

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**AĞIZ İÇİ TARAMA CİHAZININ TAM DİŞSİZ HASTALARDA
KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAMİ TURAN

KOCAELİ 2022

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**AĞIZ İÇİ TARAMA CİHAZININ TAM DİŞSİZ HASTALARDA
KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAMİ TURAN

Dr. Öğr. Üyesi İbrahim Mutlu
Danışman, Kocaeli Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Burcu Kanat ERTÜRK
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

Doç. Dr. Hakan OFLAZ
Jüri Üyesi, Gebze Teknik Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih: 17.01.2022

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez/proje çalışmada,

- Bu tezin/projenin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğim ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin/Projenin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez/proje çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

Bu tez/proje çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum/kuruluş tarafından maddi/alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.

Bu tez/proje çalışması kapsamında üretilen veri ve bilgiler tarafından no'lu proje kapsamında maddi/alt yapı desteği alınarak gerçekleştirilmiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Hami TURAN

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/projemin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin/projemin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanımı bana ait olacaktır.

Tezin/projenin kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin/projenin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim kurulu tarafından yayımlanan **“Lisanüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli Üniversitesi Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü yönetim kurulu kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.
- Enstitü yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir.
- Tezim/projem ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

Hami TURAN

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Ağız içinden protez için ölçü alınması dijital veya geleneksel yöntemler kullanılarak yapılabilmektedir. Geleneksel yöntemlerde hasta ağzından değişik ölçü malzemeleri ve ölçü teknikleri ile ölçü alınmaktadır. Ölçü almak için kullanılan bu materyeller dental sektörün gelişmesi ile birlikte gelişmiştir. Ancak yine de alınan ölçülerin hassasiyeti pek çok etkene bağlı olarak göz ardı edilemeyecek hatalar içerebilmektedir.

Bilgisayarların ve yazılımların gelişmesi ile bilgisayar ortamında tasarım (CAD) ve bilgisayar ortamında üretim (CAM) yapılması mümkün kılınmıştır. Dental alanda ihtiyaç duyulan hasta ağzından ölçü alma sistemleri de gelişen CAD/CAM teknolojisine ayak uydurmuştur.

İlk defa 1980'lerde ortaya çıkan ağız içi tarama cihazları diş hekimliğinde protetik restorasyon tedavilerinin en önemli aşamalarından biri olan ölçü alma işleminin dijital yollarla yapılmasını mümkün kılmıştır.

Günümüze kadar gelişerek gelen bu teknolojilerin kullanımını giderek yaygınlaşmaktadır. Ancak kullanıcıya pek çok avantaj sağlayan yüksek teknoloji ürünü bu cihazların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Üst üste görüntü birleştirme tekniği ile çalışan bu cihazlarda ark uzunluğu arttıkça hata oranında artmalar görülebilir. Hareketli dokularda üst üste binen fotoğraflar katman oluşumuna sebep olabilirler.

Bu alanlarda tam olarak başarı sağlanamaması tam çene protez vakalarında ölçü alımı için klasik yöntemlerin tercih edilmesine neden olmaktadır.

Bu tez çalışması yüksek teknoloji ürünü bir ağız içi tarayıcısının üst çeneyi simüle etmesi için üretilen alçı modeller üzerinde farklı metodlar ve yöntemler geliştirilerek alınan tarama sonuçlarının karşılaştırılmasını içermektedir.

Bu çalışma boyunca bana maddi manevi yardımlarını esirgemeyen başta Dr. İbrahim MUTLU olmak üzere tüm Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Başkanlığı Hocalarıma teşekkür ederim. Ayrıca tarama cihazı kullanımını bana sağlayan AB Dental Türkiye ve ağız içi modeli oluşturma aşamasındaki katkılarından ötürü Dünya Zirkon Merkezi Protez Laboratuvarı'na ve model ölçüsü çıkarmama yardımcı olan DF Group Diş Kliniğine teşekkürü bir borç bilirim.

Bütün hayatımda olduğu gibi bu tez çalışmamda da maddi manevi desteklerini esirgemeyen değerli aileme, abime, kardeşime en içten teşekkürlerimi ve sevgilerimi sunarım.

Ocak-2022

Hami TURAN

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI.....	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ.....	vii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR TARAMASI	3
3. KONVANSİYONEL YÖNTEMLER İLE ÖLÇÜ ALINMASI.....	5
3.1. Ölçü Alımında Kullanılan Maddeler	5
3.1.1. Rijit (Elastik Olmayan) Ölçü Maddeleri	6
3.1.1.1. Ölçü Alçısı	7
3.1.1.2. Çinko Oksit Öjenol.....	8
3.1.1.3. Termoplastik Ölçü Maddeleri	8
3.1.2. Elastik Ölçü Maddeleri.....	9
3.1.2.1. Hidrokolloidler	9
3.1.2.2. Elastomerler	10
4. CAD/CAM SİSTEMLERİ RESTORASYON ÜRETİMİ.....	14
4.1. CAD/CAM Sisteminin Dış Hekimliğine Uyarlanması ve Tarihsel Gelişimi.....	14
4.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri	15
4.2.1. İndirekt Ölçü Sistemleri	16
4.2.2. Üretim Merkezli Sistemler	16
4.2.3. Direkt Ölçü Sistemleri.....	16
4.2.3.1. Ağız İçi Tarama Cihazları ve Tarama Teknolojileri	17
4.2.3.2. Günümüzde Kullanılan Ağız İçi Tarama Sistemlerinin Başarı Değerlendirilmesi	20
4.2.3.3. Ağız İçi Tarama Cihazlarının Avantajları.....	25
4.2.3.4. Ağız İçi Tarama Cihazlarının Dezavantajları	28
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
5.1. Referans Modellerin Hazırlanması.....	32
5.2. Referans Tarayıcı ile Referans 3B Verilerin Elde Edilmesi	33
5.3. Ağız İçi Tarayıcı ile Dijital Ölçü Elde Edilmesi	36
5.4. Referans Modellerin BenQ Marka (Tayvan) Ağız İçi Tarayıcı ile Taranması.....	37
5.4.1. S Eğrisi Tekniği	38
5.4.2. Okluzal Yanı Tarama Tekniği	38
5.5. Alçı Modellerin Ağız İçi Tarayıcı Yazılımına Kayıt Edilmesi	39
5.6. Ağız İçi Modellerinin Ağız İçi Tarama Cihazı İle Ölçülerinin Alınması.....	39
5.7. Elde Edilen 3B Verilerin Geomagic Design X Yazılımında Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması.....	40
5.8. Bölgesel Sapmaların Tespiti	41
6. VERİLERİN İSTATİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ	47
7. BULGULAR VE TARTIŞMA	48

7.1. 3B Verilerin akıştırılması ile Tespit Edilen Nicel Verilerin Karşılaştırılması	51
7.2. 3B Veriler zerinden Elde Edilen Mesafe lümlerinin Değerlendirilmesi	56
KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİŞ	71



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1.	Diş hekimliğinde ölçü alımı için kullanılan maddelerin sınıflandırılması	6
Şekil 4.1.	Güncel CAD/CAM sistemlerinde restorasyon üretim yöntemleri	15
Şekil 4.2.	Paralel konfokal lazer tarama.....	18
Şekil 4.3.	Aktif dalga örnekleme prensibi.....	18
Şekil 4.4.	Pasif triangulation sistemi.....	19
Şekil 4.5	Aktif triangulation sistemi	20
Şekil 4.6.	Dijital ölçü yönteminin yapılacak olan işleme göre başarı piramidi.....	21
Şekil 4.7.	İmplant uygulamalarında CBCT ve ağız içi tarama verilerinin birleştirilmesi.....	22
Şekil 4.8.	Planlanan implant tedavileri için cerrahi rehber plağı hazırlanması	23
Şekil 4.9.	BenQ BIS-1 ağız içi tarama cihazı.....	24
Şekil 5.1.	Deneyde yapılacak olan dijital taramalar	32
Şekil 5.2.	Elde edilen çene modelleri (soldan sağa A'dan G'ye)	33
Şekil 5.3.	Referans tarama cihazı (DOF INC. marka Edge model).....	35
Şekil 5.4.	Model tarama cihazı ile referans modellerin taranması.....	35
Şekil 5.5.	Model tarayıcı ile taranmış referans 3B veri örneği.....	36
Şekil 5.6.	BenQ BIS-1 ağız içi tarayıcı ile yeni hasta ve vaka kaydının yapılması.....	37
Şekil 5.7.	BenQ ağız içi tarama cihazı S eğrisi tarama formatı.....	38
Şekil 5.8.	BenQ ağız içi tarama cihazı okluzal yanı tarama formatı.....	38
Şekil 5.9.	Tarama sırasında oluşan hatalar	39
Şekil 5.10.	İki farklı tarayıcıdan alınan 3B verilerin Geomagic Design X yazılımında çakıştırılması	41
Şekil 5.11.	Çene modeli üzerine işaretlenmiş olan 2 nokta arasındaki mesafenin yazılım üzerinden hesaplanması	42
Şekil 5.12.	A modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	43
Şekil 5.13.	B modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	43
Şekil 5.14.	C modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	44
Şekil 5.15.	D modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	44
Şekil 5.16.	E modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	45
Şekil 5.17.	F modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması.....	45
Şekil 5.18.	G modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması	46
Şekil 7.1.	Minimum, maksimum ve ortalama sapma değerlerinin grafik gösterimi.....	56
Şekil 7.2.	Modellere göre Manuel Ref ve IOS mesafe ölçümlerinin karşılaştırılması	62

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Elastomerlerin reolojik özelliklerinin karşılaştırılması	13
Tablo 4.1. Kullanımda olan bazı ağız içi tarama cihazlarına ait özellikler	23
Tablo 5.1. Referans modellerin ağız içi tarayıcı ile taranmasında geçen süreler	40
Tablo 7.1. A modeline ait sapma verileri	51
Tablo 7.3. C modeline ait sapma verileri	52
Tablo 7.4. D modeline ait sapma verileri	52
Tablo 7.5. E modeline ait sapma verileri	53
Tablo 7.6. F modeline ait sapma verileri.....	53
Tablo 7.7. G modeline ait sapma verileri	54
Tablo 7.8. Tüm modellere ait ortalama sapma verileri	54
Tablo 7.9. Elde edilen mesafe ölçümlerinin ortalamalarının ve referans ölçümlerin değerlendirilmesi.....	56
Tablo 7.10. Fark ölçümlerinin “0” düzeyine göre incelenmesi.....	57
Tablo 7.11. Referans model verileri ile ağız içi tarama cihazı verilerinin karşılaştırılması.....	60
Tablo 7.12. Modellere göre Manuel Ref Ölçüm ve Manuel IOS Ölçüm düzeylerinin ilişkilerinin incelenmesi	62

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	: santigrat derece
Gr	: gram
Stl	: stereolithography
Obj	: object
Ply	: polygon
Dem	: dicom
Sdt	: Smartdraw Template
3B	: 3 boyutlu

Kısaltmalar

ADA	: American Dental Association
CAD/CAM	: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)
CBCT Tomografi)	: Cone Beam Computurised Tomograpy (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)
RMS	: Karelerinin ortalamasının karekökü (Root mean square)

AĞIZ İÇİ TARAMA CİHAZININ TAM DIŞSİZ HASTALARDA KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmada diş hekimliği alanında özellikle son yıllarda kullanımı giderek artan 3 boyutlu ağız içi tarama cihazının tam dışsiz hastalarda kullanımı sırasında yaşanan sorunlar ve bu sorunların tarama hızına, tarama doğruluğuna etkileri incelenmiştir. 7 farklı tam dışsiz hastadan konvansiyonel (geleneksel) ölçü alınarak laboratuvar ortamında alçı modele dökülmüştür. Elde edilen alçı modeller çalışmada referans tarayıcı olarak kabul edilen masaüstü model tarayıcı ile taranarak referans 3B veriler elde edilmiştir. Aynı modeller ağız içi tarama cihazı ile taranarak elde edilen veriler ile referans olarak elde edilen 3B veriler Geomagic Design X yazılımında karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucu elde edilen sayısal veriler IBM SPSS 25.0 (Amerika) yazılımında analiz edilmiştir.

Analiz sonucunda güncel bir ağız içi tarama cihazının tam dışsiz hastalarda kullanılmasının doğruluğu hakkında bilgiler elde edilmiş ve çeneye ait ark uzunluğunun tarama doğruluğuna etkileri incelenmiştir. Ayrıca karşılaştırma sonucu elde edilen renk haritaları yorumlanarak hata değerlerinin bölgesel dağılımı yorumlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ağız İçi Tarama Cihazı, Dijital Ağız İçi Ölçüsü, Tam Dışsiz Hasta, Tarama Doğruluğu, Tarama Hızı.

EVALUATION OF THE USAGE OF AN INTRAORAL SCANNING DEVICE IN TOOTHLESS PATIENTS

ABSTRACT

In this study, the problems experienced during the use of the 3D intraoral scanning device, which has been increasingly used in dentistry in recent years, and the effects of these problems on scanning speed and scanning accuracy were examined. Conventional (traditional) measurements were taken from 7 different completely edentulous patients and poured into the plaster model in the laboratory environment. The obtained plaster models were scanned with the desktop model scanner, which is accepted as the reference scanner in the study, and reference 3D data were obtained. The data obtained by scanning the same models with an intraoral scanning device and the 3D data obtained as a reference were overlapped in the Geomagic Design X software. The numerical data obtained as a result of registration were analyzed in IBM SPSS 25.0 (USA) software.

As a result of the analysis, information about the accuracy of using a current intraoral scanning device in edentulous patients was obtained and the effects of the arch length of the jaw on scanning accuracy were examined. In addition, the regional distribution of error values was interpreted by interpreting the color maps obtained as a result of the overlapped.

Keywords: Intraoral Scanning Device, Digital Intraoral Impression, Toothless Patient, Scanning Accuracy, Scanning Speed.

1. GİRİŞ

Dental alanda kesik diş üzerinde veya implant üzerinde, dişsiz ağızlarda tedavi için hareketli veya sabit proteze ihtiyaç duyulmaktadır. Protez tasarımı gerektiren protetik restorasyonlarda (implant üstü kuron, kesik diş üstü kuron, inlay, onlay dolgu, veneer vb. gibi) en önemli aşamalardan birisi hasta ağızında gerekli işlemler yapıldıktan sonra hasta ağızından birebir ölçü alınmasıdır. Ölçü alma işlemi hasta ağızında işlem yapılan ilgili alanın tam karşılığını yani negatifini elde etme işlemidir (Birnbaum ve Aaronson, 2008). Alınan ölçünün doğruluğu yapılan protezin hasta ağızına uyumunu doğrudan etkiler. Protez istenilen uyumu sağlamaz ise hasta ağızında çeşitli komplikasyonlara neden olacaktır (Çağlar ve diğ., 2015). Protezin uyumlu olabilmesi için marjinal açıklığın 100 ile 150 µm arasında olması kabul edilebilir olarak değerlendirilmektedir (Colpani ve diğ., 2013 ve Tuntiprawon ve diğ., 1995).

On sekizinci yüzyıldan beri kullanılmakta olan konvansiyonel sistemlerde hasta ağızından ölçü bir takım elastik ölçü maddeleri (Aljinat, silikon, polieter vb.) yardımı ile alınmaktadır. Hasta ağızından alınan bu ölçü proteze dönüştürülene kadar çok fazla işlemden geçer. Bu materyaller ile alınan ölçü malzemelerinin uzun yıllar boyu geliştirilmesine karşın yine de göz ardı edilemeyecek bazı sorunlar çıkarmaktadır (Chen ve Xu, 2005). Ölçü materyallerinin düşük yırtılma dayanımına sahip olması bu sorunların nedenlerinden biridir. Hasta ağızından ölçü alınırken bazen bu materyaller kabarcık oluşturur ve doğru ölçü alımını bozar. Ayrıca ağız içindeki marjin hattının tam olarak aktarılamamasına neden olur. Ölçü alım tekniklerinin doğru uygulanamaması da ölçüm hatalarına neden olabilmektedir. Bu gibi etkenler diş hekimliğinde protetik restorasyon tedavilerinin başarıya ulaşmasında engeller çıkarabilmektedir (Christensen, 2005).

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte ağız içinden ölçü alımı 3B tarayıcılar sayesinde yapılmaya başlanmıştır. Bu tarayıcılar doğrudan hasta ağızından görüntü alması ve aldığı görüntüleri üst üste bindirerek bir model çıkarması bakımından insan ve materyal kaynaklı hataları minimum seviyelere indirir (Benli ve diğ., 2019). Ayrıca dijital olarak klinikten protez laboratuvarlarına gönderilmesine olanak sağlar. Uzun süre saklanması daha kolaydır. Hastalar, diş hekimleri ve dental

laboratuvarlar zamandan kazanırlar. Hasta ağızından ölçü alınması sırasında hastanın duyacağı rahatsızlık azalır. Özellikle geleneksel yöntemle ölçü alınırken kusma refleksi bulunan hastalardan ölçü alımını kolaylaştırır. Geleneksel ölçü alma yöntemlerinde kullanılan materyallerden kaynaklı hata payı ortadan kaldırılmış olur. 3B tarama yapıldığı için alınan ölçü üzerindeki tüm yüzeyler dijital ortamda gözlenir ve analiz yapılabilir. Geleneksel yöntemlerle alınan ölçülere göre saklanması daha kolaydır. Geleneksel yöntemlerle alınan ölçülerin dezenfeksiyon işlemine tabi tutulması gerekirken dijital yolla alınan ölçülerin böyle bir işleme tabi tutulmasına gerek kalmamaktadır (Punj ve diğ., 2017). Ayrıca gelişen teknoloji ile birlikte ağız içi tarama işlemi yapan cihazların hasta ağızına giren başlıkları otoklavlanabilir yapıdadır. Bu durum çapraz enfeksiyon riskini de ortadan kaldırmaktadır.

Protetik tedavilerde ağız içi tarama cihazları ile alınan ölçülerin konvansiyonel yöntemlere göre çok daha başarılı sonuçlar verdiği yapılan çalışmalar neticesinde bilinmektedir. Ancak tarama yapılacak alanın ark boyu arttıkça doğruluk değeri düşmektedir (Bakıç ve diğ., 2021).

Bu çalışmada 7 adet dişsiz üst çene modeli oluşturularak bu model hem hassasiyeti daha yüksek olan masaüstü model tarayıcı ile (referans ölçü olarak kabul edeceğiz.) hem de BenQ marka ağız içi tarama cihazı ile yedişer defa taranacaktır. Elde edilen veriler Geomagic Design X yazılımında çakıştırılarak ağız içi tarama cihazının ölçü alımındaki sapma değerleri bulunacaktır. Elde edilen veriler SPSS yazılımına aktarılarak doğruluk değerleri ve kararlılığı incelenecektir.

2. LİTERATÜR TARAMASI

Ağız içi tarama cihazları ve CAD-CAM uygulamalarında yaşanan gelişmeler ile birlikte kullanımının artması bu cihazların ölçü alma amacıyla kullanılmasının güvenilirliği üzerine çalışmalar yapılmasını sağlamıştır. Yapılan bu çalışmaların büyük bölümünde dijital ölçü alma işlemi konvansiyonel ölçü alma sistemleri ile karşılaştırılmıştır (Ender ve Mehl, 2011), (Lee ve Gallucci, 2013), (Seelbach ve diğ. 2013). Bu çalışmalarda ağız içi tarama cihazlarının hassasiyetleri ve ölçüm doğrulukları incelenmiştir.

