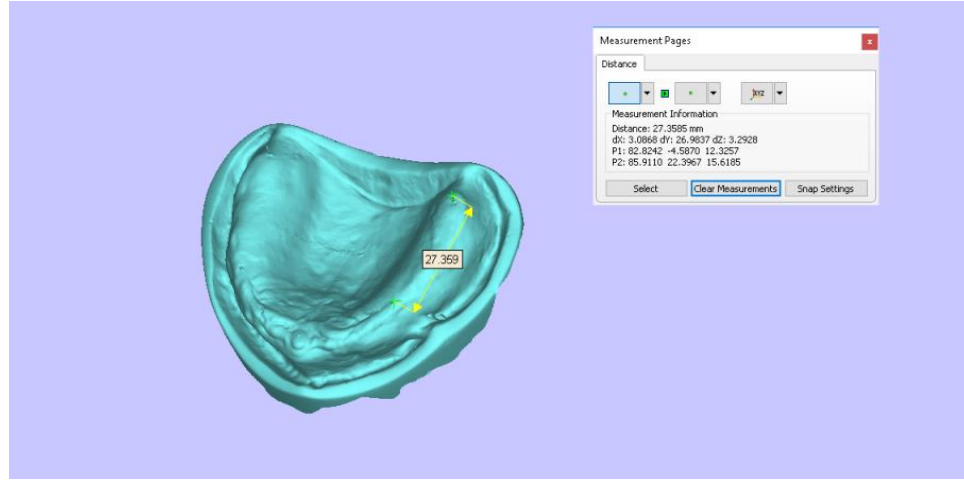
Veri grupları, farklı taramalar arasındaki sapmaların spesifik olarak dijitalize etmek için renk kodlu haritalarda görsel olarak incelenmiştir (Şekil 23).

Renk kodlu haritada sapma -40 ile 40 μm arasında değişmiştir. Şekil 21'de kırmızı pozitif sapmaları belirtirken, maviden mor'a üst üste binmiş iki 3B model arasındaki negatif sapmaları göstermiştir. Sert damak bölgesi, 10 μm 'ye kadar minimum sapma gösterirken çeneye distal bölge, 40 μm 'ye kadar deformasyonlar göstermiştir.

Her 3B model tarama veri seti, referans noktaları arasındaki mesafenin ölçülmesi için VRMesh Stüdyo'ya yüklenmiştir (Şekil 24). Tüm tarayıcıların doğruluğunu belirlemek için uygun referans noktaları seçilerek ve ölçümler yapılmıştır.



Şekil 23. Üst üste binmiş tarama modellerinin renk kodlu sapma haritası.



Şekil 24. Referans noktaları arasındaki mesafe ölçümleri.

3.7. İstatistiksel Analiz

Her değişken için aritmetik ortalama, standart sapma, median, minimum ve maksimum değerler betimsel istatistiksel olarak hesaplanmıştır. Veri dağılımını doğrulamak için *Shapiro-Wilk* testi uygulanmıştır.

Çalışma grupları arasındaki farkları analiz etmek ve belirlemek için tek yönlü *ANOVA* uygulanmıştır. Anlamlılık seviyesi ($= \alpha$) 0,05 olarak alınmıştır; Bu nedenle, $p > 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı değil kabul edilmiştir.

İki grup arasındaki anlamlı farkları belirlemek için *t*-testi kullanılmıştır ($p \leq 0,05$). Tüm istatistiksel analizler *IBM SPSS Statistics 22,0* (Demo versiyonu) kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

AİDT, KIBT ve BT tarayıcılar kullanarak maksiller dişsiz çene modelini dijitalize etmek mümkün olmuştur. Her bir grubun üst üste bindirilmiş veri gruplarının istatistiksel analizi, hassasiyet ortalama mesafe sapma değerleri açısından anlamlı farklılık ortaya koymamıştır ($p > 0,05$), KIBT'nin ortalama hassasiyet değerleri $3,507 \pm 5,537 \mu\text{m}$, AİDT $-0,293 \pm 1,111 \mu\text{m}$ ve BT $0,763 \pm 4,592 \mu\text{m}$ saptanmıştır (Tablo 2).

Tablo 2. Maksiller dişsiz çene taramaları için ortalama hassasiyet değerleri.

Grup	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	F	<i>p</i>
KIBT	5	3,507	5,537	1,751	2,178	0,133
AİDT	5	-0,293	1,111	0,352		
BT	5	0,763	4,592	1,452		
Toplam	15	1,325	4,370	0,797		

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda, elde edilen minimum mesafe değerlerine göre AİDT, KİBT ve BT kombinasyonları arasında bir fark bulunmamış; ancak AİDT diğer iki kombinasyona göre daha düşük minimum sapma değeri göstermiştir (Tablo 3).

Elde edilen maksimum mesafe değerlerine göre AİDT en düşük maksimum sapma değeri gösterirken, tüm 3 kombinasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 4).

Tablo 3. Maksiller dişsiz çene taramaları için minimum sapma değerleri.

Grup	N	Minimum	Std. Sapma	Std. Hata	F	p
KİBT	5	5,537	5,537	1,751	2,178	0,133
AİDT	5	1,111	1,111	0,352		
BT	5	4,592	4,592	1,452		
Toplam	15	4,370	4,370	0,797		

Tablo 4. Maksiller dişsiz çene taramaları için maksimum sapma değerleri.

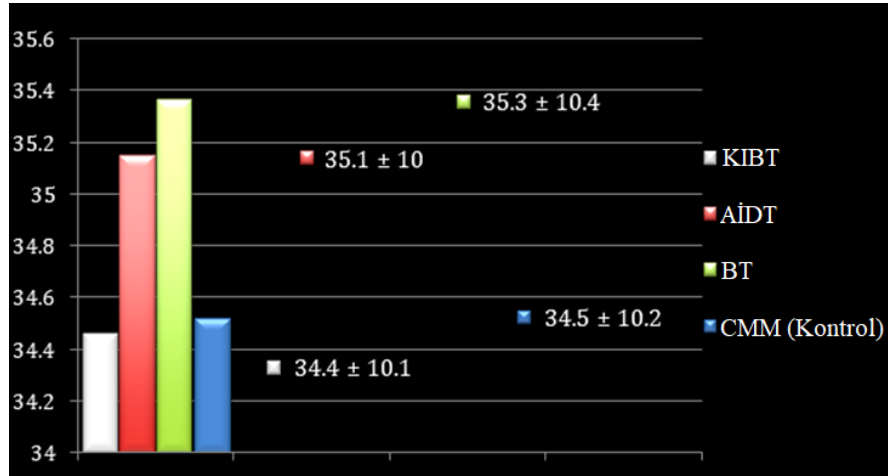
Grup	N	Maksimum	Std. Sapma	Std. Hata	F	P
KIBT	5	11,64	5,537	1,751	2,178	0,133
AİDT	5	1,25	1,111	0,352		
BT	5	11,67	4,592	1,452		
Toplam	15	11,67	4,370	0,797		