Tam çene dişsiz hastalarda hastaların çene morfolojisinin tarama doğruluğuna etkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır. Tam dişsiz alçı modellerin farklı tarayıcılar ile taranarak tarayıcıların ölçüm doğruluğunun araştırıldığı çalışmalar mevcuttur (Christensen, 2009). Ancak çene morfolojisinin tarama netliğine etkileri incelenmemiştir. Bu çalışmada tam dişsizliğe sahip çene morfolojisi farklı hastalardan elde edilen dijital ölçülerin birbirine göre doğruluğu da incelenecektir.

2013 yılında Dinçel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ağız içi tarama cihazı ile alınan ölçülerin doğruluğu değerlendirilmiştir. Çalışma sonucu elde edilen dijital ölçülerin alçı modellerle karşılaştırılmasında istatistiksel açıdan bir farklılık olmadığı görülmüştür. Ağız içi tarama ölçümlerinin en az konvansiyonel ölçümler kadar güvenilir olduğu belirtilmiştir (Dinçel ve diğ., 2013).

Bu çalışmada olduğu gibi ekstraoral tarama cihazı ile yürütülen çalışmalardan (Alcan ve diğ., 2009) ve (Papaspyridakos ve diğ., 2016) ekstraoral bir referans tarayıcı ile alçı modellerden referans ölçümler olarak ağız içi tarama cihazı ölçümleri ile karşılaştırılmıştır.

Wennerberg ve Brain yaptıkları çalışmada çalışmada dişsiz modellerde 5 noktayı işaretleyerek ekstraoral tarayıcı ve manuel olarak model üzerinden kumpasla elde ettikleri ölçümleri kıyaslamışlardır (Braian ve Wennerberg, 2019).

Bu çalışmada ise doğruluğu yüksek olan ekstraoral bir tarayıcı ile referans taramalar ve ağız içi tarayıcı ile 3B veriler elde edilerek Geomagic Design X

yazılımında çakıştırılmıştır. akıştırma sonucu elde edilen verilerde maksimum, minimum, ortalama sapma değerleri, RMS değerleri ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Çene ark değerlerinin taramaya etkisini gözlemlemek amacıyla alçı çene modellerinin son molar bölgelerine işaretler konularak her iki 3B veride ayrı ayrı ölçümler yapılmıştır. Elde edilen bu ölçümler referans noktaları baz alınarak hesaplanmıştır. Tam dişsiz modellerin taranarak farklı tarayıcıların hassasiyet ve doğruluk karşılaştırmalarının yapıldığı çok az çalışma vardır (Christensen, 2009), (Braian ve Wennerberg, 2019), (Kayssoun, 2020), (Googacre ve diğ., 2018) ve (Varol, 2017).



3. KONVANSİYONEL YÖNTEMLER İLE ÖLÇÜ ALINMASI

Hasta ağzından ölçü alınmasının amacı prepare edilmiş olan alanların net bir şekilde kopyalanarak negatifinin elde edilmesidir. İyi bir ölçü alınabilmesi için ölçü malzemesi ve ölçü alma teknikleri önem kazanır (Rubel, 2007) ve (Hamalian ve diğ., 2011).

İyi bir ölçü için ölçü malzemelerinin sahip olması gereken özellikler şunlardır:

1. Hazırlanması ve kullanılması kolay olmalıdır.
2. Akışkan olmalı ve akıcılık derecesi kontrol edilebilmelidir.
3. Dokuları ayrıntılı bir biçimde kaydedebilmelidir.
4. Ağız, diş dokularına ve hastanın genel sağlığına zarar vermemelidir.
5. Tadı ve kokusu hastayı rahatsız etmemelidir.
6. Tiraj yapmamalıdır, yani hasta ağzından çıkarılırken plastik deformasyona uğramamalıdır.
7. Ölçü alındıktan sonra boyutsal değişikliğe uğramamalıdır.
8. Gerektiğinde eklemeler yapıp ağıza yeniden uygulanabilmelidir.
9. Ekonomik olmalıdır.
10. Sterilize edilebilmelidir.
11. Ağız ısısında veya ona yakın bir ısıda sertleşebilmelidir.
12. Ölçü içerisine model malzemesi döküldüğünde iki madde arasında kimyasal bir etkileşim olmamalıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Ölçünün doğruluğuna katkıda bulunan en önemli etkenlerden biri ölçünün hasta ağzına yerleştirilmesi esnasında ağız ve diş dokuları ile temastayken akabilmesi ve akışkan materyalin nemli oral yüzeyler ile temas edebilmesidir. Böylelikle ölçü materyali hasta ağzında ve diş dokularında bulunan detayları kaydedip hava kabarcıklarının oluşumuna engel olacaktır (Hamalian ve diğ., 2011).

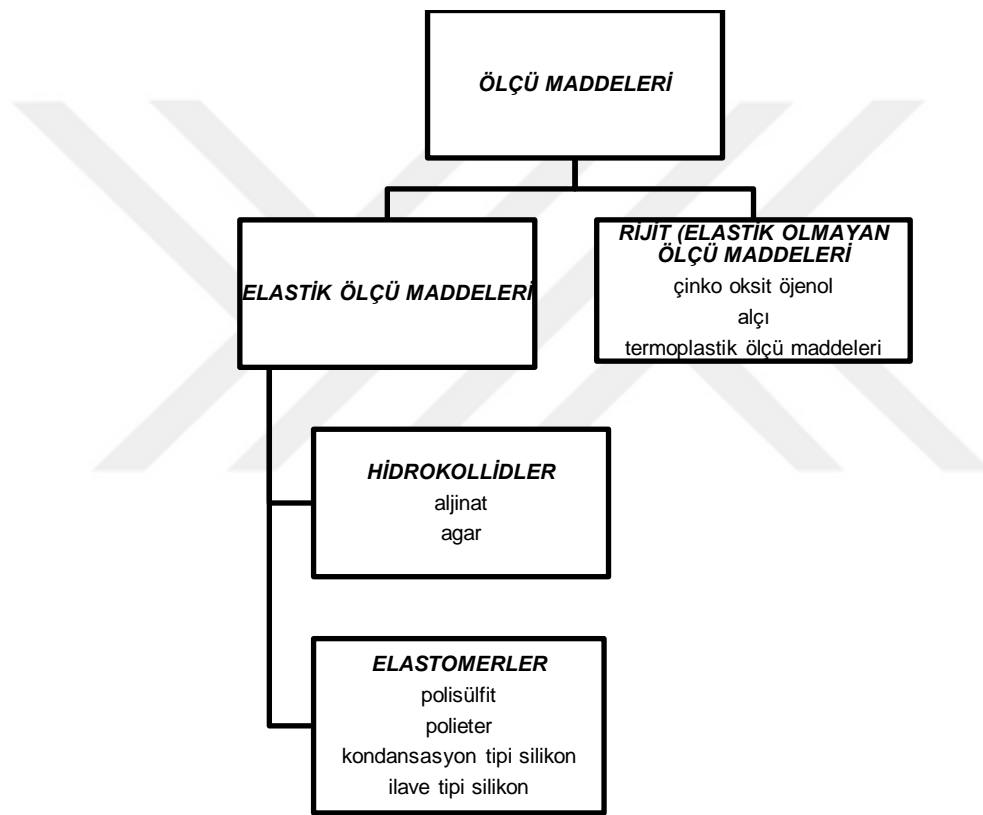
3.1. Ölçü Alımında Kullanılan Maddeler

Ölçü alımında kullanılan maddelerin kimyasal yapı ve özelliklerine göre uygulama alanlarının belirlenmesi başarılı bir restorasyon tedavisi için gereklidir.

Diş hekimliğinin pek çok alanında kullanımı olan polimerler bu alanda da kullanılmaktadır (Craig, 1996) ve (Duman, 2002).

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan başlıca polimer türleri; polieter ve poliakrilik asitler, silikonlar, polisülfid, polivinilasetatlar, polietilen, polikarbonatlar, polistiren, epoksiler, vinil akriliklerdir (Mutlu, 1992).

Şekil 3.1’de gösterildiği gibi ölçü maddelerini elastik ve rijit ölçü maddeleri olarak iki gruba ayırmak mümkündür.



Şekil 3.1. Diş hekimliğinde ölçü alımı için kullanılan maddelerin sınıflandırılması

3.1.1. Rijit (Elastik Olmayan) Ölçü Maddeleri

Elastik ölçü maddelerinden çok daha önce kullanılmaya başlanmış olan ölçüm maddeleridir. Çinko oksit öjenol, ölçü alçısı ve termoplastik ölçü maddeleri bu gruba girmektedir. Bu ürünler hasta ağızına yerleştirilmeden önce hazırlandığı anda akıcı ve yumuşak kıvamdadır. İç yapılarında gerçekleşen kimyasal reaksiyonlar (çinko oksit öjenolde ve ölçü alçısı) ya da soğuma (termoplastik ölçü maddeleri) sonucu akıcı ve yumuşak kıvamını yitirmeye başlarlar (O'Brien, 2002). Elastik

olmayan bu maddelerle alınan ölçüler net olarak çıkmış olsa da undercut olan bölgelerde başarılı sonuçlar veremez. Günümüzde ölçü alçısının kullanımı sınırlıdır ancak termoplastik ölçü ve çinko oksit öjenol ürünleri kuron protezleri ve total protezler için ölçü alımında halen kullanılmaktadır (Reese ve Valega, 2002).

3.1.1.1. Ölçü Alçısı

Ölçü alçısı kalsiyum sülfat ve hemihidratın birleşimidir. Su ile birleştiğinde reaksiyona girerek kalsiyum sülfat dihidratı oluşturur. Kullanım açısından efektif fayda sağlaması için üretici firmalar genleşmeyi azaltmak ve sertleşme zamanını uzatmak ve model oluşturulmak üzere dökülecek alçıdan ayrılmasını sağlamak üzere içerisine potasyum sülfat, boraks ve nişasta gibi maddeler eklemiştir.

Ölçü alçısı üretici firmanın önerdiği şekilde karıştırılmalıdır. Karıştırıldıktan hemen sonra akıcı ve yumuşak kıvamdadır. Bu hali ile yumuşak ve sert dokularla bütünleşebilir ve hassas bir ölçü alınmasına olanak sağlar. Hasta ağızda sertleştikten sonra çıkarmak istediğinizde undercut olan bölgelerden ölçüye zarar vermeden bükerek eğerek çıkarmak rijit yapısından ötürü mümkün olmamaktadır. Ölçü alçısının kullanım alanı bu nedenlerden ötürü undercut olmayan ağız ve diş dokularından ölçü alınması ile sınırlı kalmaktadır.

Ölçü alçısı ile alınmış olan bir ölçüden model oluşturulması için acele edilmesine gerek yoktur. Çünkü ölçü alçısının stabilitesi iyi olduğundan uzunca bir süre hassasiyetini korur. Uzun bir süre bekletilmesi gerekecekse olağan dışı sıcaklık farkları olan bir ortamdan uzak tutulması ve vakumlu bir ortamda saklanması önerilir. Çünkü havada bulunan suyu alçı içine çekerek boyutsal değişimler gösterebilir.

Alçı ölçüsünün içerisine model çıkarmak üzere model alçısı döküleceği zaman iki farklı alçıyı birbirinden ayırmak için aralarına sodyum aljinat solüsyonu uygulanmalıdır (Van Noort, 2002).

Ölçü alçısı, elastik ölçü maddelerinin ortaya çıkmasından sonra tamamen dışsız hastalarda çok nadir kullanılmaktadır (O'Brien, 2002).

Ayrıca hastadan ölçü alınırken ve sonrasında hasta ağızda kuruluğa neden olacağı için hastalar açısından tercih edilen bir ölçüm malzemesi değildir.

3.1.1.2. Çinko Oksit Öjenol

Bu ölçü maddesi ağız içinde undercut hiç olmayan veya çok küçük undercut bulunan çenelerde ölçüm amaçlı kullanılabilir. Aynı zamanda iki çene arasındaki oklüzyon kaydı ölçüsü için de kullanılması mümkündür (O'Brien, 2002).

Çinko oksit öjenol iki ayrı üründen oluşmaktadır. Ürünlerden çinko oksit içereni baz olarak adlandırılır. Diğeri ise katalizör görevi gören %12,15 öjenol, yağlar, pudra ve kaolin içeren üründür. Birbirlerinden ayırt edilebilmeleri için renkleri daima farklıdır.

Bu ölçü malzemesi amacı boyutsal stabiliteyi sağlayabilen, detayları açık bir şekilde gösteren bir ölçüm alınabilmesidir. Elde edilen ölçümden üretilen restorasyonların uygunluğu kullanılmış olan ölçü malzemesinden ve ölçüm tekniğinden ciddi bir biçimde etkilenir.

Çinko oksit öjenolü oluşturan baz ve katalizörün karıştırıldığı ilk andaki akıcılığı iyidir. Ağız içindeki yumuşak ve sert dokularla gayet iyi bir uyum sağlarlar. Ancak sertleşme sağlandıktan sonra çok kırılabilir bir yapıya bürünürler. Bu sorun bu ürünün kullanım alanını kısıtlar (Akata Baca, 2012).

Çinko oksit öjenolün stabilitesi iyidir, sertleşme esnasında kısıtlı miktarlarda büzülür. Materyal toksik değildir ancak yapısındaki öjenol bazı hastalarda alerjik reaksiyon gösterebilir. Bazı hastalar ise öjenolün ağızda bıraktığı tattan hoşnutsuzluk duymazlar. Bu materyal ile alınan ölçüler oda ısısında çeşitli solüsyonlarla dezenfekte edilebilirler (Van Noort, 2002).

3.1.1.3. Termoplastik Ölçü Maddeleri

ADA (American Dental Association)'nın yaptığı sınıflamaya göre termoplastik ölçü maddeleri tip 1 ve tip 2 olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Tip 1 yapıda olan termoplastik ölçüm maddeleri günümüzde kullanılmamaktadır. Tip 2 yapıda olan ölçüm maddeleri ise son ölçümü farklı materyaller ile alınacak olan bireysel kaşık

kenarlarının şekillendirilmesinde kullanılmaktadır. Yapılarındaki %40'a varan rezinler, materyalin termoplastik özellik göstermesini sağlar. Ayrıca yapısında stearik asit ve mumlar bulunmaktadır.

Bu ölçüm maddeleri oda ısısında elastik yapıda değildirler ve 45°C'de kullanılırlar. Sertleşme reaksiyonları kimyasal bir reaksiyon değildir. Madde fiziksel bir değişim gösterir (O'Brien, 2002).

Viskoziteleri yüksek ve akıcılıkları düşük olduğu için detayları yansıtma pek mümkün değildir. Elastik yapıda olmadıkları için ağızdan çıkarılırken kırılabilir. Dezenfeksiyonu çeşitli solüsyonlarla mümkündür (Van Noort, 2002).

3.1.2. Elastik Ölçü Maddeleri

Hidrokolloidler ve elastomerler olarak iki ana başlık altında toplanabilir. İlk defa 1925 yılında kullanılmaya başlanmış olup diş hekimliğinde kullanılan ilk elastik ölçüm maddesidir. Günümüze kadar pek çok farklı elastik ölçü maddesi geliştirilmiştir (Akata Baca, 2012).

3.1.2.1. Hidrokolloidler

Sıvı fazları su olan kolloidlere hidrokolloid denilmektedir. Kolloidler birbirinden ayrıştırılamayan iki farklı fazın oluşturduğu solüsyon ya da süspansiyon halde olmayan heterojen karışımlardır (O'Brien, 2002).

Bu ölçüm materyallerinin genel olarak iki farklı formları bulunmaktadır. Bunlar reversible (Agar) ve irreversible (aljinat) hidrokolloidlerdir.

a. Reversible hidrokolloidler

Agar olarak isimlendirilen bu ölçü materyali son yıllarda elastomerik ölçü materyallerinin gelişmesini sağlamıştır. Diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (O'Brien, 2002).

Bu ölçüm maddesi yüksek oranda elastikiyet (%98,8) ve %11 esneklik yeteneğine sahiptir. Ölçüm sonrası hemen modelin dökülmesi gerekmektedir. Model dökme işlemi hemen gerçekleştirilemeyecekse %100 nemli bir ortamda saklanması

gerekmektedir. Bu ölçülerin geç dökülmesi imbibisyon (su emme) ve sineresis (su kaybetme) denen fiziksel olaylar gerçekleşebilir (Van Noort, 2002).

b. İrreversible hidrokolloidler

Aljinat diş hekimliğinde en çok kullanılan ölçüm materyalidir. Parsiyel protezlerde ve total protezlerin ilk ölçüsünde kullanılır. Ayrıca çalışma modelleri yapılırken ve ortodontik ölçümlerde aljinat kullanılabilir. Sabit protezlerde kullanım doğruluğu yeterli değildir (O'Brien, 2002).

Kullanımı çok kolay olmasına rağmen yine de kullanım esnasında dikkatli olmak gerekir. Aljinat için toz küreği ve dereceli su silindiri genellikle firma tarafından verilir. Firma tarafından belirlenen toz/su oranına uyulmalıdır. Yüksek toz/su oranı yırtılma direnci ve mukavemeti artırır, esnekliği azaltır. Soğuk su kullanılması ve yine toz/su oranının yüksekliği çalışma ve karıştırma sürelerini uzatır. Karıştırmanın yeterince yapılmaması ayrıntıların net çıkmasını engeller. Bu ölçüm malzemeleri ortalama iki buçuk dakika kadar bir çalışma süresine sahiptir.

Aljinatlar, agar hidrokolloidler gibi jel olduğu ve su kaybı veya su kazanması üzerine stabilitesi bozulduğu için agar kadar kararsızdır. Bu nedenlerden ötürü havada veya suda saklama boyut değişikliğine neden olur. En doğru sonuç için ölçü dezenfeksiyondan hemen sonra dökülmelidir. Alçı modelin pürüzsüz olması ve hızlı bir şekilde oluşturulması için üretici firmalar aljinat içerisine potasyum sülfat eklenir (O'Brien, 2002).

3.1.2.2. Elastomerler

Bu ölçüm maddeleri geri dönüşü olmayan, kimyasal olarak sertleşen ölçü maddeleridir. 'Sentetik lastik' olarak da sınıflandırılabilirler. ADA (American Dental Society)'nın "susuz elastomerik Dental ölçü maddeleri" başlığı altında 19 numaralı spesifikasyonda tanımlanmıştır. Son zamanlarda kullanım alanı genişlemiştir (Zaimoğlu ve diğ.1993).

Bu maddeler kullanılacak amaca veya yönteme göre üç ayrı yoğunlukta üretilirler. Ayrıca silikon esaslı olan ürünlerinin hamur kıvamında tipleri de vardır.

Bu materyaller polisülfidler, polieterler kondansasyon silikonu, ilave tipi silikon, polivinilsiloksaneter olarak gruplandırılır.

c. Polisülfidler

Düşük maliyete rağmen yüksek hassasiyet vermesi nedeni ile tercih edilebilmektedir. Birden fazla ölçüm alınması gereken durumlar için kullanışlıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki farklı ürün olarak sunulur (O'Brien, 2002).

Hidrokolloidlere göre daha iyi stabilite ve daha yüksek yırtılma direnci sağlar. Ancak elastik geri dönüşüm özelliği düşüktür. Deforme olduktan sonra eski haline dönemeyebilir. Elastik dönüşüm özelliği diğer elastomerlere oranla daha düşüktür (%96). Akıcılığı yüksek olduğu için detay yakalamada başarılıdır. Yırtılma direnci yüksek olduğu için undercut olan bölgelerde başarılı bir şekilde kullanılabilir (Van Noort, 2002).

Bu materyalin günümüzde kullanımı azalmıştır. Başarılı sonuçlar vermesine rağmen içinde bulunan sülfürün kötü kokusu hem hekime hem de hastaya rahatsızlık vermektedir. Ayrıca içeriğinde bulunan kurşun hastanın tükürüğüne difüze olabilir. 1 saat içinde model dökülmelidir. Tekrar ölçü dökülmesine olanak sağlamaz. Tek bir ölçü dökülebilir (O'Brien, 2002).

a. Polieterler

Undercut olmayan diş ölçüleri için kullanılabilir. İyi mekanik özellikleri olması nedeni kısa çalışma zamanı ve sert olmasına rağmen tercih edilme sebebidir. Az, orta ve çok yoğun olarak piyasada satılır. Baz ve katalizör olmak üzere iki malzemedden oluşur (O'Brien, 2002).

İlave reaksiyonlu silikonlarla benzer özelliktedir. 24 saatte %0,3 büzülme gösterir. Stabilitesi bazı ilave reaksiyonlu silikonların gerisinde kalmakla birlikte oldukça iyidir. Hidrofilik yapıdadır ve bu yapısı nedeni ile netliği yüksektir. Esneme özelliği düşük olduğu için undercut bulunan bölgelerde ağızdan ayrılması güç olabilir. Sertleştikten sonra çok daha rijit bir hal alır. Undercut içeren bölgelerde

kullanılabilmesi için yumuşak polieterler üretilmiştir ancak yine de polivinil siloksana göre daha rijit yapıdadır (Shillinburg ve diğ., 2010).

b. Kondansasyon tipi silikon

Günümüzde sabit protez ölçümleri için en çok kullanılan ölçü maddelerindendir. Katalizör ve baz olarak iki bileşenden oluşur. Kondansasyon reaksiyonu ile polarize olurlar. Adları da buradan gelmektedir. Baz içerisinde terminal hidroksil gruplarına sahip dimetilsiloksan ve çapraz bağlanma reaksiyonunu geliştiren ortoalkilsilikat ile çeşitli dondurucular bulunur. Doldurucu olarak adlandırılan materyal partikül büyüklüğü 2 ile 8 µm arasında değişebilen kalsiyum karbonat ve silikadır. Düşük yoğunluklu olanlarda %35, yüksek yoğunluklu olan modellerinde ise %75 oranında doldurucu bulunur. Baz ve katalizör karıştırıldığı zaman polimerdeki terminal hidroksi grupları ile etil ortosilikat arasında çapraz bağlanma reaksiyonu meydana gelir. Bu reaksiyonun yan ürünü olarak etil alkol oluşur. Etil alkol zamanla buharlaşır ve bu durum polimerize olmuş kondansasyon tipi silikonların stabilitesini etkileyen en önemli unsurdur (Shillinburg ve diğ., 2010).

Reaksiyon sırasında ortaya çıkmış olan etil alkolün buharlaşmasının boyutsal stabiliteyi etkilemesini önlemek için kondansasyon silikonu kullanılarak alınmış olan ölçülerin hemen dökülmesi gerekmektedir. Bu ürünün çalışma zamanı ve sertleşme zamanı baz katalizör oranı değiştirilerek ayarlanabilir. Ancak yine de üreticinin önerdiği oranlarda kullanılması materyalin mekanik özelliklerini optimum düzeyde öne çıkarmaktadır. Materyal aynı zamanda hidrofobik yapıdadır ve bu nedenle kullanılacağı bölgenin aşırı nem ve sıcak olmaması gerekmektedir (Akata Baca, 2012).

c. İlave Tipi Silikonlar

1970'li yıllarda kullanılmaya başlanan ve olumlu özellikleri nedeni ile günümüzde de hala kullanılmaya devam eden ölçü maddeleridir.

Bu ürünlerin baz maddeleri terminal silan hidrojen grupları ve de inert dondurucu içeren polimetil hidrodiloksandır. Aktivatörü ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit ve doldurucu içermekte olan dimetilsiloksan polimerleridir. Baz

ve aktivatörün karıştırılmasıyla yan ürün oluşmaz. Bu sayede boyutlardaki stabilite çok daha yüksek olur (Topcu, 2015).

İlave polimerizasyonlu silikonların kullanımı sırasında lateks eldiven kullanılması silikonların polimerizasyonuna engel olduğu bildirilmiştir. Bunun nedeni materyal içindeki sülfür eldivenlerin yüzeyine ve oradan da ölçüsü alınacak olan diş ve dokulara ulaşarak aktivatörün içeriğindeki platinyumu bozarak polimerizasyonu inhibe etmesidir. Lateks yerine vinil ve nitil eldivenler kullanılarak bu sorunun önüne geçilebileceği bildirilmiştir (Shillinburg ve diğ., 2010).

Polivinil siloksanlar genelde hidrofobiktir. Yapılarına aniyonik sürfaktan katılarak hidrofilik hale getirilmeye çalışılmış ancak sadece kuru ve iyi izole edilmiş ortamlarda klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermiştir. Ölçü maddeleri arasında elastik geri dönüş özelliği en iyi olan, boyutsal stabilitesi en yüksek olan, yüksek yırtılma direncine sahip, detayları kopyalama yeteneğinin mükemmelliği, hasta ağzından çıkarılmada polieterlere göre daha kolay olması gibi üstün özellikleri polivinil siloksanın sabit protez ölçüm maddeleri arasında en çok tercih edilen olmasını sağlamıştır (Topcu, 2015).

Tablo 3.1. Elastomerlerin reolojik özelliklerinin karşılaştırılması (Topcu, 2015)

	Detay verme özelliği	Yırtılma dayanımı	Elastisite	Polimerizasyon büzülmesi	Çalışma zamanı	Sertleşme zamanı
Polisülfid	Çok iyi	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Uzun	Uzun
Polieter	Çok iyi	Orta	Kötü	Düşük	Kısa	Kısa
Kondansasyon Tipi Silikon	Çok iyi	Düşük	Orta	Orta	Kısa	Orta
İlave Silikonlar (Polivinil siloksan)	Tip Çok iyi	Düşük	Kötü	Çok düşük	Orta	Orta

4. CAD/CAM SİSTEMLERİ RESTORASYON ÜRETİMİ

Diş hekimliği alanında bilgisayar destekli tasarım (CAD: Computer Aided Design) ve bilgisayar destekli üretim (CAM: Computer Aided Manufacturing) sistemlerinin genel adıdır. Bu teknoloji ile daha çok inlay, onlay dolgu, kesik diş üstü ve implant üstü kuron, köprü protezleri ve ortodontik apareyler gibi işlemlerin tasarımı ve üretimini yapmak mümkündür (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

Bu teknoloji geçmişten gelen geleneksel diş laboratuvarı sistemlerini kullanmadan hastaya özgü restorasyon ve protez imalatını mümkün kılmıştır (Duret ve diğ., 1988).

4.1. CAD/CAM Sisteminin Diş Hekimliğine Uyarlanması ve Tarihsel Gelişimi

Francoise Duret 1971 yılında ilk defa CAD/CAM sistemini diş hekimliğine tanıtmış ve 1983 yılında CAD/CAM ürünü ilk restorasyonu üretmiştir.

1971 yılından itibaren Duret üzerinde işlem yapılmış olan dişlerin okluzal yüzeylerini optik bir izleme yöntemi ile kaydedip restorasyon tedavisi için tasarım planı oluşturmuştur. İzlediği bu yöntem ile kuron imalatı yapmayı başarmıştır. Sonrasında sayısal olarak koordine edilebilen bir freze sistemi ile kuron üretebilmiştir. Duret'in geliştirdiği bu sisteme Sopa Bioconcept sistemi (Sopa Bioconcept, Inc, Los Angeles, ABD) olarak pazarlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin günümüz teknolojisine gelmesi Duret'in geliştirdiği bu sistem sayesinde olmuştur.

1980 yılında Moerman işlem yapılmış dişin görüntüsünü bir resim ile çekip iç yüzeyini freze etmişlerdir (Duret ve diğ., 1988) ve (Duret ve Preston, 1991).

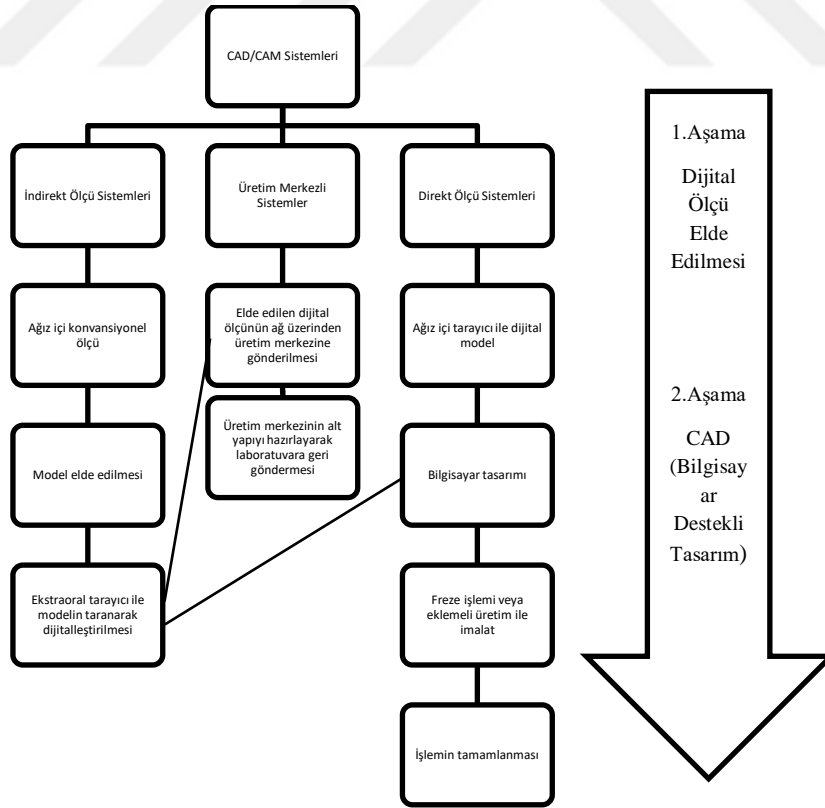
BRAINS AG tarafının tasarladığı ve Siemens firmasının geliştirdiği klinikte kullanımı ilk kez gerçekleştirilen sistem CEREC 1 sistemidir (Akkuş, 2009). 1987 yılında ilk defa tanıtılan CEREC sistemi CEREC (Chair Side Economical Restoration) "Estetik seramiğin hasta koltuğu yanında ekonomik restorasyonu" veya (CEramic REConstruction) "Seramiğin yeniden yapılandırılması" anlamlarına gelmektedir.

Siemens 1994'te CEREC 2 sistemini çıkarmıştır. 1999'da ise CEREC 3 sistemini üreterek klinikte kullanıma uygun ilk dental CAD/CAM cihazını piyasaya sürmüştür (Aeran, 2014).

Mevcut sistemde kullanılan altının fiyatı yüksek olduğu için nikel ve krom alaşımları kullanılmış fakat özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjileri görülmesi nedeni ile alerjik olmayan titanyum kullanılması gündeme gelmiştir. Titanyumun istenildiği şekilde dökümünün zor olması titanyum altyapıların farklı yöntemler geliştirilerek üretilmesi gerektiği konusunu gündeme gelmiştir. 1993 yılında Matts Andersson daha sonraları tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak kullanılmaya başlanacak olan 'Procera' isimli CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır (Miyazaki ve diğ., 2009) ve (Dilşad, 2015).

4.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri

Günümüzde üretim metodlarına göre dental CAD/CAM sistemleri şekil 4.1'de görüldüğü üzere üç gruba ayrılmaktadır.



Şekil 4.1. Güncel CAD/CAM sistemlerinde restorasyon üretim yöntemleri

4.2.1. İndirekt Ölçü Sistemleri

Bu tür sistemlerde ağız içinden konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçüden alçı model dökülür. Elde edilen model CAD/CAM sistemine ait mekanik veya optik sistemler tarafından tarama işlemine alınır.

Bazı sistemlerde ise alçı model dökülmeden, ölçünün kendi yüzeyinin taraması yapılarak üç boyutlu model elde edilebilmektedir. Elde edilen bu modeller üzerinde istenilen restorasyon çalışmalarının yapılabilmesi mümkündür (Güth ve diğ., 2013).

Hassasiyet açısından ele alacak olursak indirekt sistemlerde konvansiyonel ölçü maddeleri ve konvansiyonel teknikler kullanılması gerektiği için ölçü maddesinin stabilitesi, saklama koşulları, dezenfeksiyon işlemindeki distorsiyonlar, ölçü kaşığından ayrılma esnasında yaşanan sorunlar ve dış laboratuvarına transferi sırasında yaşanılacak olumsuzluklar dikkate alınmalıdır. Ayrıca konvansiyonel yolla hasta ağızından ölçü alınacak olduğu için bu durumun hastaya vereceği rahatsızlığı da göz önünde bulundurmak gerekmektedir (Christensen, 1997).

Örnek olarak CEREC inLab, Cercon ve Everest sistemleri gösterilebilir.

4.2.2. Üretim Merkezli Sistemler

Bu tür sistemlerde indirekt sistemde olduğu gibi alçı model taraması yapılarak veriler internet üzerinden üretim merkezine gönderilir. Burada alt yapısı hazırlanan restorasyonun üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Böylece tüm altyapılar aynı merkezde yapılarak maksimum kalite sağlanması amaçlanır (Liu, 2005).

Örnek olarak Procera ve Lava sistemleri gösterilebilir.

4.2.3. Direkt Ölçü Sistemleri

Bu sistemlerde ağız içinden konvansiyonel sistemlerle ölçü alma işlemi tamamen ortadan kalkmıştır. Bu sistemde prepare edilmiş olan dişlerin ölçüsü üç boyutlu tarama yapan ağız içi tarama cihazları yardımı ile alınır (Güth, 2013). Günümüzde

ölçü almayı sağlayan farklı firmalara ait pek çok ağız içi tarama cihazı bulunmaktadır.

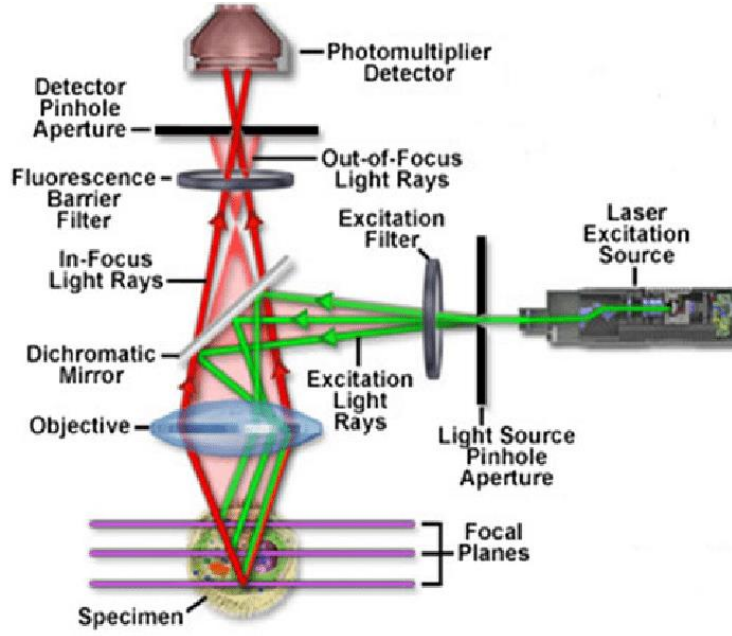
4.2.3.1. Ağız İçi Tarama Cihazları ve Tarama Teknolojileri

Ağız içi tarama cihazları ilk olarak 1980’de CEREC ile ortaya çıkmış olsada zamanla BenQ BIS-1, Trios, iTero, E4D, Lava™C.O.S., IOS FastScan, 3D Progress, DENSYS 3D, DPI-3D, directScan gibi birçok ağız içi tarama cihazı markası dental sektörün hizmetine sunulmuştur. Bu cihazların teknolojinin gelişmesi ile birlikte kendilerini geliştirmeleri ve dental sektörde büyük rağbet görmesinin başlıca iki nedeni bulunmaktadır. Birincisi konvansiyonel ölçülerde boyutsal stabilitenin değişmesi ve bu duruma bağlı olarak alçı model hazırlanmasındaki hatalı sonuçlar ikincisi de hasta klinikteyken tek seansta restorasyonun kendisine sunulmasıdır. Bu cihazların temel avantajlarından biri de yüksek doğrulukta (özellikle kısa ark taramalarında) modeller oluşturabilmesi, modellerin dijital olarak depolanabilmesi ve tasarım işlemlerini de basitleştirmesidir.

Günümüzde piyasada bulunan cihazlar genel olarak paralel konfokal lazer sistemi (parallel confocal laser system), aktif dalga örnekleme sistemi (active wave-front sampling system) ve üçgenleme (triangulation) sistemi gibi optik teknolojiler kullanarak çalışmaktadır (Dahl ve diğ., 2016) ve (Varol, 2017).

a. Paralel konfokal lazer tarama

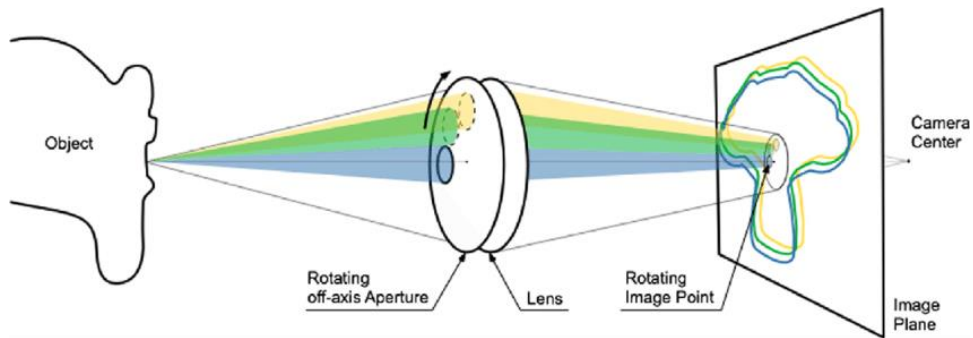
1961’de Marvin Minsky’nin patentini almış olduğu Şekil 4.2.’de yer alan konfokal lazer tarama tekniği yüksek çözünürlüğe sahip imajların derinlik kontrastı yaratması ile çalışır. Bölgelerden aldığı imajları kaydederek bilgisayar üzerinde 3B görüntü oluşturur. Bu sistemde bir lazer kaynağından taramak istediğimiz nesne üzerine ışık düşürülür. Lensler hareket ederek düşürülen ışınların x ve y eksenlerini belirler. Sonrasında nesneden yansıyan ışık geri toplanır. Sensöre dönen bu ışık z eksenini oluşturur. Bu sistemde yer alan bir filtrenin görevi sadece nesneden dönen ışının lens üzerine düşmesini sağlamaktır. Böylece yansıtılmış olan ışın ve de çevreden gelen diğer ışınlar engellenmiş olur. Bu sayede toplanan tüm görsel bilgiler bilgisayara aktarılır (Logozzo, 2014) ve (Atieh, 2016).



Şekil 4.2. Paralel konfokal lazer tarama (Akkuş, 2009)

b. Aktif dalga örnekleme sistemi (Active wave-front sampling system)

Bu tür sistemlerde lazer ışık demeti yaymak yerine şekil 4.3'te görüldüğü gibi hareket kabiliyetine sahip olan bir parçaya sahip lens ile eş zamanlı video kaydı yaparak veri dijitalizasyonu yapar. Tarayıcı içerisine yerleştirilmiş olan kamera taranacak olan objeyi değişik açılardan görüntüler. Sistem burada aldığı görüntü verilerini kullanarak taranacak olan objenin x, y, z koordinatlarını hesaplar. Saniyede 20 adet 3B data kaydı yapabilme özelliğine sahiptir. Ancak bu sistemle çalışan tarayıcıların taranacak olan dokularda toz kullanması zorunludur (Nedelcu ve Persson, 2014).