Analiz edilen veri setlerinin doğruluk değerleri, tarayıcılar arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir ($p > 0,05$), ortalama doğruluk değerleri $34,462 \pm 10,1$ ila $35,365 \pm 10,496 \mu\text{m}$ arasında bulunmuştur. Sonuçlar, KIBT grubu verilerinin kontrol grubuna AİDT ve BT gruplarından daha yakın olduğunu göstermiştir. CMM için doğruluk değerinin ortalaması $34,519 \pm 10,260 \mu\text{m}$, KIBT ise $34,462 \pm 10,153 \mu\text{m}$ saptanmıştır (Şekil 25 - Tablo 5).

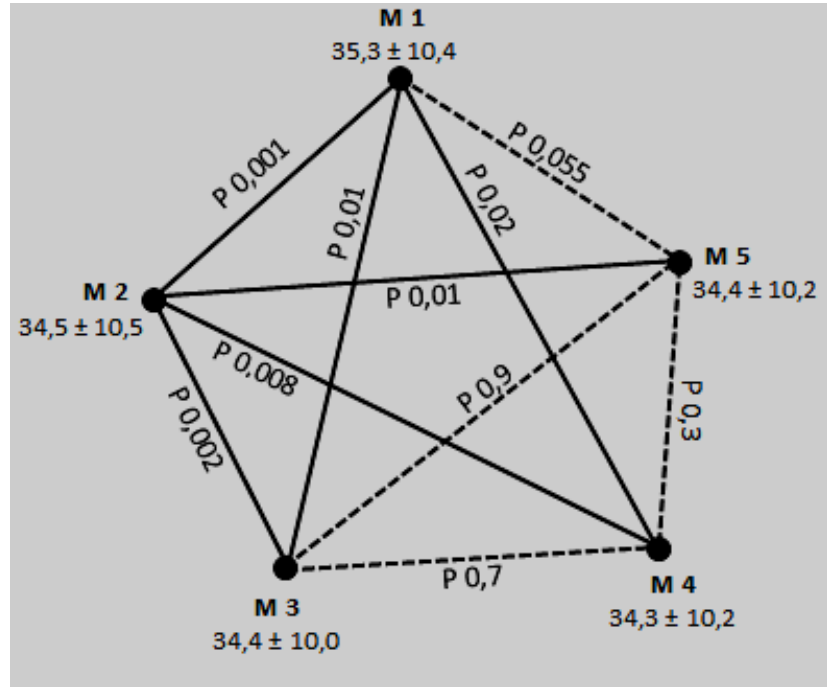
Her grup için veri setlerinin ikili karşılaştırmaları için t -test yapılmış, ve doğruluk değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Ancak BT grubunda, çoğu modellerde anlamlı farklılıklar ($p \leq 0,05$) gözlemlenmiştir (Şekil 26). Şekil 26' daki düz çizgi, belirgin farklılıkları göstermekte ($p \leq 0,05$), kesikli çizgi ise anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir ($p > 0,05$).

Tablo 5. Grupların doğruluk değerlerinin ortalaması.

Grup	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maksimum	F	P
KİBT	5	34,462	10,153	2,621	22,626	49,983		
AİDT	5	35,149	10,001	2,582	22,408	50,317		
BT	5	35,365	10,496	2,710	22,295	51,138	0,029	0,993
CMM (KONTROL)	5	34,519	10,260	2,649	22,251	50,270		
Toplam	20	34,874	9,974	1,288	22,250	51,138		



Şekil 25. Grupların doğruluk değerlerinin ortalaması ($p > 0,05$). Ortalama $\pm$ Standart Sapma.



Şekil 26. BT veri grubunun ikili karşılaştırmaları. N = 5 tarama. M: Model; ortalama ± Standart sapma.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Günümüzde farklı ağız içi dijital tarayıcıların netliğini araştıran çalışmaların sayısı artmaktadır. Çalışmaların çoğu, dişli çalışma modelleri kullanılarak doğruluk ve hassasiyet ölçümlerine odaklanarak tasarlanmıştır.

Dişsiz hastaların farklı konvansiyonel ölçü alma yöntemlerinin netliğini test eden pek çok çalışma olsa da, daha geniş çeşitlilikteki tarayıcı türlerini kullanarak dişsiz modellerden dijital ölçü almanın netliğini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bir modelde yapılan restorasyon için gerekli düzenlemeler ve tam protezin uyumluluğu tüm CAD/CAM işleminin kalitesine bağlıdır. Yapılacak protezler kalitesi, ölçü oluşturma adımları, alçı modelin üretimi, görsel modelin kazanılması ve CAD/CAM uygulamaları gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Luthardt ve ark., 2006). CAD / CAM teknolojisine dayalı işlemlerde, geometrik verilerin transferi, kron ve köprü restorasyonlarda da olduğu gibi tam ve kısmi protezlerde de yüzeylerin dijitalleştirilmesiyle başlanmaktadır (Luthardt ve ark., 2002; Yuan ve ark., 2013). Bu çalışma, CAD/CAM dijital protez ölçülerinin oluşturulma sürecinde klinik olarak elde edilecek olan ölçülerin ne kadar net olabileceklerini belirleyerek karşılaştırmayı amaçlamıştır.

Dijital ölçüden elde edilen dijital veri, bir CAD/CAM dijital protezi üretmek için kullanılmaktadır. Bu teknik, hasta randevularının azalmasını sağlayan ve ölçü kayıtlarının diş laboratuvarına fiziksel olarak iletme ihtiyacını önleyen ve böylece son protezleri almak için gereken toplam süreyi azaltan faydalar sağlamaktadır. Tedavi süreci üç kısa randevu ile tamamlanabilir, ikinci randevu; estetik provayı da içermektedir. İkinci randevuda estetik olarak uygun bulunan protez tekrar taranarak diş konumları için gereken düzeltmeleri yapmak üzere rehber olarak kullanılabilir. Çalışmalar

bitmiş ürün protezin iki randevuda da üretilebileceğini ve hastaya teslim edilebileceğini göstermiştir. Aksi takdirde, son protez üretmeden önce retansiyon, oklüzyon ve estetiği doğrulamak için üçüncü randevu gerekmektedir (Goodacre ve ark., 2018). Yapılan çalışmada, alınan tarama verilerinin hassasiyet ve doğruluğunun yüksek olması hedeflenerek, üretilecek olan bitmiş protezin üçüncü randevuyu gerektirmeyeceği düşünülmüştür.