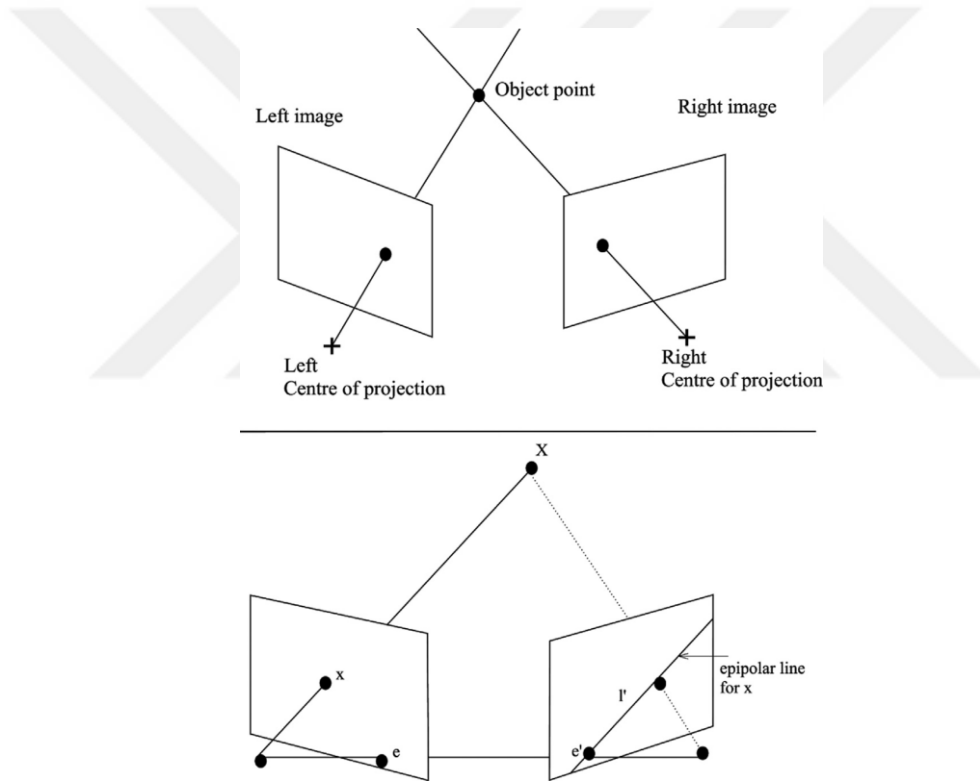


Şekil 4.3. Aktif dalga örnekleme prensibi (Duret ve Preston, 1991)

c. Üçgenleme (Triangulation) sistemi

Bu tür sistemlerde şekil 4.4'te gösterildiği gibi üç nokta referans alınarak tarayıcı başlığı temas ettirilmeden tarama yapılması sağlanır. Kamera, obje ve nesne üçgen bir yapı oluşturur. Sistem nesnelere gönderilen veya alınan ışığın durumuna göre aktif ya da pasif olarak ikiye ayrılmaktadır. Pasif teknikte nesneden gelen ışık kamera yardımıyla görüntüye dönüştürülür. Aktif teknikte ise bir lazer ışını nesneye gönderilir ve yansımaları sağlanarak 3B görüntü elde edilir (Logozzo ve diğ., 2014).

Pasif triangulation sistemi

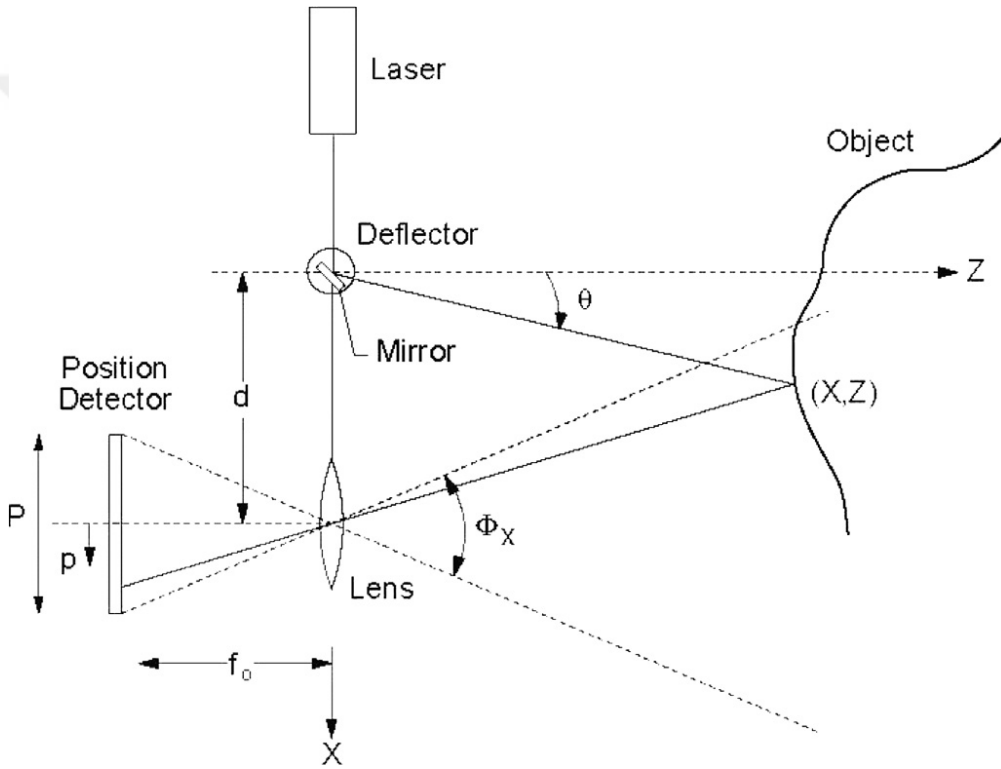


Şekil 4.4. Pasif triangulation sistemi (Duret ve Preston, 1991)

Pasif sistem stereo vision adı verilen fotografik algoritmalar kullanır. Pozisyonları ve açıları bilinen iki stereo imajın kullanılması ile 3B görüntüler oluşturur. Nesne ve stereo kameranın oluşturmuş olduğu üçgenel düzlem sayesinde bilgisayar derinlik algoritması kurabilir. Bu teknik kontrastın yüksek olduğu bölgelerde oldukça yüksek doğruluk oranı sağlar (Logozzo, 2014).

Aktif triangulation sistemi

Aktif triangulation tekniğinde şekil 4.5'te gösterildiği gibi lazerin ürettiği lazer ışıkları bir ayna yardımı ile saptırılır ve taranacak olan nesneye yansıtılır. Bu tür sistemlerde lazer ışını yerine LED ışını kullanılabilir. Objektif ve pozisyona karşı duyarlı fotoğraf detektöründen oluşan kamera, obje üzerine gönderilmiş olan lazer noktalarını kullanarak görüntünün nerede olduğunu belirler. Bu sistemde kameralar ve hareketli lazer kaynağı ve nesne bir üçgensel yapı oluşturur (Logozzo ve diğ., 2014).



Şekil 4.5 Aktif triangulation sistemi (Logozzo ve diğ., 2014).

4.2.3.2. Günümüzde Kullanılan Ağız İçi Tarama Sistemlerinin Başarı Değerlendirilmesi

Kullanılmakta olan tüm bu tarama sistemleri istenilen kalitede 3B görüntü elde etmek için bir dizi sayısallaştırma işlemi kullanmaktadır. Ağız içi tarama cihazlarının ışık kaynağına ve dijitalleştirme teknolojisine bağlı olarak taranacak olan yüzeylerin ayrıntılarını algılayabilmesi için biyoyumlu titanyum dioksit pudrası kullanılması gereken veya gerekmeyen sistemler bulunmaktadır.

Tarayıcıları birbirinden ayıran özelliklerden birisi de titanyum dioksit pudra kullanımı gerektirip gerektirmediğidir. Ancak pudralama tekniğinin iyi ya da kötü olduğuyla ilgili net bir çıkarım yoktur. Sadece yansıyan veya yarı saydam maddelerin taranması gerektiğinde pudra kullanımının ışık yansımalarını kolaylaştırması hata oranını düşürdüğü gözlemlenmiştir. Hastalar açısından değerlendirildiğinde ise titanyum dioksit pudra kullanımı rahatsız edici olarak görülmüştür (Dahl ve diğ., 2016).

Günümüze kadar farklı sistemlerin görüntülerinin doğruluğu ve hassasiyet değerleri birbiri ile kıyaslanarak üst üste bindirme tekniği ile karşılaştırılmıştır. Yapılan tüm bu çalışmaların neticesinde tarama görüntülerinin doğruluğunun yapılan tarama boyutuna, tarama alanına, pudra kullanımına ve firmaların önerdiği tarama yöntemlerine göre farklılık gösterdiği görülmüştür (Gimenez ve diğ., 2015) ve (Persson ve diğ., 2009).

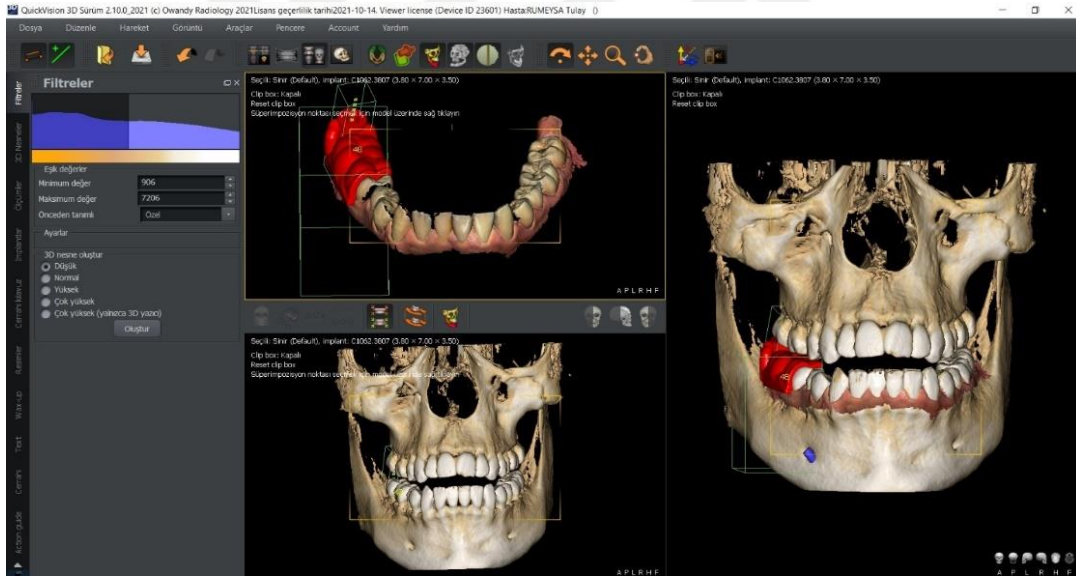


Şekil 4.6. Dijital ölçü yönteminin yapılacak olan işleme göre başarı piramidi

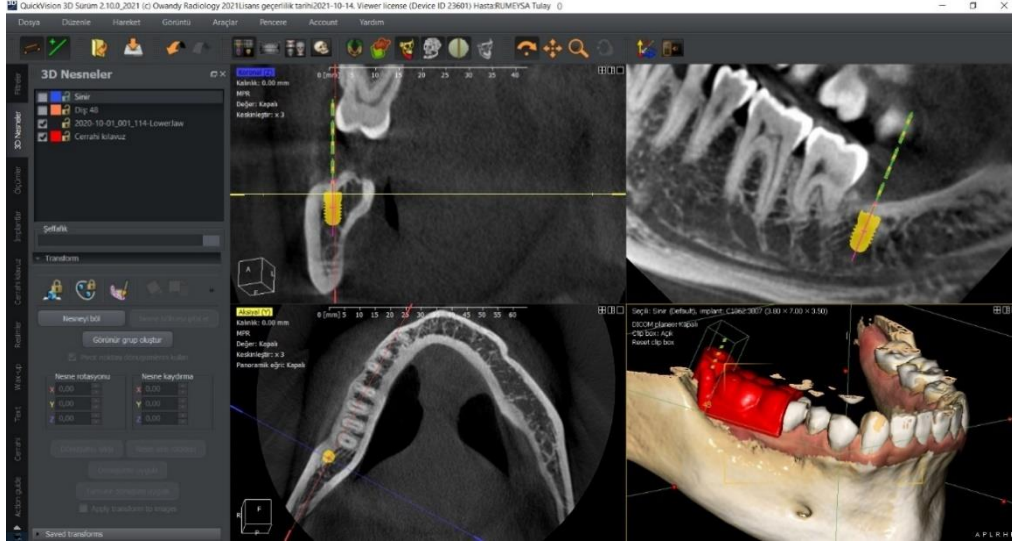
Her ne kadar restorasyon açısından değerlendirilmiş olsa da ağız içi tarayıcılar özellikle renkli görüntü verme özelliği bulunanlar ilk muayene aşamasında hastaya ait 3B sanal model üzerinden hasta-hekim ortaklı tedavi planlaması yapılabilmesini sağlar (Joda ve Gallucci, 2015).

Ayrıca implant tedavisi planlanan hastalara ait CBCT (Cone Beam Computurised Tomography) görüntüleri ile ağız içinden alınan tarama verileri CAD/CAM veya sanal implant planlama yazılımları aracılığıyla birleştirilerek şekil 4.7 ve 4.8’ de gösterilen cerrahi guide oluşturulabilir (Mora ve diğ., 2014).

CBCT görüntüleri ve ağız içi tarama görüntülerinden faydalanarak hekim tarafından bilgisayar başında oluşturulan bilgisayar rehberli cerrahi planlama ile hastaya uygulanan implantların son 12 aylık takipleri %97,3 başarı oranına sahip olduklarını göstermiştir (Bornstein ve diğ., 2014).



Şekil 4.7. İmplant uygulamalarında CBCT ve ağız içi tarama verilerinin birleştirilmesi



Şekil 4.8. Planlanan implant tedavileri için cerrahi rehber plağı hazırlanması

Piyasada bulunan ve yaygın bir şekilde kullanılmakta olan ağız içi tarama cihazlarının bazılarında ait özellikleri Tablo 4.1.' de belirtilmiştir (Varol, 2017).

Tablo 4.1. Kullanımda olan bazı ağız içi tarama cihazlarına ait özellikler

Tarayıcı	BenQ BIS-1	Trios 3	Trios 4	Cerec Primescan	Itero Element 5d	Medit I500	CS 3700
Çalışma Biçimi	Aktif Triangulasyon	Konfokal Mikroskop	Konfokal Mikroskop	Kesin Data Yok	Paralel Konfokal Mikroskopi ve NIRI	Dual Kamera Optik Triangulasyon	Firmanın Son Patent Teknolojisi OCT
Renkli Pudra ihtiyacı	Evet	Evet	Evet	Evet	Evet	Evet	Evet
Dosya Uzantısı	Yok	Yok Özel Yazılım,	Yok	Yok cs3, .sdt, .cdt, .ldt, .stl, .con ve	Yok Özel Yazılım, .Stl	Yok .stl, .obj, .ply	Yok Ply .Stl
Ağırlığı	315 gr	373-384 gr	373-384 gr	457 ve 524 gr	500g	280 gr	316 gr

BenQ BIS-1 ağız içi tarama sistemi

Bu çalışmada kullanılacak olan ağız içi tarama cihazı BenQ firmasının ürünü olan BIS-1 modeli 2019 yılında tanıtılmış olup, 2020 yılında piyasadaki yerini almıştır.



Şekil 4.9. BenQ BIS-1 ağız içi tarama cihazı

Tarama işlemini sahip olduğu aktif triangulasyon tekniği ile gerçekleştirir. Tozsuz çalışma imkânı sunar. Renkli görüntü vermektedir. Tarama esnasında ve sonrasında taradığınız veriyi 3B renkli model olarak veya STL formatında tek renkli model olarak görüntüleyebilirsiniz.

Açık format olarak çalışmaktadır ve STL, OBJ, PLY uzantılı veri dosyaları üretebilmektedir. Firma ağız içi tarama sistemine ait özel bir bulut alanı hesabı oluşturmuştur. Müşterilerinden yıllık bir abonelik ücreti veya bulut hesabı için ekstra bir ücret talep etmediklerini bildirmektedirler.

Global bir tasarım programı olan ExoCAD ile uyumlu dentalproje uzantılı proje dosyası üretmektedir. Böylelikle taradığınız data üzerinde yapmış olduğunuz tüm işlemler, ayarlamalar, notlar ve diğer bilgiler (hasta adı, hekim adı, diş seçimleri, restorasyon tipleri ve materyal seçenekleri) doğrudan ExoCAD yazılımına aktarılır.

Sahip olduğu 2 adet tarama başlığı steril edilebilir ve otoklavlanabilir yapıdadır. Başlıklar entegre ısıtma sistemi ile içerisinde bulunun aynanın buğulanmasını engelleyerek ışık yansımalarının engellenmesinin önüne geçmektedir. Islak ağızda ve sızıntı şeklindeki kanamalarda başarılı bir şekilde ölçü almaktadır.

Kendi sistemine ait bir CAD programı ve CAM cihazı bulunmamaktadır.

4.2.3.3. Ağız İçi Tarama Cihazlarının Avantajları

Direkt yöntemlerle yani ağız içi tarama cihazları yardımı ile hasta ağızından alınan dijital ölçünün geleneksel yöntemlerle alınan ölçümlere göre çok daha fazla avantajı bulunmaktadır.

Eş zamanlı görüntüleme

Bu cihazlar ile ağız içinden ölçü alınırken taranan bölgeler eş zamanlı olarak görüntülenir. Ölçü alımı esnasında eksik ya da hatalı bir alan varsa anında müdahale edilerek istenilen uygunlukta ölçüler alınabilmektedir.

Konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınmasında ise ölçü alımında yaşanan veya ölçü alındıktan sonra alçı dökülmesi sırasında oluşan sorunlar modelin istenilen uygunlukta olmasını engellemektedir. Çoğu durumda hasta ağızından alınan ölçünün uygun olmadığı geç fark edilmekte ve hasta tekrar çağırılarak ikinci bir ölçü alınması gerekmektedir (Kulabaş, 2019).

Kolay ve bölgesel tekrarlama imkânı

Ölçü alırken hatalı çıkmış olan bölgenin tekrar taranarak hataların düzeltilmesi mümkündür. Tüm çeneyi tekrar taramaya gerek yoktur.

Ayrıca kusma refleksi bulunan hastaların ölçüsü kolayca alınabilmektedir (Varol, 2017).

Konvansiyonel ölçü sistemlerinde ise hatalı çıkan bölgeyi düzeltmek için ölçü alma işlemini yenilemeniz gerekir. Yeniden ölçü maddesi ve ölçü kaşığı seçilmeli ve hazırlanmalı, hasta ağızından tüm ölçü tekrar çıkarılmalıdır (Kulabaş, 2019). Hastanın kusma refleksi varsa ölçü alma işlemi gerçekten zor bir hal alır.

İlgili bölgenin kısmi ölçüsünün alınabilmesi

Ağız içi tarayıcı ile ölçü alınarak yapılacak olan restorasyon tedavilerinde sadece işlem yapılacak olan ilgili dişlerin, komşu üyelerin ve antagonist dişlerin taranması yeterlidir (Kulabaş, 2019).