Dijital ölçüde, dişsiz çene taramak için gereken zaman kısa ve rahattır, çünkü hasta oturarak rahat bir ortamda bu hizmeti alır ve klasik yöntemde yapılan ölçü işleminde alçı materyalinin sertleşmesi kadar bir zaman almaktadır (Goodacre ve ark., 2018).

Farklı dijital tarayıcıların kullanılmasıyla tam dişsiz çene modellerinden veri elde edilebilmesi ve bu verilerinin dijitalleştirilebilmesi sonucuna göre çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir. Ancak bu çalışmada, kullanılan farklı tarayıcılarla elde edilen verilerin hassasiyet ve doğruluklarının etkilenmediğinin ve netliğin yetersiz kaldığının gösterilmesiyle çalışmanın diğer hipotezi reddedilmiştir.

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 (Dinçel ve ark., 2013). Yürütülen çalışmada oral dokuların dişsiz hastalar arasındaki farklı anatomik formları, ölçü modelini standartlaştırmamıza ve örnek olarak standart bir alçı model kullanmamıza neden olmuştur; model standart bir kauçuk kalıptan (Frasaco B-3 NMG, Almanya) elde edilerek çalışılmıştır ki buna benzer uygulamalara literatürlerde de rastlanılmaktadır (Patzelt ve ark., 2013; Dinçel ve ark., 2013).

Üç boyutlu model tarayan cihazlar piyasaya sunulduğundan beri, bu cihazlarla elde edilen görüntülerin ne derece gerçek modelleri yansıttığı hep tartışma konusu olmuştur. Bugüne kadar cihazların güvenilirliğini ölçmek için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda CMM referans tarayıcı ile alçı model üzerinde yapılan ölçümler standart kabul edilmiş, daha sonrasında ise dijital model üzerinde yapılan ölçümler dijital kumpasla yapılan ölçümlerle kıyaslanmıştır. CMM ile alçı üzerinde ölçüm yapma metodu bilgisayar yazılımı ile dijital model üzerinde yapılan ölçümlere göre daha eski olduğundan güvenilirliğin anlaşılması için dijital model üzerinde yapılan ölçümlerin eski metodlarla karşılaştırılması önemlidir. Literatürde birçok çalışmada referans tarama için farklı cihazlar kullanılmıştır. İlk taramayı referans tarama kabul eden çalışmalar olduğu gibi, ekstraoral tarama cihazlarıyla yürütülen çalışmalar da mevcuttur (Alcan ve ark., 2009; Kim ve ark., 2013; Su ve sun, 2015; Papaspyridakos ve ark., 2016). Yürütülen çalışmada daha güvenilir bir değerlendirme yapılabileceği öngörülerek, ve bu nedenlerden dolayı CMM referans tarayıcı ile alçı model üzerinde yapılan ölçümler ve bilgisayar yazılımı ile dijital model üzerinde yapılan ölçümler kıyaslanmıştır. Referans taramalar, sadece dental değil birçok alanda hassas tarama yapabilen bir endüstriyel tarayıcı ile elde edilmiştir (Alcan ve ark., 2009).

Shimizu ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, farklı görüntüleme uygulamaları ile tek bir kron üzerine uygulanan çeşitli intraoral tarama tekniklerinin netliği incelenmiş ve iki farklı tarayıcı ve CAD yazılımı kombinasyonu ile üretilen dijital kronlar karşılaştırılmıştır. Aynı çalışmada, kontrol grubunun referans verilerini elde etmesi için CMM kullanılmıştır. Bu cihazda, modelin yüzeyini kaydetmek için 1,0 mm çapında bir dokunma probu kullanılmıştır (Shimizu ve ark., 2017). Yaptığımız çalışmada 0,5 mm çapında dokunma probu kullanılmış ve böylelikle daha hassas sonuçlar elde edilmesi amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmalar sonucunda, CMM diğer yöntemlerden daha yavaş olmalarına rağmen, nesnelerin boyutlarını ölçmek için en hassas araçlar olarak kabul edilmektedirler (Persson ve ark., 1995; DeLong ve ark., 2003; Arnetzl ve Pongratz, 2005; Al-Fadda ve ark., 2007; Jemt ve Hjalmarsson, 2012;).

Braian ve Wennerberg tarafından yapılan çalışmada dişsiz modeller üzerinde 5 silindir referans noktaları belirlererek CMM cihazı kullanılıp veriler elde edilmiştir. Bu çalışmada da CMM verilerinden binlerce noktayı karşılaştırmak yerine taramada sadece 5 noktanın hesaplanmasını mümkün olmuştur (Braian ve Wennerberg, 2019). Yürütülen çalışmada referans noktalarını daha da belirginleştirmek ve olası hataları en aza indirmek için maksiller çenenin oklüzal kısmında yer alan belirgin anatomik alanlara yerleştirilmiştir. Sert damak ortasına, sağ maksiller tüberositeye, sağ bukkal frenuluma, labial frenuluma, sol bukkal frenuluma ve sol maksiller tüberositeye sivri birer ince iğne yerleştirilmiştir ve bu noktalar ölçümlerde referans olarak kullanılmıştır. Bu şekilde hem dijital kumpasla hem de yazılım ile daha hassas ölçümler elde etmek hedeflenmiştir.

Bu çalışmada, veri setleri üst üste bindirilerek değerlendirilmiştir. Tarama veri setlerinin süperimpozisyonları için “*best fit alignment*” kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Referans yerlerinin belirlenmesinde kullanılan ortak standart bir şekil olmaması nedeniyle, tanımlanan hedeflere ulaşmak için en uygun metodoloji kullanılmıştır (Mehl ve ark., 2009; Ender ve Mehl, 2011). Elde edilen veriler arasındaki tüm ölçümler birbiri üzerine bindirilen referans noktalarına göre yapılmıştır. Dişsiz modellerin dijitalleştirilmesi ve farklı tarayıcı türlerinin hassasiyetinin ve doğruluğunun karşılaştırılması konusunda sadece bir kaç çalışma bulunmaktadır (Mehl ve ark., 2009; Carrafiello ve ark., 2010; Ender ve Mehl, 2011; Kanazawa ve ark., 2011).