Hijyen koşullarının rahat sağlanabilmesi

Ağız içi tarama cihazlarının kolay steril edilebilen ve hatta otoklavlara girebilen başlıkları bulunmaktadır. Bazı firmalar tek kullanımlık tarama başlıkları sunmaktadır.

Konvansiyonel yöntemlerde ise ölçü kaşıklarının dezenfeksiyonu ve sterilizasyonu daha zordur. Ayrıca hasta ağızından alınan ölçünün de dezenfeksiyon işlemine tabi tutulması gerekmektedir (Kulabaş, 2019).

Çapraz enfeksiyon riskinin önlenmesi

Konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçülerin dezenfeksiyonu başarılı bir şekilde sağlanamazsa laboratuvarlara gönderilen bu ölçüler çapraz enfeksiyona neden olabilirler.

Dijital modellerin sanal ortamlar üzerinden transferi çapraz enfeksiyon riskini tamamen ortadan kaldırır (Zimmermann ve diğ., 2015).

Anında analiz yapma imkânı sunması

Ağız içi tarayıcılar yardımı ile hasta ağızından alınan dijital ölçüler üzerinden undercut kontrolü, giriş yolunun hazırlanması, antogonist dişlere olan milimetrik uzaklık gibi değerlendirmeler yapmak mümkündür. Analiz sonrası dişler üzerinde yapılan düzeltmeden sonra sadece ilgili bölgeyi taraması yeterlidir (Luqmani ve diğ., 2020).

Model bütünlüğünün sağlanabilmesi

Konvansiyonel yöntemlerle elde edilen ölçülerden çıkarılan modellerin üzerinde yapılan restorasyon veya apereylerin üretimi sırasında modellerin kırılması, kaybolması veya aşınması gibi sorunlarla karşılaşmaktadır.

Dijital ölçüler bu gibi sorunları ortadan kaldırmaktadır (Akyalcin ve diğ., 2013).

Ayrıca hastaya yapılan tüm işlemler geçmişe dönük olarak incelenerek hasta tedavisindeki gelişim gözlenebilir.

Hızlı ölçü transferi ve hızlı erişim imkânı

Dijital yöntemlerle elde edilen ölçülerin laboratuvarlara aktarılması konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığında hem daha hızlı hem de daha güvenlidir (Rheude ve diğ., 2005). Verilen aktarılması için üçüncü bir kişi gerekmez. İnternet üzerinden veri depolama bulutları aracılığıyla ölçüler ve modeller kolayca laboratuvarlara gönderilebilir.

Elde edilen ölçüleri saklama kolaylığı

Ağız içi tarama cihazları ile elde edilen modellerin saklanması ve depolanması için ekstra bir alan gerekmez. Tüm ölçü ve model verileriniz dijital olarak depolanır ve saklanır. Dijital veri olarak sakladığınız modellerden ölçü elde etmeniz mümkündür. Bunu için ihtiyacını olan şey 3B yazıcı veya model kazıma sistemleridir (Kulabaş, 2019).

Daha az materyal kullanımı

Ağız içi tarama yöntemleri ile dijital model elde ettiğinizde konvansiyonel yöntemlerde kullanılan tüm materyallere ihtiyacınız ortadan kalkmış olur (Kulabaş, 2019).

Tek seansta tedavi imkânı sunması

Dijital yöntemler ile ölçü alındıktan sonra hastaya uygulanması planlanan aperey ya da restorasyon tasarımları tek aşamada tamamlanarak geçici simantasyon ortadan kaldırılmış olur. Tek seansta hasta tedavisi tamamlanmasına olanak sağlar (Zimmermann ve diğ., 2015).

Dijital ortamda hasta takibi ve analiz imkânı

Tedavi aşamasında hasta ağzından farklı zamanlarda dijital olarak elde edilen ağız içi tarama ölçüleri karşılaştırılabilir. Bu sayede hastaya uygulanan tedavinin ilerleyişi ve sonradan gelişen istenmeyen diş hareketleri hakkında bilgiler elde edinilebilir (Zaruba ve diğ.,2014).

Konvansiyonel yöntemler ile elde edilen modellere kıyasla diş etilerinde meydana gelen değişimlerde gözlemlenebilir.

Gerçek renklendirme

Bazı ağız içi tarama cihazları ağız içinde bulunan dokuların renkerli ile birebir uyumlu tarama yapabilir. Elde edilen dijital model üzerinden diş renkleri arasındaki farklılıklar gözlemlenebilir.

Piyasada yer alan bazı cihazlar ise renk belirleme sensörü ile diş rengini tespit edebilir (Kulabaş, 2019).

Farklı sistemlerden gelen veriler ile birleştirilerek daha yüksek başarı oranı

Günümüzde yer alan dijital sistemlerden bazıları diğer dijital sistemlerle (CBCT, dijital yüz tarama gibi) kombine edilerek tedavi öncesi bilgisayar üzerinde yer alan 3B veriler üzerinden planlama seçeneği sunar. Bu palnalama hastaya uygulanacak olan cerrahi müdahalenin fasiyal morfolojiyi nasıl etkileyeceği konusunda hekime ön bilgi verir. Ayrıca planlama sayesinde hastaya özel cerrahi rehber plağı hazırlanır (Reiz, 2014).

4.2.3.4. Ağız İçi Tarama Cihazlarının Dezavantajları

Ağız içi tarama sistemlerinin pek çok avantajına rağmen bir takım dezavantajları da mevcuttur. Bunlar;

Alışma zamanı

Ağız içi tarama cihazı ile ölçü alma sistemleri yeni teknoloji olduğu için hekimin el alışkanlığı oluşuncaya kadar belirli bir süreye ihtiyacı vardır. Ayrıca yazılıma tam olarak hâkim olabilmesi için satıcı firmaların gerekli eğitimleri ve kullanıcı kılavuzlarını paylaşması gerekir. Bu teknolojiye hâkim kişiler dışarıdan izlenildiğinde çok basit bir uygulama olduğu düşünülse de cihaza ve programa hâkim olmak belirli bir süre geçmesini gerektirmektedir. İlk defa tarama yapan hekimler bu işlemin zahmetli ve zaman alıcı olduğunu düşünebilirler. Doğru ölçü için firmanın önerdiği tarama protokolüne uygun bir tarama yapmayı öğrenmek

gerekir (Ender ve Mehl, 2013). Tecrübe ile beraber hem daha hızlı hem de daha doğru sonuçlar alınmaya başlanır.

İmplant üstü restorasyonlarda karşılaşılan problemler

Hasta çenesine yerleştirilen ve “yapay kök“ olarak isimlendirilen implantların konumlarının dijital ölçü alınmada doğru tespit edilebilmesi için kullanılan implantın firmasına ait dijital tarama başlıklarının (scan body) kullanılması gerekmektedir (Mehl, 2012). Ağız içi tarama için özel olarak üretilmiş olan bu parça implant markasına ait firmadan talep edilmelidir.

Kapalı ve açık sistemlere ait ücretler

Günümüzde bazı firmalar ağız içi tarama sisteminden elde edilen verileri ilk olarak üretici firmaya ait bir veri bulutuna gönderir. Bu veriler sadece üretici firmanın yazılımı ile açılabilir ve işlenebilir formattadır. Bu verilerin üçüncü kişilerle paylaşılması için STL veya OBJ formatına dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu işlem için firmalar kullanıcılarından yıllık lisans ücreti talep edebilmektedir. Bu şekilde çalışan sistemlere ‘Kapalı sistemler’ denilir.

Günümüzde hekimler daha çok açık format olarak çalışan ve STL ve OBJ uzantılı veri üreten tarama sistemlerini tercih etmektedir. Bu sisteme sahip cihazların firmalarının bir kısmı sizden lisans ücreti talep edebilmektedir. Ancak tamamen ücretsiz sistemler de mevcuttur (Mangano ve diğ., 2015).

Maliyet

Her geçen gün gelişen teknolojiye ve artan ağız içi tarama cihazı satan firma sayısına rağmen fiyatlar hala yüksek olarak değerlendirilmektedir. Geçmişe göre fiyatların düşmesi ileriki dönemlerde de rekabetin artması ile fiyatların düşeceği beklentisini doğurmaktadır.

Bu noktada klinikte bakılan ve ölçüm gerektiren hasta sayısı göz önünde bulundurularak fiyata göre elde edilecek verim hesaplanarak satın alınmasının faydalı olup olmayacağı değerlendirilebilir.

Tarama doğruluğu için izlenilmesi gereken tarama formatı

Her firma kendi ürün sistemine ait farklı tarama yöntemleri bulunmaktadır. Ağız içi tarayıcılar ile en doğru ölçüyü elde edebilmek için firmaların size sunmuş olduğu tarama formatına uymanız gerekmektedir (Ender ve Mehl 2015).

Taranacak olan ark uzunluğu arttıkça ölçü doğruluğunun azalması

Tam ark taramaları incelendiğinde yapılan çalışmalar neticesinde kabul gören durum ağız içi tarama sistemleri ile alınan ölçülerin başarısı konvansiyonel tekniklere göre alınan ölçülerden daha düşüktür (Ender ve diğ., 2019), (Ahlholm ve diğ., 2018) ve (Alpkılıç, 2019).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Tam dişsizlik vakalarında implant tedavisi veya hareketli protez için ölçü alım aşamasında ağız içi tarama cihazları ve konvansiyonel yöntemler ile alınan ölçüler kıyaslandığı zaman ağız içi tarama cihazlarının konvansiyonel sistemlere göre başarı oranının düşük olduğu yapılan çalışmalar neticesinde görülmüştür.

Bu başarısızlığa neden olan etmenlerin başlıca sebeplerinden birisi dişsiz tam çenede dokular arasında herhangi bir derinlik farkının olmamasıdır. Çünkü tarama cihazlarının hasta ağızında ilk görüntüyü aldıktan sonra diğer görüntüleri de birleştirebilmesi için derinlik farkı olan ve referans bölge olarak görebilceği tarama alanlarına ihtiyacı vardır.

Maliyetli bir cihaz olan ağız içi tarama cihazını satın alan diş hekimleri tam çene implant üstü restorasyon tedavileri ve hareketli protezler için konvansiyonel ölçü sistemlerine dönmek zorunda kalmaktadır.

Bu çalışmada dişsiz tam çene hastasından üst çene için konvansiyonel yöntemler ile ölçü alınarak model oluşturulmuştur. Bu modelden DOF INC. marka Edge model masaüstü tarayıcı ile taranarak referans olarak kabul edilecek STL formatında 3B veriler elde edilmiştir.

BenQ marka BIS-1 model ağız içi tarama cihazı ile aynı modeller taranarak 3B formatında veriler elde edilmiştir. Ağız içi tarama cihazı ile alınan bu veriler model tarayıcı ile oluşturduğumuz referans olarak kabul edilen veriler ile karşılaştırılmıştır.

Dijital Ölçüler

Ağız İçi tarayıcı
ile

Masaüstü model
tarayıcı ile

Alçı modellerin taranması
(A, B, C, D, E, F, G)

Dijital 3B referans
modellerin elde edilmesi
(A, B, C, D, E, F, G)

Şekil 5.1. Deneyde yapılacak olan dijital taramalar

Masaüstü model tarayıcı ile taranan dijital ölçüler (referans ölçülerimiz) ile BenQ marka ağız içi tarayıcı ile alınan tarama verileri Geomagic Design X programı ile sanal ortamda karşılaştırılarak referans ölçümüze göre ne kadar hatalı olduğu tespit edilmiştir.

Tüm bu aşamalarda yer alan bulgular istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

5.1. Referans Modellerin Hazırlanması

Çalışmada çene modelleri, tarayıcı ve tarama yöntemi aynı tutulmak üzere dişsiz hastayı simüle etmesi için model oluşturulmuştur.

Konvansiyonel yöntemle dişsiz yedi hastadan aljinat ve açık kaşık yöntemi ile alınan ölçü protez laboratuvarında alçı modele döküldü. Alçı kurduktan sonra aljinattan çıkarıldı. Şekil 5.2’de yer alan modeller elde edildi. Elde edilen modellerin çene arkı üzerindeki birbirinden en uzak 2 bölgeye iğne yardımıyla işaret konuldu. Bu işaretler tarama verileri üzerinden ölçüm yapılmasını sağlayacaktır.



Şekil 5.2. Elde edilen çene modelleri (soldan sağa A'dan G'ye)

5.2. Referans Tarayıcı ile Referans 3B Verilerin Elde Edilmesi

Referans alçı modeller oluşturulduktan sonra bu alçı modelin dijital ortamda referans olarak kullanılabilmesi için güvenilirliği ve etkinliği bilimsel olarak kanıtlanan yüksek tarama hassasiyetine sahip DOF firmasına ait EDGE model masaüstü tarayıcıda tarama işlemi yapılmıştır.

Referans Tarayıcı DOF marka EDGE model tarayıcı özellikleri;

Tarama Metodu: Model Swing System

Kamera: 1.3 MP

Boyutları: 395 mm x 275 mm x 400 mm (Genişlik x Yükseklik x Boy)

Ağırlık: 13 kg

Işık kaynağı: Beyaz ışık kaynağı

Teknoloji: Structed Light

Dosya çıkış formatı: STL, OBJ, OFF

Güç: 100-240 V (AC), 50-60 Hz.

O/S: Windows 10 (64 bit)

Hassasiyet: 7 µm

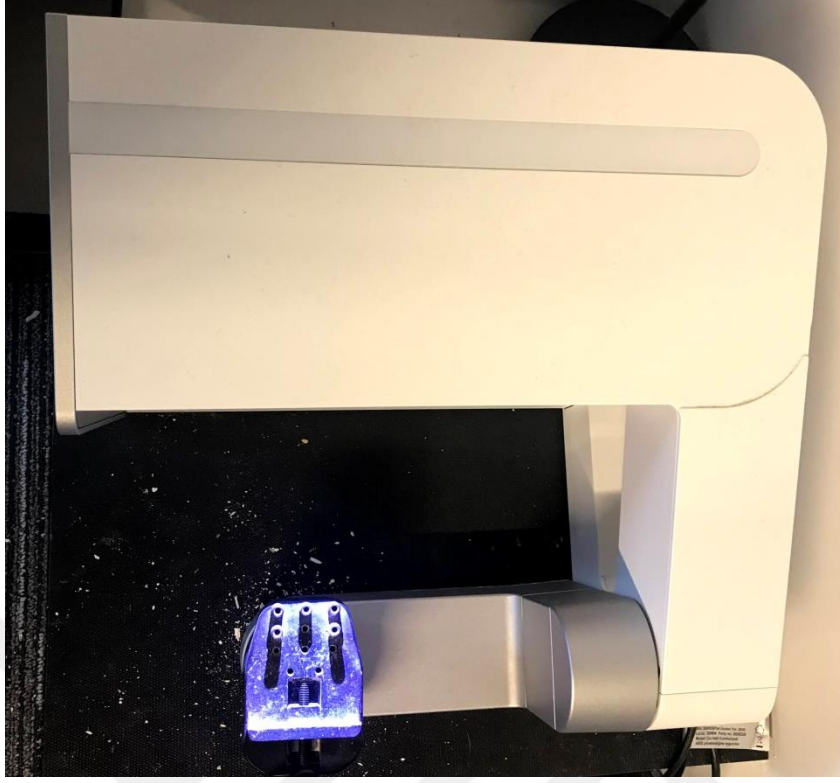
Tarayıcının bağlı olduğu bilgisayar özellikleri;

İşletim sistemi: Win10 pro

İşlemci: i7 8750

RAM:16 gb

Ekran kartı ve hafızası: GTX 1050 Ti 6 gb



Şekil 5.3. Referans tarama cihazı (DOF INC. marka Edge model)



Şekil 5.4. Model tarama cihazı ile referans modellerin taranması

Modeller, Şekil 5.3 ve 5.4'te görüldüğü gibi tarayıcının tablasına sabitlenerek tarama işlemi baŐlatılmıŐtır. Detaylı bir tarama yapabilmek ve daha iyi bir sonuç alabilmek için taramalar tekrar edilmiştir. Çene modelleri yedi defa taranarak Şekil 5.5'teki gibi 3B sanal veri elde edilmiştir.



Şekil 5.5. Model tarayıcı ile taranmış referans 3B veri rneği

Elde edilen yedi görüntüden rastgele seçim yapılarak referans 3B l olarak kabul edilmiştir.

5.3. Ağız İçi Tarayıcı ile Dijital l Elde Edilmesi

Bu aşamada alçı çene modeller üzerinde her birinden 7 adet tarama verisi elde edilmiştir.

Kullanılan ağız içi tarayıcıya ait bilgisayar zellikleri Őu Őekildedir;

İŞletim sistemi: Windows-10 Profesional

İŞlemci: Intel (R) Core (TM) i7-9750H CPU @ 2.60GHz

RAM: 16 GB

Ekran kartı ve hafızası: NVIDIA Geforce RTX 2070 8 GB

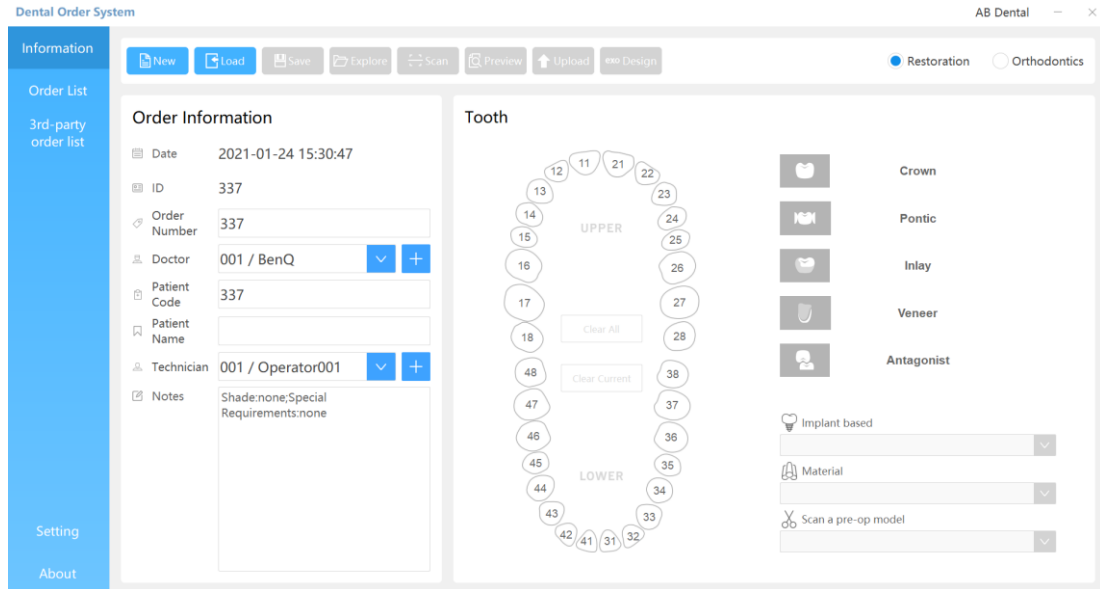
Sistem türü: 64 Bit İşletim Sistemi, X64 Tabanlı İşlemci

5.4. Referans Modellerin BenQ Marka (Tayvan) Ağız İçi Tarayıcı ile Taranması

Tarama işlemine başlamadan önce yüksek doğrulukta veriler elde etmek için ağız içi tarama cihazının firmanın belirlediği kalibrasyon prosedürüne göre kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon için ağız içi tarama cihazı kalibrasyon aleti içerisine yerleştirilerek kalibrasyon programı çalıştırılmıştır. Kalibrasyon programı içerisinde yer alan kalibrasyon, doğruluk kontrolü ve parlaklık ayarı seçenekleri sırası ile uygulanmış ve başarı ile sonuçlanmıştır.