Yapılan çalışmada dijital modellerde ölçüm, bir bilgisayar yazılımı VRMesh Stüdyo (Virtual ridIng, Bellevue, WA, ABD) yardımıyla, referans noktaları işaretlenerek ve sonra bu iki nokta arasında ölçüm yaparak gerçekleştirilmektedir. Bilgisayar ortamında referans noktalarını işaretlemek hassasiyet gerektirmektedir. Bu hassasiyeti

tüm ölçümlerde net bir şekilde sağlamak için, bilgisayar yazılımı yardımıyla görüntü 3x büyütülerek ve noktaların daha hassas bir şekilde yerleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada, dijital modellerden yapılan ölçümlerin doğruluğu araştırılırken, dijital kumpasla alınan ölçümler, a-b, a-c ve her iki referans noktalarının arası mesafeyi ve CMM'den alınan mesafe ölçümleri temsil etmektedir. Bu, Sousa ve arkadaşları, Braian ve Wennerberg tarafından yapılan çalışmalarla uyumludur. Buna karşın, Alcan ve arkadaşları, dişler arası mesafe ve arklar arası mesafeyle birlikte, dişin boyuyla ilgili bir parametreyi de içeren ölçümler yapmıştır. Sonuç olarak bu üç çalışma da birbirleri ile uyumlu veriler elde etmiştir (Alcan ve ark., 2009; Sousa ve ark., 2012).

Patzelt ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, iki dişsiz çenesiyi dijitalize etmek için dört AİDT cihazı (iTero1, Lava COS1, CEREC AC Bluecam1 ve Zfx Intrascan1) ve bir referans tarama makinesi kullanılmıştır. Tarayıcıların netlikleri arasında önemli farklılıklar gözlemlenmiş olup, bunlardan sadece bir tarayıcının, bu prosedür için yeterince netlik gösterdiği belirtilmiştir. Yazarlar, günümüzde tam dişsiz çenelerin direkt dijitalleştirilmesinin önerilmemesi sonucuna da varmıştır (Patzelt ve ark., 2013). Tek ünite taramalarının elde edilmesinde intraoral tarayıcılar net olmalarına rağmen dijital olarak tam protezlerin oluşturulmasında bu tekniklerin uygun kullanımı ve netliği hakkında çok az bilgi mevcuttur. Extraoral optik tarayıcılar kullanılarak tam dişsiz modellerin elde edilmesine değinen her hangi bir çalışma olmamasına karşın, ekstraoral bir optik tarayıcının , 5-10 µm doğrulukla hızlı ve yüksek çözünürlüklü veri toplanmasına ihtiyaç duyulduğunu açıklayan çalışma bulunmaktadır. Ayrıca bir intraoral tarayıcının detaylı ölçü yakalayabilmesi için ise 10-20 µm' ye kadar mesh yapabilme özelliğine sahip olması gerektiği de belirtilmiştir (Patzelt ve diğerleri, 2013; Gan ve diğerleri, 2016; Osnes C A ve ark., 2019). Bu nedenle yapılan çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda netliğin tam dişsiz protez üretmek için daha geliştirilmesi gerektiği ve daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulacağı sonucuna varılmıştır.

Patzelt ve arkadaşlarının yapmış oldukları başka bir çalışmada, dört intraoral tarayıcının netliği test edilmiş ve dişsiz çene taraması için yalnızca bir ağız içi dijital tarayıcının önerilebileceği sonucuna varılmıştır (Patzelt ve ark., 2014). Bu çalışmada, ekstraoral ortamda intraoral tarayıcı kullanılmış ve bir tip intraoral tarayıcı ile iki tip ekstraoral tarayıcı arasındaki netliğin karşılaştırılması yapılmıştır. Dişsiz çene taraması için kullanılan bu tarayıcıların netlik için önerilen veriden farklı olmasına karşın bu verilerin önerilen değerlere yakın sonuçlar gösterdiğini de vurgulamak gerekmektedir. Bununla birlikte, cihazların performansını ortak bir prosedürde karşılaştıran daha ileri denemelerin yapılması ancak bu durum araştırılırken fonksiyonel zorlukların da yaşanabileceği de düşünülmektedir.

Bu çalışmada, intraoral ve extraoral dijital tarayıcıların hassasiyetini ve doğruluğunu belirlemek ve tam dişsiz çenenin dijitalleştirilmesinin uygulanabilirliği araştırılmaktadır. AİDT en düşük minimum ve maksimum sapma değerleri gösterirken, intraoral tarayıcılar, sınırlı ağız açıklığı, tükürük ve kan varlığı gibi son tarama sonuçlarını etkileyebilecek çeşitli zorluklar ve dezavantajlar sunabilmektedir (Patzelt ve ark., 2014; Rudolph ve ark., 2016). Bu nedenle, AİDT'nin özelliklerinden tam olarak yararlanmak için, bu çalışmada bu cihaz, alçı modelin dijitalleştirilmesinde ekstraoral bir tarayıcı olarak kullanılmıştır. Protetik diş tedavisi alanlarında BT ve KIBT ekstraoral tarayıcılar olarak kullanılmış; çünkü iki boyutlu konvansiyonel radyolojiyi aşan hasta anatomisinin öncelikli olarak 3B görüntüsü için yeni teknikler bulunmaktadır (Ganz, 2008). KIBT tarayıcısını kullanarak birçok tarama yöntemiyle yüzey taraması literatürde tanımlanmıştır ve çeşitli diş hekimliği alanlarında birçok uygulama bulmuştur (Ganz, 2008; Carrafiello ve ark., 2010; Kanazawa ve ark., 2011).

KIBT tarayıcısının tarama alanına bağlı olarak tam dişsiz çenenin parçalara bölünmeden tek seferde veri elde edilebilmesi nedeniyle bu çalışmada KIBT kullanılmıştır. Bununla birlikte KIBT'nin sahip olduğu geniş pozlama aralığı sayesinde daha düşük radyasyon saçılmaktadır. KIBT tarayıcıları en kısa tarama zamanına sahip olmakla birlikte diğer tarayıcılara göre daha kolay kullanım olanağı vermektedir.

Gelecekte, KIBT'nin dental laboratuvarlarda ve kliniklerde yaygın olarak kullanılması beklenmektedir (Kanazawa ve ark., 2011). Bu çalışmada; diş hekimliğindeki tarama işlemlerinin netliğini değerlendirmek için BT ve KIBT kullanılmış ve gelecekte dental kliniklerde kullanılabilecek farklı alternatifleri göstermek için çeşitli tarayıcılarla karşılaştırmalar yapılmıştır.

Küçük voksel hacim daha iyi boyutsal çözünürlükle ilişkilendirilmektedir. Bu nedenle, BT ve KIBT tarayıcıları kabul edilebilir teşhis netliğini sağlarken en büyük voksel hacmiyle muayeneleri mümkün kılan bir çeşit voksel aralığı sunabilmektedir (Liedke ve ark., 2009; Nemtoi ve ark., 2013). Ballrick ve Baumgaertel, KIBT'nin ölçümlerin %94.4'ünde etkin değeri gerçek değerinin altında gösterme eğiliminde olduğunu bildirilmiş, ancak bu farkın 0.1 mm'den daha az olduğu da gösterilmiştir (Ballrick ve ark., 2008; Baumgaertel ve ark., 2009). Belki de bu durum, çalışmada kullanılan KIBT'nin doğruluğunun CMM'ye göre daha yakın olduğu sonucunu açıklayabilmektedir. KIBT sistemine bir işaretli yüzey taramasının kaydedilmesinin netliği çeşitli çalışmalarda incelenmiş ve 0,03 ile 0,47 mm arasında değiştiği gözlemlenmiştir (Noh ve ark., 2011; Ritter ve ark., 2012; Jamjoom ve ark., 2018; Jamjoom ve ark., 2018).

BT ve KIBT'nin dental arklarla diyagnostik performansı üzerine yapılan bir çalışmada, baş ve boyundaki ana organlara uygulanan etkili doz ve dozun BT için KIBT taramalarından daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Dişleri ve kemiği görselleştirmek için KIBT taramasından elde edilen görüntü kalitesinin, BT taramasından elde edilen görüntü kalitesiyle benzer olduğu gösterilmiş; ancak yumuşak dokuları görselleştirmek için KIBT taramasının BT taramasından elde edilen görüntü kalitesinden daha düşük olduğu belirtilmiştir (Carrafiello ve ark., 2010).

Kanazawa ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, dental 3B KIBT sistemi kullanılarak bir tam protez ve yapay dişler ayrı ayrı taranmış ve bir DICOM görüntüleyici, tam protez ve yapay dişler için 3B morfolojik STL format verilerini

işlemiştir. Üretilen akrilik protezin 3B verileri, iki 3B STL verisinin üzerine bindirilmiş olup, 3B ölçüm yazılımı kullanılarak ölçülmüştür (Kanazawa ve ark., 2011). Yapılan çalışmada KIBT'den alınan tarama verileri DICOM dan STL formata çevrilmiş olup 3B ölçüm yazılım programı kullanılarak ölçümler yapılmıştır.

KIBT ve BT tarayıcılarından gelen tüm veriler, tarayıcılar arasında farklılık gösteren bir işlemci kullanılarak DICOM formatına aktarılmış ve DICOM görüntüleyicide 3B görüntü verileri işlenirken düzenleme yapılmıştır. BT görüntü verilerinden gelen DICOM verileri dilimler halinde olduğundan, işlenmiş 3B görüntüsü basamaklı bir yüzey sergilemekteydi. Yapılan yüzey düzenlemesiyle görüntüdeki basamkata en fazla %5'lik azalma sağlanabilmektedir (Liu ve ark., 2009).

Bu durum, BT grubu için yapılan model taramalarının diğerlerinden anlamalı farklı olmasıyla ilişkilendirilebilmektedir. Bu sorunları çözmek için DICOM görüntüleyicisinin 3B görüntüleri işlemesi gerektiği, ayrıca büzülme veya büzülme olmadan işleme hızının araştırılmasının daha iyi bir netlik sağlayacağı da yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (Kanazawa ve ark., 2011).

STL formatının veri çıkışı kolay ve basittir. Bu format, veri aktarımı için bellek ve hesaplama açısından en verimli yöntem olmasa da, üçgenleştirilmiş geometriyi CAM sistemine aktarmak için sıklıkla kullanılmaktadır. STL, CAD/CAM uygulamaları arasında da veri değişimi için kullanılabilir. Ayrıca STL formatındaki kayıplarla ilişkilendirilebilmektedir. Diş hekimliği dışındaki alanlarda da STL formatının hassasiyetini inceleyen çeşitli çalışmalardan biri olan Ciobota'nın yürüttüğü çalışmada STL formatının kayıpları saptamıştır. 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. Bugüne kadar, 3B model elde etmek için DICOM görüntü formatından üretilen STL modellerinin netliği için herhangi bir başarı ölçütü veya kriteri bulunamamıştır (Ciobota, 2012; Cai ve ark., 2015).

In vivo olarak dişsiz modellerin net bir şekilde dijitalleştirilmesi bu tarayıcılar üzerinde birkaç ek çalışma yapıldıktan sonra güvenilir olmaktadır. Tarayıcıların netliği ile ilgili diğer çalışmalar, doğruluğu değil hassasiyeti değerlendirdiği için bu çalışmanın sonuçları ile karşılaştırılması mümkün olmamaktadır (Rudolph ve ark., 2007; Chan ve ark., 2011). Öte yandan yapılan bu çalışmadan farklı olarak, doğruluğu belirlemek için farklı yöntemler kullanan çalışmalar da bulunmaktadır (Kuroda ve ark., 1996; Persson ve ark., 2006; de Villaumbrosia ve ark., 2016).

Önceki çalışmaların çoğu, dişli çenelerin AİDT cihazları kullanarak dijitalleştirilmesinin en kolay yöntem olduğunu ve karmaşık geometriye sahip oklüzal yüzün bu tarayıcılara taranmasıyla daha iyi sonuçlar elde edilmesine yardımcı olduğu gösterilmiştir (Patzelt ve ark., 2013; Logozzo ve ark., 2014; Zimmermann ve ark., 2015). Bu durum henüz açıklığa kavuşmadığından, tam dişsiz çenelerin dijital ortama aktarılırkenki netliğini değerlendirmenin önemli olduğu belirtilmiştir (Mangano ve ark., 2016).