Tarayıcı bilgisayara bağlandıktan sonra güç düğmesine basılarak açılmıştır. Bilgisayar üzerinde yer alan ağız içi tarama cihazına ait “Intraoralscan” programı açılmıştır. Yeni hasta oluşturulması için “new patient” butonuna tıklanarak yeni hasta kaydı penceresi açılmıştır.

Auçı çene modelleri için şekil 5.6’daki hasta kayıt ekranında ayrı ayrı kimlik oluşturulmuş, her kimlik için 7 adet farklı tarama yapılmıştır.

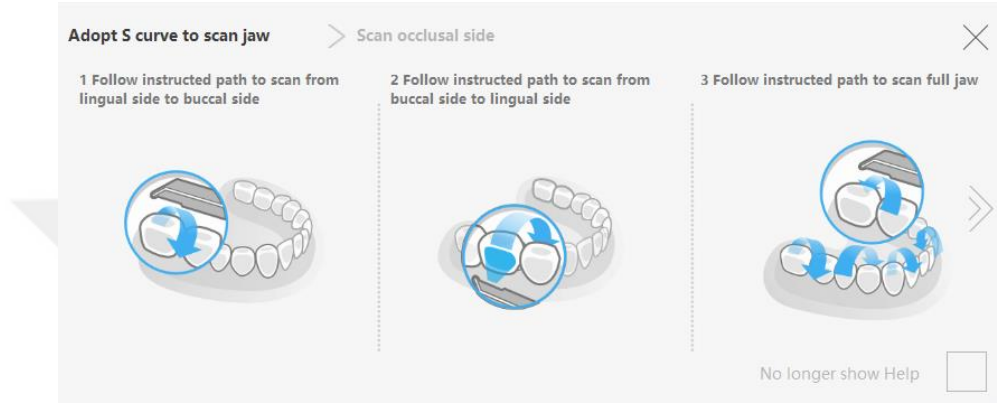


Şekil 5.6. BenQ BIS-1 ağız içi tarayıcı ile yeni hasta ve vaka kaydının yapılması

Tarama işlemi firmanın önerdiği tarama formatlarına uygun bir şekilde yapılmalıdır. Firmaya ait 2 adet tarama formatı bulunmaktadır.

5.4.1. S Eğrisi Tekniği

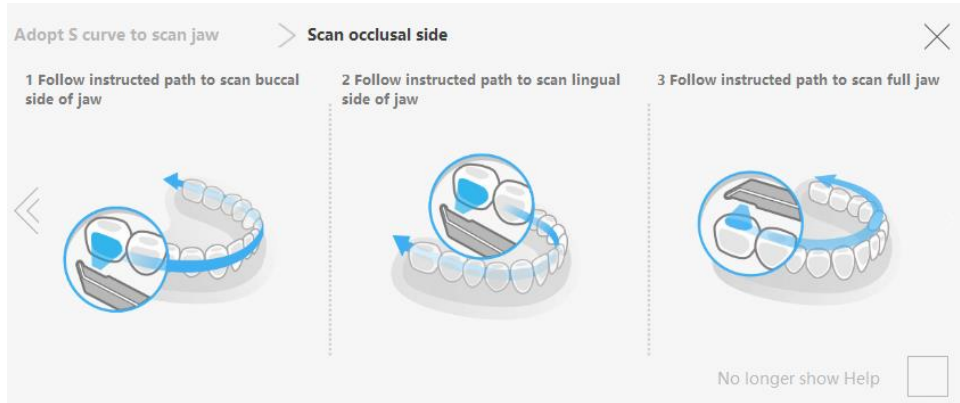
Hastanın taranacak olan çenesinin son molarının lingual tarafından bukkal tarafına doğru şekil 5.7’de belirtilen şekildeki gibi okluzali de alarak tarama işlemine başlanır. Sonrasında bukkal tarafından yine okluzali de alacak şekilde linguale doğru taramaya devam edilir. Bu şekilde devam edilerek tüm çene taraması bitirilir.



Şekil 5.7. BenQ ağız içi tarama cihazı S eğrisi tarama formatı

5.4.2. Okluzal Yanı Tarama Tekniği

Bu teknikte hastanın taranacak olan çenesinin bukkali son molarından başlanarak şekil 5.8’de gösterildiği gibi tüm kemeri alacak şekilde taranır. Diğer taraftaki son molarlara ulaşıldığında moların okluzal yüzeyi de alınarak lingualine doğru devam edilir. Lingualde tüm ark taranarak başlanılan moların lingualine dönülür. Lingualden okluzale geçilerek tüm arkın okluzal yüzeyi taranarak tarama işlemi bitirilir.



Şekil 5.8. BenQ ağız içi tarama cihazı okluzal yanı tarama formatı

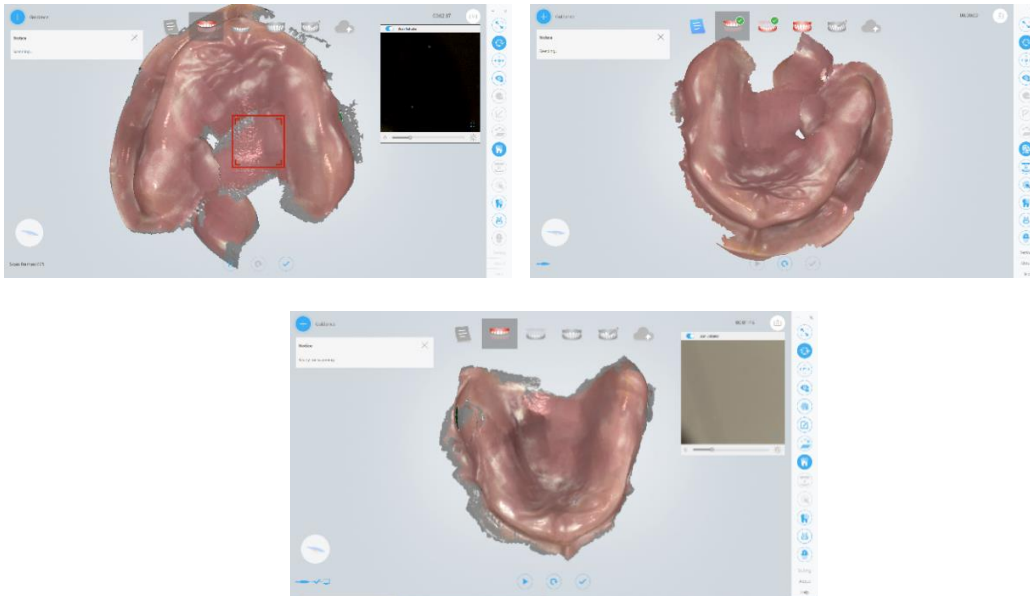
Bu çalışmadaki tüm taramalar firmanın doğruluğu daha yüksek olarak önermiş olduğu S eğrisi tekniği kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

5.5. Alçı Modellerin Ağız İçi Tarayıcı Yazılımına Kayıt Edilmesi

Referans model olarak kabul ettiğimiz üst çene alçı modellerin ilk taramaları için “new patient” butonuna basılmış ve hasta bilgileri bölümüne çene modelleri için “çene modelleri için A, B, C, D, E, F, G; tarama sayıları için 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7” girilmiştir. Tarama butonu seçilerek tarama penceresi açılmıştır. Tarama penceresi içerisinde yer alan tarama modlarından yüksek kalitede tarama seçeneği aktif edilerek daha doğru bir veri elde edilmesi amaçlanmıştır. Tarama işlemi her çene modeli için de 7 kere gerçekleştirilmiştir (A1’den G7’ye kadar).

5.6. Ağız İçi Modellerinin Ağız İçi Tarama Cihazı İle Ölçülerinin Alınması

Referans modellerin taranması sırasında dişsiz hastalarda karşılaşılan sorunlara benzer sorunlar yaşanmıştır. Özellikle modelin derinlik olmayan kısımlarında referans nokta bulamadığı için şekil 5.9’da yer alan üst üste bindirme ve yanlış bölgeyi tanıma yapmıştır. Tarayıcı ile tekrar ilgili bölge tarandığında hatalı kısımlar düzelmiştir. Ancak tekrar tarama yapmak tablo 5.1’de görüldüğü üzere tarama süresini arttırmıştır. Aşağıdaki tabloda verilen tarama sürelerinden A1., C2., ve E5. üst çene taramalarında bu durum görülmektedir.

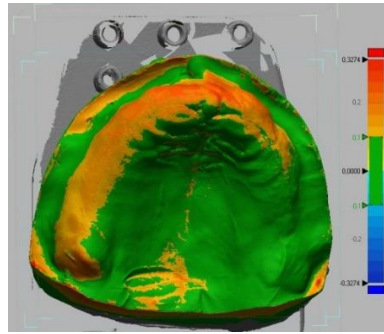


Şekil 5.9. Tarama sırasında oluşan hatalar

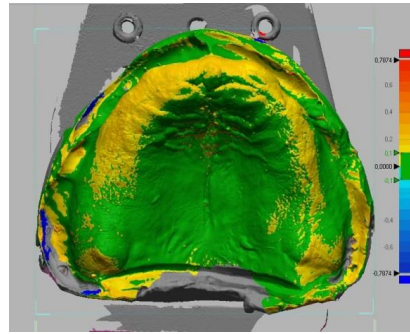
Tablo 5.1. Referans modellerin ağız içi tarayıcı ile taranmasında geçen süreler

Sıra/model	A (sn)	B (sn)	C (sn)	D (sn)	E (sn)	F (sn)	G (sn)
1	113	82	62	98	62	42	75
2	115	65	66	95	52	40	78
3	95	54	52	92	47	45	72
4	65	58	45	66	57	44	58
5	77	50	44	72	52	39	76
6	62	58	62	79	50	38	71
7	65	71	58	88	49	55	73
Ort	84,57	62,57	55,57	84,29	52,71	43,29	71,86

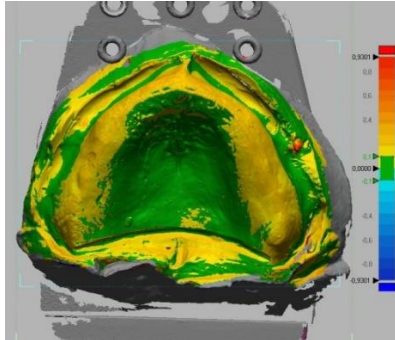
5.7. Elde Edilen 3B Verilerin Geomagic Design X Yazılımında Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması



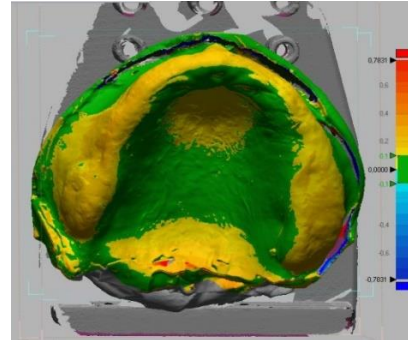
A



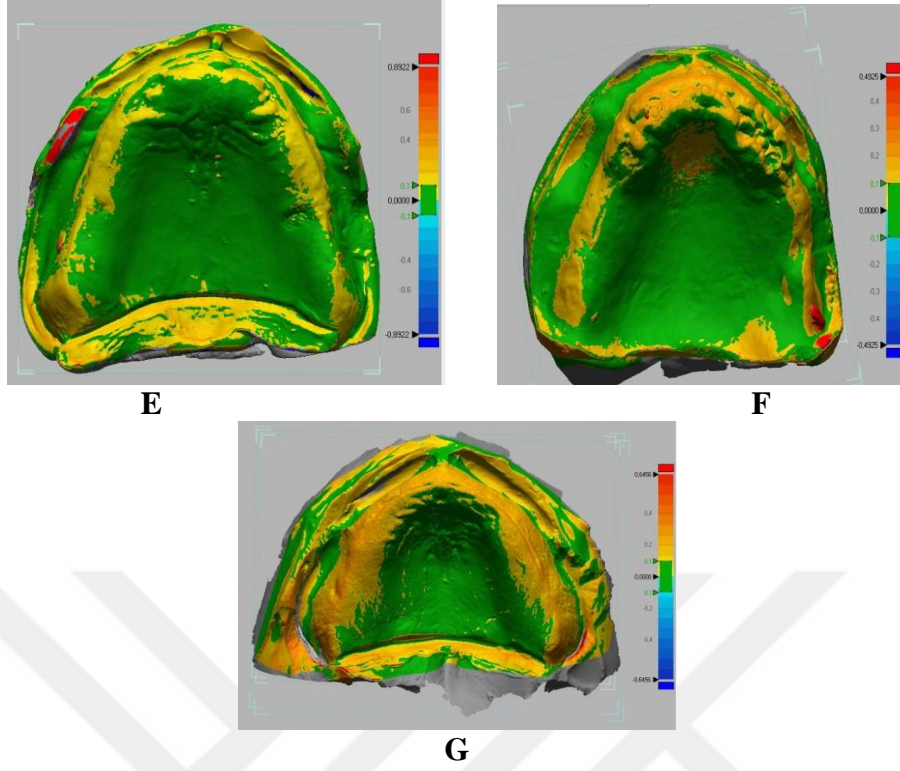
B



C



D



Şekil 5.10. İki farklı tarayıcıdan alınan 3B verilerin Geomagic Design X yazılımında çakıştırılması

Model tarama cihazı ve ağız içi tarama cihazı ile elde edilen 3B veriler STL formatında olduğu için herhangi bir format değiştirme gereksinimine ihtiyaç kalmamıştır. İki tarayıcıdan gelen A, B, C, D, E, F, G modellerine ait veriler Geomagic Design X (Amerika) yazılımında doğrudan çakıştırılabilmektedir. Her modele ait her iki tarayıcıdan elde edilen 3B veriler şekil 5.10'da gösterildiği gibi tek tek çakıştırılmıştır.

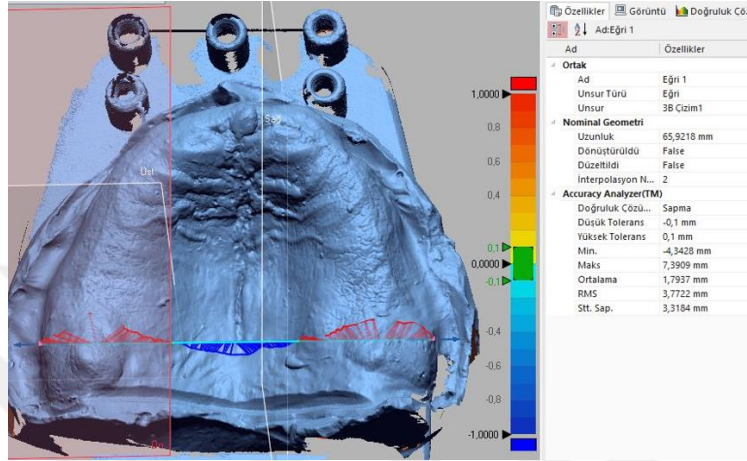
Çakıştırma işleminde önce otomatik tahmine dayalı çakıştırma (kaba çakıştırma), daha sonra ise global ve ince çakıştırma özelliği kullanılarak ideal çakıştırma yapılmıştır.

Çakıştırmalar yapıldıktan sonra ise her çakışma için çakıştırma görüntüleri ve değerlerini gösteren veriler sistemden çekilerek raporlanmıştır.

5.8. Bölgesel Sapmaların Tespiti

Her bir model için yapılan çakıştırma ile ağız içi tarayıcısından alınan 3B verilerin, model tarayıcısından alınan referans 3B veriler ile kıyaslanması yapılabilmektedir. 7

model için de renk haritası çıkarılmış, maksimum ve minimum sapma değerleri ile ortalama sapma değerleri, ortalama sapma karesinin karekökü (RMS – Root mean square) ve standart sapma değerleri tespit edilmiştir. RMS değerleri sayesinde ölçülerin yüzeyinde oluşan sapmaların 3 boyutlu hesaplanabilmesi mümkün olmuştur.



Şekil 5.11. Çene modeli üzerine işaretlenmiş olan 2 nokta arasındaki mesafenin yazılım üzerinden hesaplanması

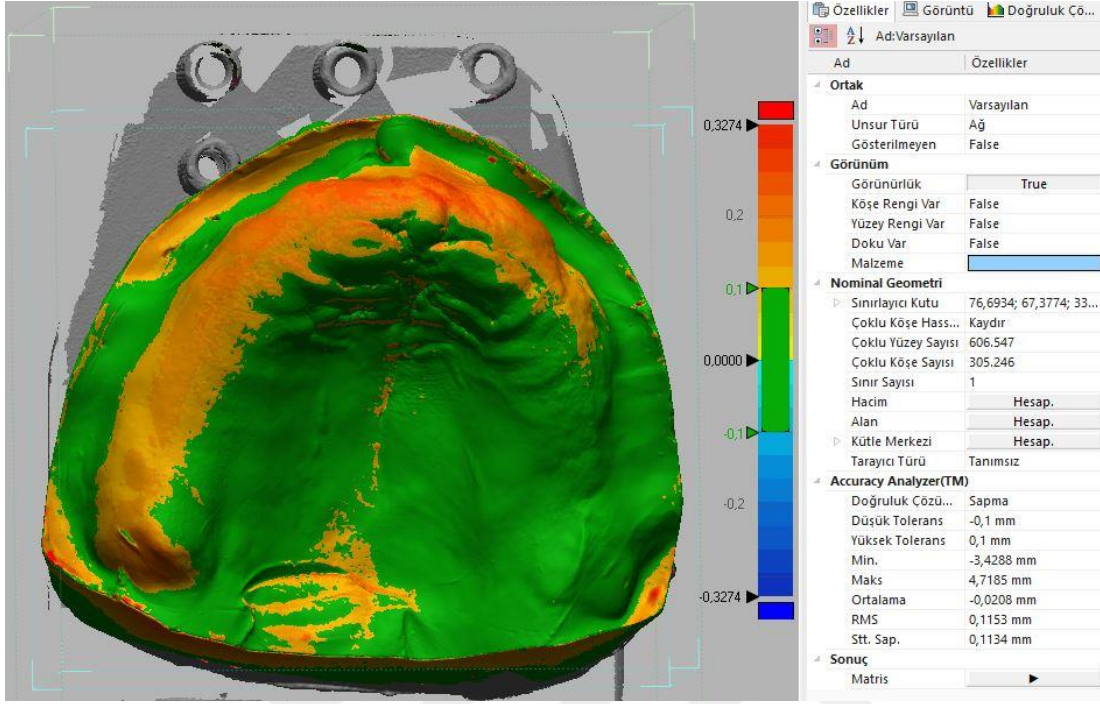
Ayrıca modellere iğne ile işaretlenmiş olan referans noktalar arasındaki mesafeler hem referans 3B veriler hem de ağız içi tarama cihazlarına ait 3B veriler üzerinden şekil 5.11'deki gibi hesaplanarak karşılaştırılması mümkün olmuştur.

7 model A, B, C, D, E, F, G olarak isimlendirilmiş olup, her modelin model tarayıcı ve ağız içi tarayıcı verileri kendi içinde karşılaştırılmış ve sapma oranları hesaplatılmıştır.

Çakıştırma işlemi sonrasında yazılımın renk haritası özelliği sayesinde her modelin 3 boyutlu sapma miktarları renkli olarak görülmektedir.