KIBT ve BT kullanılarak elde edilen dijital modeller klinik olarak geçerli birer tanısal kayıt olmasına rağmen, bu tarayıcıların pratik uygulamalarında bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Alçı modelleri tarayan güncel tarayıcılar, yeni hasta verilerinin toplanması için pratik bir yaklaşım olmamaktadır (Şakar, 2017). Bu dijital modelleri üretmek için klinik iş yükü artmaktadır. Ancak, daha önceden arşivlenmiş alçı modeller için çok verimli bir yöntem de olacaktır. Bir başka dezavantaj ise; alçı modellerin taranmasının zaman alıcı, ve modelleri teker teker taramanın meşakkatli bir süreç olmasıdır. Buna ek olarak, taranmış görüntüleri tekrardan şekillendirmek için gerekli olan bilgisayar programlarını öğrenme ve bu konu da gelişmiş olmak da gerekmektedir (Mangano ve ark., 2016). Özellikle KIBT kullanılarak elde edilmiş dijital modeller ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların büyük bir kısmı, dijital tarayıcıların kullanımının, klinik elverişliliğe ve ekonomik etkenlere dayalı olduğu kanısına varmaktadır (Mangano ve ark., 2016; Şakar, 2017). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, dişsiz alçı modelin taranmasında kullanılan yöntemlerin güvenilir olduğunu göstermiştir.

Ayrıca alçı modellerin taranmasıyla hastaların gereksiz radyasyona maruz kalmaları da engellenmiştir.

Gerçekleştirilen çalışmalarda gösterilmiştir ki, toplanan verilerin değerlendirilmesi aşamasında kullanılan algoritmaların yanlış belirlenmesi durumunda hatalı sonuçlara ulaşılabileceği gibi, dengesiz algoritmaların kullanımı da tüm araştırma sistemini etkileyeceği ve yanıltıcı sonuçlar doğuracağı da bilinmektedir. Bu durum, tarayıcıların hassasiyet ve doğruluklarına bağlı olarak, elde edilen tarama verilerindeki tam dişsiz modellerin klinik olarak kabul edilebilirliğini sorgulayacak olan birçok çalışmaya daha ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir.

Sonuç olarak bu çalışmaya göre, tam dişsiz çene modellerinden farklı tarayıcılar kullanılarak elde edilen verilerin STL formata dönüştürülebileceği kanısına varılmıştır. Ayrıca çalışmada kullanılan 3 farklı tarama cihazının verileri arasında anlamlı bir fark olmadığı da gösterilmiştir. Ancak bu verilerin netliklerinin kabul edilebilir netlik verileriyle uyumlu çıkmamasına dayanılarak, netlik konusunda ek çalışma yapılması gerektiği sonucuna da ulaşılmıştır. Öte yandan doğruluk açısından elde edilen KIBT verilerinin ve hassasiyet açısından elde edilen AİDT verilerinin yakın sonuçlar sergilediği de gösterilmiştir.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlara göre, dişsiz çene modelinin dijitalleştirilmesi ve bunu sağlamak için farklı tarayıcıların kullanılması, netlik açısından büyük önem taşıdığı vurgulanmıştır. Dolayısıyla bu konu üzerinde ileri çalışmaların yapılmasıyla, tam dişsiz protezlerin klinikte rutin olarak dijital cihazların kullanılmasıyla üretilebilmesine olanak sağlayacağı düşünülmektedir.

6. KAYNAKLAR

Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018;26(3):101–21.

Ağlarcı OS, Yılmaz HH. Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2010;2(1):45- 52.

Akyalcin S, Cozad BE, English JD, Colville CD, Laman S. Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(6):916-922.

Alcan T, Ceylanoğlu C, Baysal B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *Angle Orthod*. 2009;79(1):30-36.

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer YA. comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007;20:125-131.

Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014;111(3):186–194.

Arnetz G, Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. *Int J Comput Dent*. 2005;8:273-281.

Baba NZ. Materials and Processes for CAD / CAM Complete Denture Fabrication. *Curr Ora Health Rep*. 2016;3(3):203–208.

Baheti MJ, Soni UN, Gharat NV, Mahagaonkar P, Khokhani R, Dash S. Intra-oral scanners: a new eye in dentistry. *Austin J Orthopade & Rheumatol*. 2015;2(3):1021-1027.

Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:573-582.

Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:19-28.

Bell A, Ayoub AF, Siebert P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *J of Orthod*. 2003;30(3):2019-23.

Besl P, Mckay N. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Patte Analy and Mach Intell*. 1992;14(2):239-256.

Bilgin MS, Erdem A, Aglarci OS, Dilber E. Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies. *J of Prosthodont*. 2015;24(7):576-9.

Braian M, Wennerberg A. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *J of prosthetic dent*. 2019;122:129-136.

Breyer K, Ohnheiser R. Length and Form Measurement on Coordinate Measuring Machines, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany. 1994.

Burgess J. Digital DICOM in Dentistry. *open dent j*. 2015;9:330.

Cai T, Rybicki FJ, Giannopoulos AA, Schultz K, Kumamaru KK, Liacouras P, et al. The residual STL volume as a metric to evaluate accuracy and reproducibility of anatomic models for 3D printing: application in the validation of 3D-printable models of maxillofacial bone from reduced radiation dose CT images. *3D print in med.* 2015;1(1):2.

Carrafiello G, Dizonno M, Colli V, Strocchi S, Pozzi TS, Leonardi A, et al. Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. *La Radiologia medica.* 2010;115(4):600.

Cevidanes LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(5):611-618.

Chan DC, Chung AK, Haines J, Yau EH, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent.* 2011;36:486-91.

Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J of Am Dent Assoc.* 2001;132:1301-3.

Ciobota ND. Standard tessellation language in rapid prototyping technology. National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, Bucuresti, The Scientific Bulletin of Valahia University–Materials and Mechanics. 2012;(7).

Coffey C W. Differences Between Conventionally and CAD/CAM Complete Removable Dental Prosthesis. University of Illinois Institute of Technology, Thesis of Master, 2018, Chicago (Advisor: Ales Obrez Fatemeh).

Costa Lima JM, Costa Anami L, Maximo Araujo R, Pavanelli CA. Removable Partial Dentures: Use of rapid prototyping. *J of Prosthodont.* 2014;23:588-591.

Curry S, Baumrind S, Carlson S, Beers A, Boyd R. Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific. In Seminars in Orthod. 2001;7(4):258-265.

Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. British dent j. 2009;207(1):23.

de Villaumbrosia PG, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradíes G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. J of prosthetic dent. 2016;116(4):543-550.

De Vos W, Cassleman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38(6):609-25.

DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. J Dent Res. 2003;82:438-442.

Diñçel AG, Gümüş HÖ, Büyük AG, Kiliñç Hİ, Bilgin MS. 3 boyutlu dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğunun değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2013;23(3):366-70.

Emami E, Heydecke G, Rompre PH, de Grandmont P, Feline JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a metaanalysis of randomized-controlled trials. Clin Oral Implants Res. 2009;20(6):533-44.

Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. J of Prosthetic Dent. 2013;109(2):121–128.

Ender A, Mehl A. Full-arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent*. 2011;14:11–21.

Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*. 2012;16(1):11-21.

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

Erdem T, Şenel N. Diş hekimliğinde dijital radyografler ve ağız içi kameralar. *Türk Diş hekimleri Birliği Dergisi*. 2006;96:76-80.

Ersu B, Yüzügülü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;32:58-72.

Ezzat AS. Computer aided technology in complete denture construction between trials and application. *Ecronicon Dental Science*. 2015;1:202-204.

Fang JH, An X, Jeong SM, Choi BH. Digital intraoral scanning technique for edentulous jaws. *J of prosthetic dent*. 2018;119(5):733-735.

Galhano G A, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012;23:575-579.

Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues. *PLoS ONE*. 2016;11(7):1–15.

Ganz SD. Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Applications Using CT and Cone Beam CT Scanning Technology. *Dent Clin of North Am*. 2008;52(4):777–808.

Gjelvold B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont.* 2016;25(4):282–287.

Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ. Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *Int J of Prosthodont.* 2018;31:377-381.

Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent.* 2012;107(1):34-46.

Göönüldaş F, Polat S, Tunçdemir AR. Tam dişsiz vakada implant üstü sabit protez ve hibrit protez uygulaması: olgu sunumu. *Dicle Diş Hekim Derg.* 2013;14:91-93.

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

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

Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon I. Cone-beam imaging: applications in ENT. *Euro annals of otorhinolaryngology, head and neck disea.* 2011;128(2):65-78.

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

Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. J of prosth dent. 2014;111(5):351-5.

İrfanoğlu MO, Gökberk B, Akarun L. 3D Shape-Based Face Recognition Using Automatically Registered Facial Surfaces, Proceedings of 17th International Conference of Pattern Recognition, Cambridge. 2004;1:183-186.

Jacob K, Vivian G, Steel JR. X-ray dose training: are we exposed enough?. Clini Radio. 2004;59(10): 928-34.

Jamjoom FZ, Kim DG, Lee DJ, McGlumphy EA, Yilmaz B. Effect of length and location of edentulous area on the accuracy of prosthetic treatment plan incorporation into cone-beam computed tomography scans. Clini imp dent and related res. 2018;20(3):300-307.

Jamjoom FZ, Kim DG, McGlumphy EA, Lee DJ, Yilmaz B. Positional accuracy of a prosthetic treatment plan incorporated into a cone beam computed tomography scan using surface scan registration. J of prosthet dent. 2018;120(3):367-74.

Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between “virtual” and “physical” assessments of fit using two different techniques of measurements. Clini Imp Dent Relat Res. 2012;14:175-182.

Jiang T, Lee SM, Hou Y, Chang X, Hwang HS. Evaluation of digital dental models obtained from dental cone-beam computed tomography scan of alginate impressions. Korea J of Orthod. 2016;46(3):129-136.

Kahn CE, Carrino JA, Flynn MJ, Peck DJ, Horii SC. DICOM and Radiology: Past, Present, and Future. J of Am Colleg of Radio. 2007;4(9):652–657.

Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. Ata Üni Diş Hekim Fak Derg. 2015;25(1):129-136.

Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. Dent mater j. 2011;1101210106-1101210106.

Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. Ata Üni Diş Hekim Fak Derg. 2008;18:25-32.

Kato A, Ohno N. Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. Clin Oral Investig. 2009;13(1):43-6.

Kattadiyil M, Jekki R, Goodacre C, Baba N. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. J Prosthet Dent. 2015;114(6):818-825.

Kau CH, Richmond S, editors. Three-dimensional imaging for orthodontics and maxillofacial surgery. John Wiley & Sons; 1st ed. Alabama; 2011,p:202-210.

Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. J of ora rehabilit. 1997;24(7):540-8.

Keser Eİ, Kocadereli I. Geçmişten Günümüze Ortodontide Kraniyofasiyal Görüntüleme. Tur J of Orthod. 2004;17(1):116-125.

Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. International Journal of Prosthodontics. 2013;26(2).

Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. J Clin Orthod. 2014;48:337-47.

Kurbad A, Kurbad S. Cerec Smile Design—a software tool for the enhancement of restorations in the esthetic zone. *Int J Comput Dent*. 2013;16(3):255–69.

Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110:365-9.

Lam EW, Ruprecht A, Yang J. Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental implant treatment planning. *J Prosthet Dent*. 1995;74:42-6.

Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endo*. 2009;35:233–235.

Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK. The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2009;80:160-166.

Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics— Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics Lasers Eng*. 2014;54(3):203–221.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(9):1237-43.

Luthardt R, Sandkuhl O, Herold V, Walter M. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont*. 2001;14:146-51.

Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schöne C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent*. 2002;5(2-3):165-76.

Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent mater*. 2006;22(1):69-76.

Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, et al. Linear measurements using virtual study models: a systematic review. *Angle orthod*. 2012;82(6):1098- 1106.

MacDonald-Jankowski DS, Li TK. Computed Tomography for Oral and Maxillofacial Surgeons. Part 1: Spiral Computed Tomography. *Asia J of Ora and Maxillofac Surg*. 2006;18(1):7-16.

Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J of Prosthodont*. 1994;7(1).

Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC oral health*. 2019;19(1):101.

Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsk E, Mangano C. Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLoS One*. 2016;11(9): 1–18.

Medina-Sotomayor P, Pascual MA, Camps AI. Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*. 2018;13(9).

Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions-an in vitro study. *Int J Comput Dent*. 2009;12:11-28.

Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *Am J Neuroradiol*. 2009;30(6):1088-95.

Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *Am J Neuroradiol*. 2009;30(7):1285-92.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater*. 2009;28:44-56.

Moor PM. Modeling Coordinate Measuring Machine Scanning Operations. University of Tennessee, Yüksek Lisans Tezi, 2007, Knoxville (Danışman: William R. Hamel).

Mumcu E, Geçkili O, Bilhan H. Tam dişsiz hastalarda yaş, cinsiyet ve protez tecrübesinin yaşam kalitesi ve hasta memnuniyeti üzerine etkisinin incelenmesi. *Ista Üni Diş Hekim Fak Derg*. 2011;45:57-63.

Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radio*. 2013;42(8).

Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(4):585–591.

Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, Kishinami T. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J of CranioMaxillofac Surg* 1992;20(2):49-60.

Ortman JM, Velkoff VA, Hogan H. An aging nation: the older population in the United States. Washington, DC: United States Census Bureau, Economics and Statistics Administration, US Department of Commerce; 2014;p:25-1140.

Osnes CA, Wu JH, Venezia P, Ferrari M, Keeling AJ. Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. Journal of prosthodontic research. 2019; <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.005>

Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. Clinical oral implants research. 2016;27(4):465-72.

Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. Clin Oral Investig. 2014;18(6):1687-94.

Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. J of the Am Dent Assoc. 2013;144(8):914-920.

Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. J Prosthet Dent. 2006;95:194-200.

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

Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO global oral health programme. Commun Dent and Ora Epid. 2005;33:81-92.

Phillips SD. "Chapter 7: Performance Evaluations," from Coordinate Measuring Machines and Systems, ed. J. Bosch, Marcel Dekker: New York; 1995.

Ramiro GP, Coronel CA, Navarro AF, Hassan B, Tamimi F. Computer-Aided Design in Restorative Dentistry. In Digit Resto Dent. 2019;41-54. doi.org/10.1007/978-3-030-15974-0_3

Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vanderven FJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. Clin Oral Implants Res. 1994;5:229-38.

Redford M, Drury TF, Kingman A, Brown LJ. Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. J of dent res. 1996;75(2):714-25.

Rheude B, Lionel Sadowsky P, Ferriera A, Jacobson A. An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. Angle Orthod. 2005;75(3):300-304.

Ritter L, Reiz SD, Rothamel D, Dreiseidler T, Karapetian V, Sheer M, et al. Registration accuracy of three dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning. Clin Oral Implants Res. 2012;23(4):447–452

Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. Brit J Radiol. 2009;82(973):35-40.

Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. Am J of Orthod and Dentofac Orthoped. 2016;149(2):161-170.

Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med.* 2007;37:579-87.

Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, et al. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J of Appli Ora Sci.* 2016;24(1):85-94.

Şakar D. Ortodontik Dijital Modellemenin Çeşitli Maloklüzyon. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2017, Lefkoşa (Danışman: Doç. Dr. Ulaş Öz).

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006;72(1):75.

Scarfe WC, Farman AG. Cone-beam computed tomography. *Ora Radio. Principles and Interpretation.* 6th edition. Elsevier, St. Louis, 2009,p:225-243.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dent Clini of Nort Am.* 2008;52(4):707-730.

Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 1987;2:137-41.

Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 1987;2:143-8.

Schwindling FS, Stober T. A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *J of Prosth Dent*. 2016;116:756-763.

Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013;17(7):1759–64.

Shimizu S, Shinya A, Kuroda S, Gomi H. The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses. *Dent mater j*. 2017;36(4):402-407.

Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J of Orthod and Dentofac Orthop*. 2012;142(2):269-73.

Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2015;59(4):236-42.

Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD & RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009;93(3):266-272.

Surapaneni H, Yalamanchili PS, Yalavarthy RS, Reshmarani AP. Role of computed tomography imaging in dental implantology: An overview. *J of Ora and Maxillofac Radio*. 2013;1(2):43.

Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*. 2015;24(4):313–321.

Todd AD, Gher ME, Quintero G, Richardson AC. Interpretation of linear and computed tomograms in the assessment of implant recipient sites. J Period. 1993;64:1243-9.

Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. Clini ora imp res. 2017;28(6):648-653.

Warren DL. Cone-Beam Computed Tomography and Orthodontics: Awareness Assessment. Loma Linda University, Yüksek Lisans Tezi, 2011 (Danışman: Dr. V. Leroy Leggitt).

Westerlund A, Tancredi W, Ransjö M, Bresin A, Psonis S, Torgersson O. Digital casts in orthodontics: A comparison of 4 software systems. Am J of Orthod and Dentofac Orthop. 2015;147(4):509-516.

White AJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. Am J of Orthod and Dentofac Orthoped. 2010;137(4):456-e1.

White SC, Pharoah MJ. Oral radiology: principles and interpretation. Else Health Sci. 2009;448-52.

Wilhelm RG, Hocken R, Schwenke H. Task Specific Uncertainty in Coordinate Measurement. Annals of the CIRP. 2001;50(2):553-563.

Wiranto MG, Engelbrecht WP, Nolthenius HET, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and conebeam computed tomography scans of alginate impressions. Am J of Orthod and Dentofac Orthoped. 2013;143(1):140-147.

Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(3):19-24.

Yuan FS, Sun YC, Wang Y, Lü PJ. Accuracy evaluation of a new three-dimensional reproduction method of edentulous dental casts, and wax occlusion rims with jaw relation. *Int J of Oral Sci.* 2013;5(3):155–161.

Zaruba M, Ender A, Mehl A. New applications for threedimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *Int j of comput dent.* 2013;17(1):53-64.

Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems—a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101–129.

Zonneveld FW, Hanafee WN. Computed Tomography of the Temporal Bone and Orbit. *J of Comput Assi Tomog.* 1988;12(3):540.

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı	AMMAR	Soyadı	KAYSSOUN
Doğum Yeri	HOMS	Doğum Tarihi	23/10/1990
Uyruğu	SÜRİYE	Tel	+90 548 8748661
E-mail	ammар.kayssoun@neu.edu.tr		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2020
Yüksek Lisans	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2015
Lisans	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2015
Lise	ALZAHRAWİ LİSESİ	2007

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl- Yıl)
ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2015 - HALEN

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama *	Konuşma *	Yazma *
ARAPÇA	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ
TÜRKÇE	İYİ	İYİ	ÇOK İYİ
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	ÇOK İYİ

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT WORD	İYİ
MICROSOFT POWERPOINT	İYİ
MICROSOFT EXCEL	İYİ

Diğer Bilimsel faaliyetler

Yayın	Yıl
Conservative Prosthetic Rehabilitation	2017
Post-Surgical Prosthetic Rehabilitation of a Patient After Partial Maxillectomy: A Clinical Case Report	2019
Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli Minimal İnvaziv Kozmetik Tedavi	2019
Trueness and Precision of Three Different Scanners for Digitizing a Completely Edentulous Gypsum Model	2020