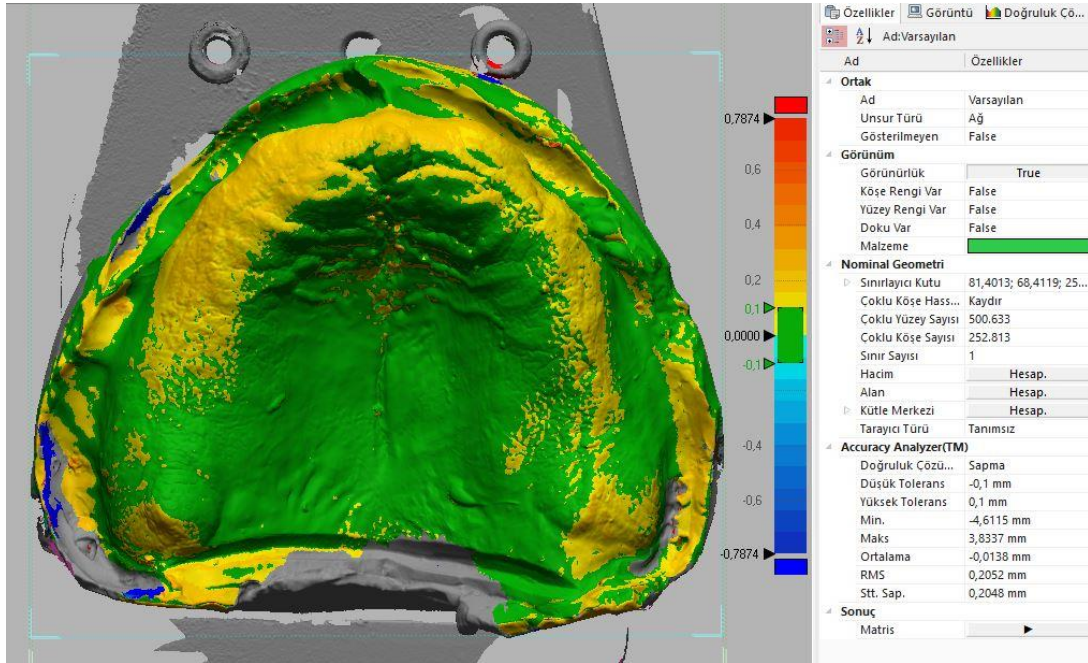
Renk haritasında yer alan yeşil renkler ideal uyumun olduğu alanları göstermektedir. Mavi ve kırmızı ile tonları ise eksi ve artı yönde sapmaları göstermektedir. Mavi renginin en koyu olduğu alanlar sapmanın pozitif yönde ve en yüksek olduğu alanları gösterirken, kırmızı renginin en yoğun olduğu bölgeler negatif yöndeki sapmanın en yüksek olduğu alanları göstermektedir.

A modeli:



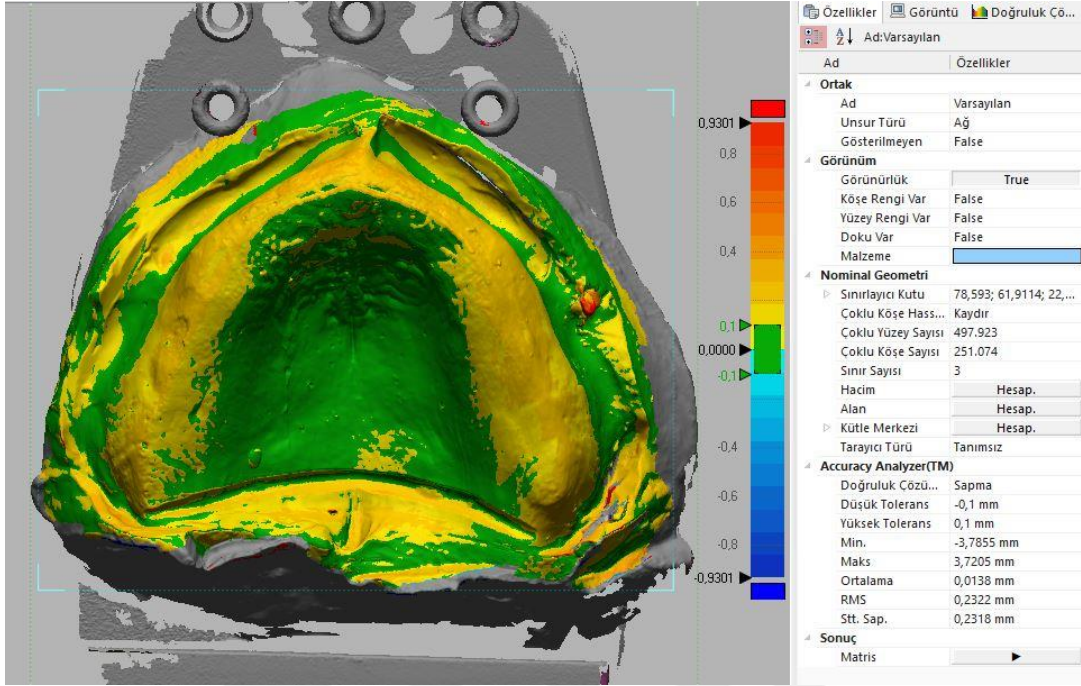
Şekil 5.12. A modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması

B modeli:



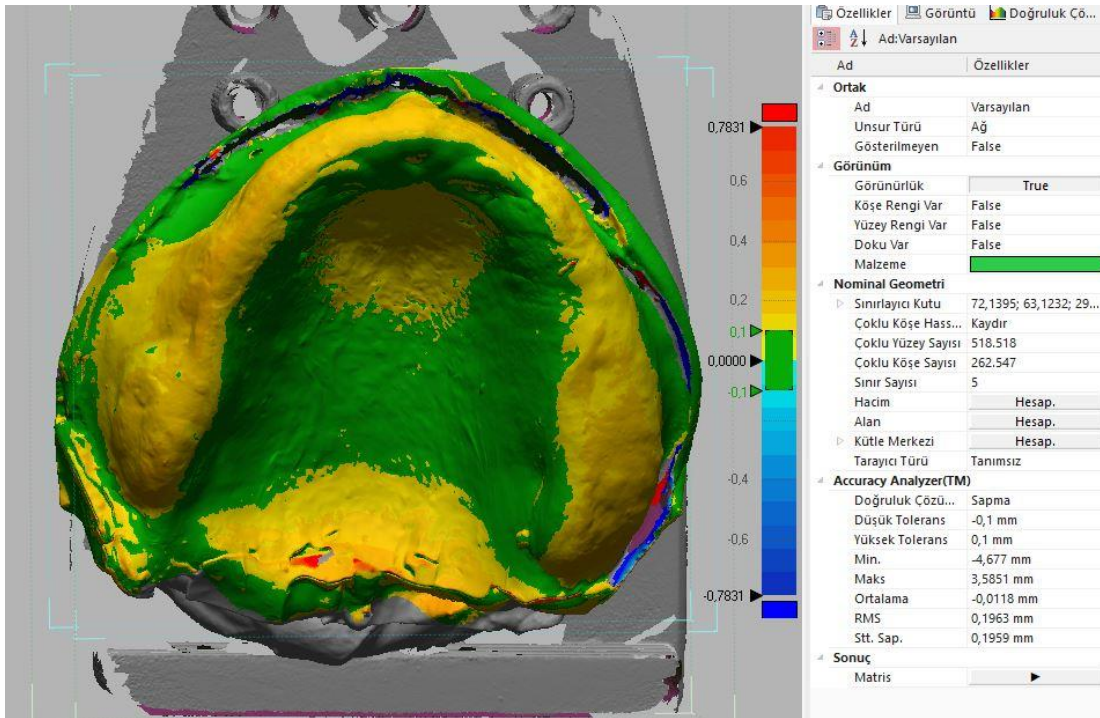
Şekil 5.13. B modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması

C modeli:



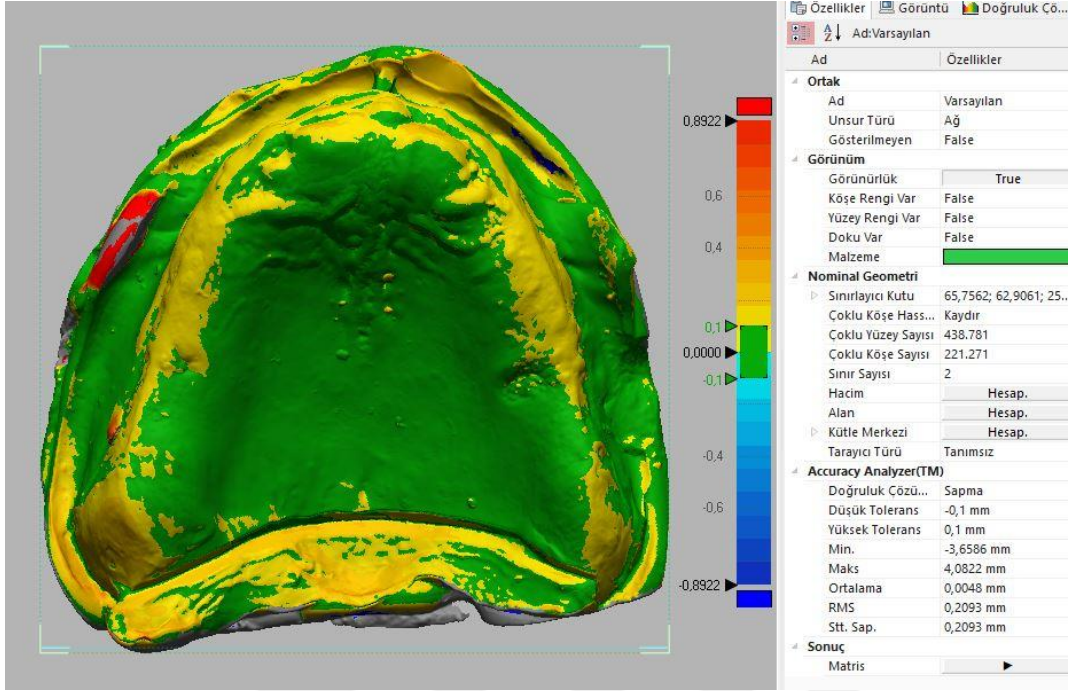
Şekil 5.14. C modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplatılması

D modeli:



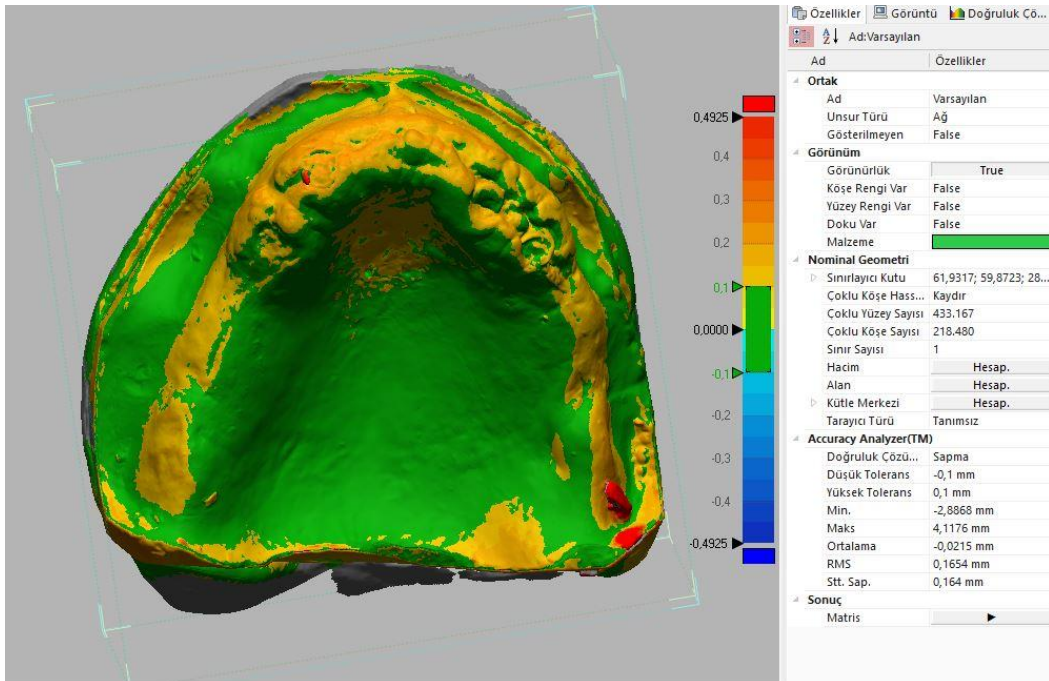
Şekil 5.15. D modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplatılması

E modeli:



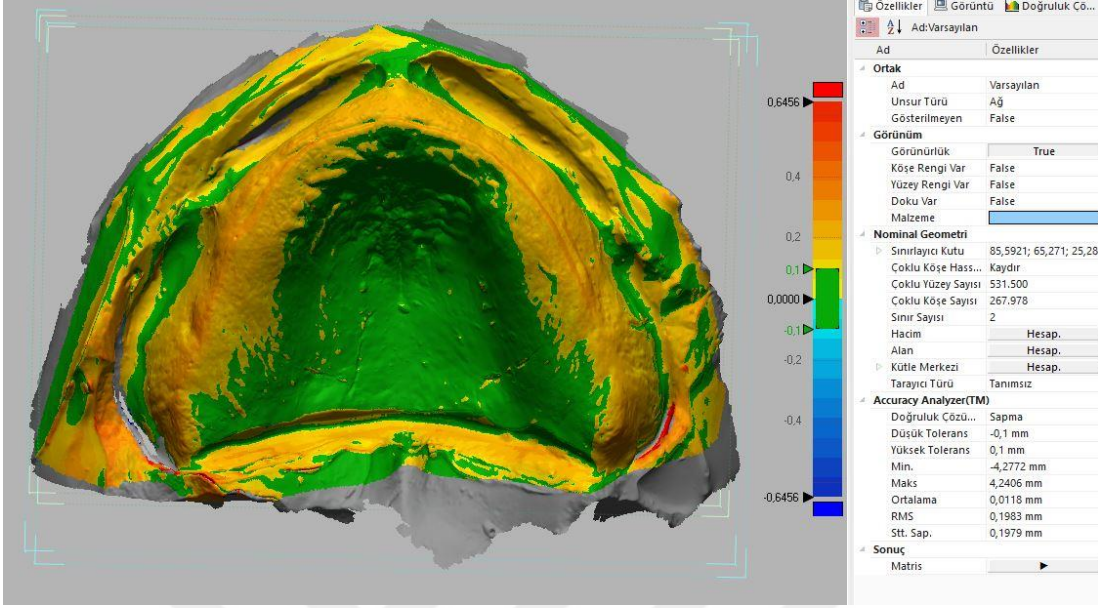
Şekil 5.16. E modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması

F modeli:



Şekil 5.17. F modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması

G modeli:



Şekil 5.18. G modelinin çakıştırılması ve sapma değerlerinin hesaplanması

A'dan G'ye 7 adet örnek için şekil 5.12 ile 5.18 arasında yer alan ayrı ayrı renk haritaları oluşturularak sapma değerleri hesaplatılmıştır. RMS değerleri kaydedilerek istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

6. VERİLERİN İSTATİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Verilerin istatistiksel analizleri için IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 25.0 (Amerika) yazılımı kullanılmıştır. Yazılımda verilerin değerlendirilmesi yapılırken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, frekans, yüzde, minimum ve maksimum) kullanılmıştır. Bulunan nicel verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Verilerin analizi konusunda; tanımlayıcı istatistikler, ortalama, standart sapma değerleri ve güven aralığı düzeyleri hesaplanmıştır. Yapılan değerlendirmeler sonucunda “0” noktasına olan uzaklığının kıyaslamasında tek örneklem kolmogrov- simirnov testi yapılmıştır. Modellerin kendi içinde analizi için Kruskal Wallis testi ve farklı olan grubun incelenmesinde Mann Whitney U testi düzelmesi yapılmıştır. Manuel Ref ve IOS Ölçüm düzeyinin modellere göre değerlendirilmesinde Wilcoxon işaret testi yapılmıştır. Manuel Ref Ölçüm ve IOS ölçüm düzeylerinin modellere göre ilişki ve tutarlılığının incelenmesinde İnter-korelasyon analizi yapılmıştır. Çalışmada 0,05'den küçük olan p değerleri anlamlı kabul edilmiştir.

7. BULGULAR VE TARTIŞMA

Teknolojinin gelişimiyle birlikte ağız içi tarama cihazlarının diş hekimliğinde teşhis ve tedavi alanında kullanımı artmaya başlamıştır. Her geçen gün gelişen teknoloji dijital diş hekimliğinin de gelişmesini sağlayarak pek çok tedavi alanında bu cihazların kullanımını mümkün kılmaktadır (Moreira ve diğ., 2015).

Ağız içi tarama cihazlarından gönderilen veriler gelişen CAD/CAM sistemleri ile birleştirildiğinde daha iyi ve daha yeni materyallerle çalışılabilmesi mümkün hale gelmiştir. Ağız içi tarama cihazlarında görülen son gelişmeler artık bu cihazların tek ve çok üyeli implant restorasyonlarında kullanımının başarısını arttırmıştır. Ağız içi tarama cihazları ile birlikte CAD/CAM cihazlarının da gelişmesi geleneksel ölçü yöntemlerini azaltmaktadır. Gelişen bu sistemler bilgisayar üzerinden tasarım yapmak, tek seansta dijital ölçüsü alınan restorasyonu bitirebilmek, daha kaliteli restorasyon üretmek (yüzey kalitesi, mekanik uyumu, direnç) ve daha iyi bir estetik sunmaktadır. Bunların dışında dijital yöntemlerin artlarından bir kısmı da malzemedeki tasarruf etmek, ölçü alımı esnasında hasta konforunun artması, işlem basamaklarının kısılmasıdır (Luqmani ve diğ., 2020).

Literatürü incelediğimizde restorasyon üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemleri ile konvansiyonel ölçü sistemleri farklı parametrelerde değerlendirilmiştir. Ancak özellikle dişsiz tam çene taramalarında ağız içi tarama cihazlarının hassasiyetini ölçen çalışma sayısı azdır. Bu zamana kadar yapılan çalışmalarda tarama ile alınan ölçü hassasiyetini etkileyen etkenlerin başında dişsizlik durumu, implant sayısı, ölçü tekniği vb. gelmektedir (Moreira ve diğ., 2015).

Ağız içi tarama cihazlarının dental alanda kullanımı ile ilgili çalışmalar bu tür cihazların gelişmesi ve sayılarının artması ile her geçen gün artmaktadır. Bu çalışmalarda ortaya konulan sorunların giderilmesi için yenilikler giderek artmaktadır. Ölçü alma amaçlı kullanılan tarayıcıların özellikle dişsiz tam çene taramalarında hatalar oluşturduğu kullanıcı diş hekimleri tarafından ifade edilmektedir. Bu çalışmada ağız içi tarama cihazının tam dişsiz tam çene modellerindeki hassasiyetini ölçmek amaçlanmıştır. Çene morfolojisinin tarama doğruluğuna etkileri ayrıca incelenecektir.

Çalışmada güncel tek bir tarayıcı tek bir araştırmacı tarafından kullanılmıştır. Çalışmanın amacına uygun olarak 7 farklı hasta ağzından alınan ölçülerden oluşturulan 7 tam dişsiz tam çene modeli yedişer kez taranmıştır. Amaç elde edilen ölçülerin hassasiyeti ile ilgili veriler elde etmektir. Bu amaçla alınan ölçülerin doğruluğu ve tekrarlanabilirliği tespit edilecektir.

Tam dişsiz tam çene tarama hassasiyeti ile ilgili literatürde yer alan çalışmalar hareketli protez tasarımı için ağız içi tarama cihazlarının kullanılabilirliğinin araştırılmasına yöneliktir (Goodacre ve diğ., 2018). Tam dişsiz tam çene taramalarının doğruluğuna yönelik çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır (Christensen, 2009). Bu çalışma ile tam dişsiz hastalarda hareketli protez veya all on four ve all on six implant hastalarında ağız içi tarama cihazı ile ölçü alınmasının doğruluğu değerlendirilerek bu alanda literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Ağız içi tarama cihazlarının sahip oldukları teknolojiler aldıkları görüntüleri üst üste ekleyerek kaydederler. Bu yöntem ile yapılan ağız içi taramalarda tarama alanı arttıkça distorsiyon da artar. Taranacak olan alanın artması ile sapma miktarının arttığı çeşitli çalışmalarda ortaya konulmuştur (Gimenez ve diğ., 2015) ve (Flugge ve diğ., 2018).

Ancak ağız içinde ve özellikle tam dişsiz üst çenede yer alan benzer alanların taranmasında tarayıcının farklı iki görüntüyü birbirinden ayıramaması ve hatalı fotoğrafları birbirine eklemesi ile ilgili çalışma görülmemektedir.

Bunların yanı sıra ağız içi tarama cihazlarının tarama prosedürünün elde edilen veri üzerindeki etkisine yönelik çalışmalar mevcuttur (Mennito ve diğ., 2018) ve (Chiu ve diğ., 2020). Bu çalışmalar sonucunda tarama prosedürünün tarama doğruluğuna etkisi ile ilgili ortak bir sonuca varılamamıştır.

Bu çalışmada güvenilir olması açısından dental alanda çok kullanılan ve hassasiyeti 7 µm olarak bildirilmiş olan model tarama cihazı kullanılmış ve referans 3 boyutlu veriler elde edilmiştir. Ağız içi tarama cihazı ile aynı modellerden alınan 3 boyutlu veriler referans olarak kabul edilen 3 boyutlu veriler ile uygun bir bilgisayar yazılımında karşılaştırılmıştır. Her model için yapılan

çakıştırma işlemi sonunda 3 boyutlu ortamdaki minimum ve maksimum hata değerleri, sapma değerleri ve rms değerleri tespit edilmiştir.

Bu çalışmada referans 3B verileri ve ağız içi tarama cihazından elde edilen 3B verileri çakıştırmak için kullanılan Geomagix Design X yazılımı literatürde pek çok çalışmada kullanılmıştır (Chiu ve diğ., 2020). Yazılımın kullanıldığı bu çalışmaların büyük çoğunluğunda renk haritasından bahsedilmesine rağmen elde edilen sapma değerlerinin elde edilen renk haritası ile birlikte değerlendirilmesi yapılmamıştır. Bu çalışmada ise elde edilen renk haritası verileri ile sapma değerleri paralel olarak değerlendirilmiştir.

7 farklı hastadan alınan üst çene ölçüleri alçı modele dökülerek simüle edilmiş ve bu modeller üzerinden hassasiyet değerlendirmesi yapılmıştır. Hasta verileri değiştirilerek diğer tüm veriler sabit tutulmuştur.

Bu çalışmada tam dişsiz alçı modellerden elde edilen ağız içi tarama cihazı ve model tarama cihazı 3B verilerinin karşılaştırılması sonucu ağız içi tarama cihazı verilerinin model tarama cihazı verilerine göre sapma miktarları tespit edilmiş ve istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

Değerlendirme aşamasında her modelden elde edilen sapma miktarlarının ortalamaları alınmış ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme aşamasında 2 farklı parametre göz önüne alınmıştır. Birincisi ölçülerdeki 3 boyutlu sapmaların tespit edilebilmesi için RMS değerlerinin kullanıldığı genel doğruluktur. İkincisi ise ölçülerin kendi içindeki tutarlılığının tespit edildiği tekrarlanabilirliktir.

7.1. 3B Verilerin Çakıştırılması ile Tespit Edilen Nicel Verilerin Karşılaştırılması

Tablo 7.1. A modeline ait sapma verileri

A	Min.	Maks.	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-3,4288	4,7185	-0,0208	0,1153	0,1134
2	-3,0788	3,4326	0,0006	0,1188	0,1188
3	-3,8072	4,0841	-0,0031	0,1262	0,1262
4	-3,0522	2,9825	0,0065	0,1083	0,1081
5	-3,9284	3,1055	0,0111	0,1272	0,1267
6	-3,9073	4,5159	0,0252	0,1735	0,1717
7	-3,7033	4,2047	0,0095	0,1393	0,139
Ortalama	-3,558	3,8634	0,004143	0,1298	0,129129

A modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -3,558 mm, maksimum 3,8634 mm olup ortalaması 0,004143 mm'dir. RMS değeri 0,1298 standart sapması ise 0,129129 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.2. B modeline ait sapma verileri

B	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-4,6115	3,8337	-0,0138	0,2052	0,2048
2	-3,4391	3,8852	0,0085	0,1468	0,1466
3	-3,4003	3,7902	0,0037	0,1231	0,123
4	-2,8777	3,3052	0,0018	0,0992	0,0991
5	-4,5484	4,1265	0,0019	0,173	0,173
6	-2,6613	3,9565	0,013	0,1398	0,1392
7	-3,7661	4,4936	0,0115	0,1828	0,1824
Ortalama	-3,61491	3,912986	0,0038	0,152843	0,152586

B modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -3,61491 mm, maksimum 3,912986 mm olup ortalaması 0,0038 mm'dir. RMS değeri 0,152843 standart sapması ise 0,152586 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.3. C modeline ait sapma verileri

C	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-3,7855	3,7205	0,0138	0,2322	0,2318
2	-2,7282	3,9437	0,0079	0,1515	0,1512
3	-3,1096	3,7933	0,0362	0,2562	0,2536
4	-1,1324	3,1193	0,0117	0,1053	0,1047
5	-2,3647	3,9981	0,0053	0,1453	0,1452
6	-2,257	3,9163	0,0037	0,1349	0,1348
7	-0,4886	2,7716	-0,003	0,1019	0,1018
Ortalama	-2,26657143	3,60897	0,0108	0,16104	0,16044

C modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -2,267 mm, maksimum 3,60897 mm olup ortalaması 0,0108 mm'dir. RMS değeri 0,16104, standart sapması ise 0,16044 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.4. D modeline ait sapma verileri

D	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-4,677	3,5851	-0,0118	0,1963	0,1959
2	-3,8119	3,7004	0,005	0,1834	0,1834
3	-3,6487	4,3437	-0,0032	0,1612	0,1612
4	-3,5099	3,5728	0,0054	0,1653	0,1652
5	-3,6028	3,5554	0,0031	0,1575	0,1575
6	-3,7549	3,6918	-0,0082	0,1664	0,1662
7	-3,8534	3,6754	-0,0167	0,1834	0,1827
Ortalama	-3,83694286	3,73209	-0,0038	0,17336	0,17316

D modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -4.677 mm, maksimum 3.5851 mm olup ortalaması -0.118 mm'dir. RMS değeri 0.1963, standart sapması ise 0.1959 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.5. E modeline ait sapma verileri

E	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-3,6586	4,0822	0,0048	0,2093	0,2093
2	-1,726	2,8853	-0,0119	0,1023	0,1016
3	-4,999	4,9966	0,0175	0,3983	0,3979
4	-3,1179	2,9822	-0,0044	0,1143	0,1142
5	-0,5776	3,5195	-0,0306	0,1136	0,1094
6	-0,749	3,367	-0,017	0,1	0,0985
7	-3,1361	2,4784	-0,0189	0,1336	0,1322
Ortalama	-2,56631429	3,47303	-0,0086	0,16734	0,16616

E modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -2,56631429 mm, maksimum 3,47303 mm olup ortalaması -0,0086 mm'dir. RMS değeri 0,16734, standart sapması ise 0,16616 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.6. F modeline ait sapma verileri

F	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-2,8868	4,1176	-0,0215	0,1654	0,164
2	-2,8595	3,7163	-0,0152	0,1196	0,1186
3	-2,1308	3,3016	-0,0061	0,118	0,1179
4	-3,9747	3,4734	-0,0128	0,1159	0,1152
5	-2,2795	3,2235	-0,0074	0,1111	0,1109
6	-2,3453	3,1158	-0,0144	0,1097	0,1087
7	-2,9599	3,025	-0,0225	0,1204	0,1183
Ortalama	-2,77664	3,424743	-0,01427	0,122871	0,121943

F modeline ait ortalama sapma değerleri minimum -2,77664 mm, maksimum 3,424743 mm olup ortalaması -0,01427 mm'dir. RMS değeri 0,122871, standart sapması ise 0,121943 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.7. G modeline ait sapma verileri

G	Minimum	Maksimum	Ortalama	RMS	STT Sap
1	-4,2772	4,2406	0,0118	0,1983	0,1979
2	-4,583	4,9962	0,0236	0,2987	0,2977
3	-3,6319	3,9128	0,0015	0,1972	0,1972
4	-3,5827	3,8265	-0,0014	0,1841	0,1523
5	-3,2668	3,7276	-0,0016	0,1741	0,1741
6	-3,6174	3,2795	-0,0119	0,1457	0,1452
7	-3,034	3,464	-0,0045	0,1139	0,1139
Ortalama	-3,71329	3,92102857	0,0025	0,18742857	0,18261429

G modeline ait ortalama sapma değerleri minimum 2,97527 mm, maksimum 3,442314 mm olup ortalaması -0,00951 mm'dir. RMS değeri 0,127571, standart sapması ise 0,126786 olarak bulunmuştur.

Tablo 7.8. Tüm modellere ait ortalama sapma verileri

Model	Min	Maks	Ortalama±ss
	X±s.s.	X±s.s.	X±s.s.
A	-3,56±0,38	3,86±0,69	%0,41±%12,91
B	-3,61±0,75	3,91±0,36	%0,38±%13,92
C	-2,27±1,13	3,61±0,47	%1,08±%16,04
D	-3,84±0,39	3,73±0,28	-%0,38±%17,32
E	-2,57±1,62	3,47±0,84	-%0,86±%16,62
F	-2,78±0,62	3,42±0,38	-%1,43±%12,19
G	-3,71±0,54	3,92±0,57	%0,25±%12,68
p	0,01*	0,49	0,01*
Fark	A, B, D, G > C, E, F	-	F,C > E > A, B, D, G

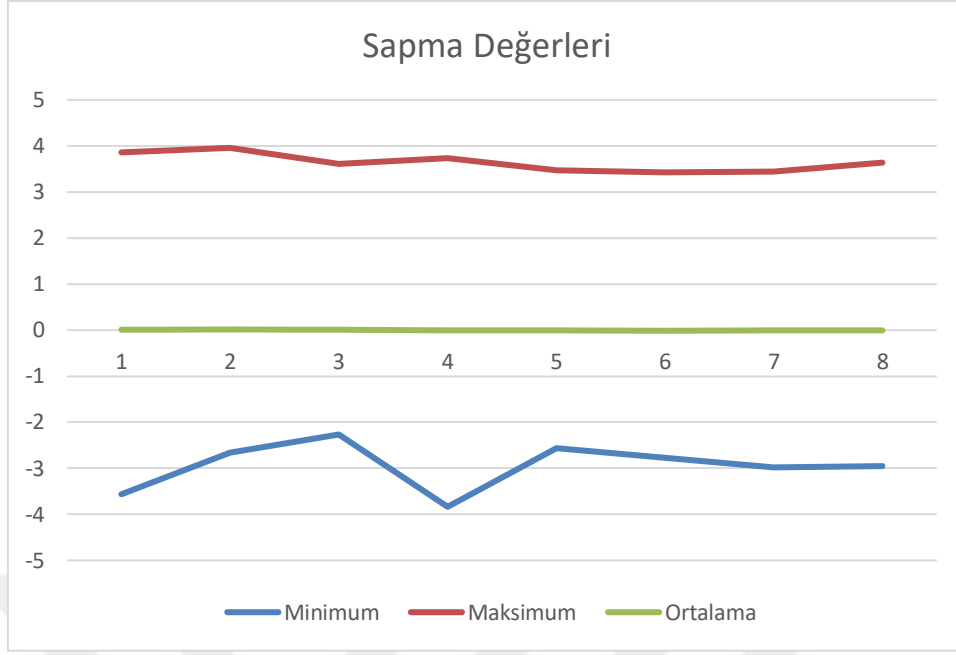
Elde edilen bu veriler ile istatistiksel inceleme sonucu çalışmadaki modellere göre negatif yöndeki sapma değerlerinin farklı düzeylerde olduğu tespit edilmiştir. A, B, D, G modellerinde elde edilen negatif sapma değerlerinin C, E, F modellerine göre mutlak değerce daha yüksek düzeylerde olduğu görülmüştür ($p=0,01$). C, E, F modellerinde yapılan ölçümlerde negatif yönde sapma değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür. A, B, D, G modellerinde ise negatif yöndeki sapma değerlerinin diğer modellere göre daha yüksek olduğu ifade edilebilir.

Pozitif yöndeki sapma değerlerinin istatistiksel olarak farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. A, B, D, E, F, G modellerinde yapılan ölçümlerde pozitif sapma değerlerinin benzer seviyelerde olduğu ifade edilebilir ($p=0,49$).

Ortalama sapma değerlerinin farklı düzeylerde olduğu tespit edilmiştir. Farkın nedeni F ve C modelinde elde edilen ortalama sapma değerlerinin A, B, D, G modellerine göre mutlak değerce daha yüksek olmasıdır ($p=0,01$). Çalışmada en az ortalama sapma değerleri G modelinde $0,25 \pm 12,68$ mm olarak görülmüştür. A modelinde $0,41 \pm 12,91$, B modelinde $0,38 \pm 13,92$ mm, D modelinde ise $0,38 \pm 17,32$ mm ortalama sapma görülmüştür. Sapma miktarının en yüksek olduğu F modeli $1,43 \pm 12,19$ mm olarak bulunmuştur. İkinci en yüksek model ise C modeli olup $1,08 \pm 16,04$ mm ortalama sapmaya sahiptir.

Sapma değerlerine ait veriler şekil 7.1’de grafik halinde belirtilmiştir.

Sonuçlara göre negatif yönde sapma değeri en düşük model C modeli olup $2,27 \pm 1,13$ mm kadar sapma değeri mevcuttur. Artı yönde sapma değeri en küçük olan model ise $3,42 \pm 0,38$ mm sapma değeri ile F modelidir. Ortalama sapma değerleri incelendiğinde de sapma değeri en düşük olan model G modeli $0,25 \pm 12,68$ mm sapmıştır.



Şekil 7.1. Minimum, maksimum ve ortalama sapma değerlerinin grafik gösterimi

7.2. 3B Veriler Üzerinden Elde Edilen Mesafe Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Tablo 7.9. Elde edilen mesafe ölçümlerinin ortalamalarının ve referans ölçümlerin değerlendirilmesi

Model	RMS X±s.s.	Manuel Ref Ölçüm Ref Ölçüm±s.s.	Manuel IOS Ölçüm X±s.s.
A	0,13±0,02	57,57±0,89	57,19±0,65
B	0,15±0,04	65,88±0,57	65,78±0,57
C	0,16±0,06	50,29±1,61	49,32±1,69
D	0,17±0,01	61,9±0,28	61,93±0,28
E	0,17±0,11	54,32±1,04	54,35±1,04
F	0,12±0,02	49,74±1,31	49,62±1,31
G	0,13±0,03	47,39±0,91	47,26±0,91
p	0,42	0,01*	0,01*
Fark	-	A, B, D > C, E, F, G	A, B, D > C, E, F, G

*0,05 düzeyinde anlamlı farklılık

Alçı modeller üzerine işaretlenmiş olan noktaların birbirine olan uzaklıkları ise 3B veriler üzerinden Geomagic Design X yazılımında ölçülmüştür. Elde edilen 7

ölçümün ortalamaları alınarak referans modelden elde edilen uzaklık ölçümleri ile kıyaslanmıştır (Tablo 7.9).

RMS ölçümlerinin istatistiksel olarak farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. A, B, D, E, F, G modellerinde yapılan ölçümlerde RMS ölçümlerinin benzer seviyelerde olduğu ifade edilebilir (p=0,42).

Manuel Ref ölçümlerinin farklı düzeylerde olduğu tespit edilmiştir. Farkın nedenin A, B, D modellerinde elde edilen Manuel Ref ölçümlerinin C, E, F, G modellerine göre daha yüksek düzeylerde olduğu görülmüştür (p=0,01). Çalışmada C, E, F, G modellerinde yapılan ölçümlerde Manuel Ref ölçümlerinin daha düşük düzeylerde olduğu görülmüştür. A, B, D modellerinde ise Manuel Ref düzeylerinin diğer modellere göre daha yüksek düzeylerde olduğu ifade edilebilir.

Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olduğu tespit edilmiştir. Farkın nedeni A, B, D modellerinde elde edilen Manuel IOS ölçümlerinin C, E, F, G modellerine göre daha yüksek düzeylerde olmasıdır (p=0,01). Çalışmada C, E, F, G modellerinde yapılan ölçümlerde Manuel IOS ölçümlerinin daha düşük düzeylerde olduğu görülmüştür. A, B, D modellerinde ise Manuel IOS düzeylerinin diğer modellere göre daha yüksek düzeylerde olduğu ifade edilebilir.

Elde edilen mesafe ölçümlerinin farkları alınarak birbiri ile kıyaslanmıştır.

Tablo 7.10. Fark ölçümlerinin “0” düzeyine göre incelenmesi

Model (n=7)	X±s.s. (Test değeri %0)	95% GA alt	95% GA üst	p
A	0,57%±1,51%	-0,83%	1,97%	0,36
B	0,29%± 0,76%	-0,41%	0,98%	0,34
C	1,14%±1,35%	-0,10%	2,39%	0,07
D	-0,29%±1,11%	-1,31%	0,74%	0,52
E	-0,86%±1,67%	-2,41%	0,69%	0,22
F	-1,43%±0,53%	-1,92%	-0,93%	0,01*
G	-1,00%±1,00%	-1,92%	-0,08%	0,04*

*0,05 düzeyinde anlamlı farklılık

Çalışmada modellere göre ortaya çıkan ölçüm farklarının mutlak sifira olan uzaklıklarının az ve 0 düzeyine yakın olması durumu o ölçümün tutarlılığını gösterecektir. Yapılan analizde modelin farkının düşük ve sifirdan farksız olması yapılan $n=7$ ölçümün sayısının artırılması durumunda elde edilen farkların 0 düzeyine yaklaşacağı anlamına gelmektedir. Analizlerde anlamsız çıkan p olasılık değerleri elde edilen farkların ortalaması 0 olan bir evrenin örnekleme ait olma durumunu gösterir. Özetle sapmanın az olması ve sifir değerinden farksız olmaması istenmektedir.

Sonuçlara göre A modelinin sapma düzeyinin $0,57\% \pm 1,51\%$ olduğu 0 düzeyinden farksız olduğu görülmüştür ($p=0,36$, $p>0,05$). A modelinde yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin 0 seviyesine yaklaşabileceği ve ölçümlerin tutarlı olma olasılıklarının var olduğu görülmüştür. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-0,83\%$ ve en yüksek sapma oranının $1,97\%$ düzeyinde olacağı tespit edilmiştir.

B modelinin sapma düzeyinin $0,29\% \pm 0,76\%$ olduğu 0 düzeyinden farksız olduğu görülmüştür ($p=0,34$, $p>0,05$). B modelinde yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin 0 seviyesine yaklaşabileceği ve ölçümlerin tutarlı olma olasılıklarının var olduğu tespit edilmiştir. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-0,10\%$ ve en yüksek sapma oranının $0,98\%$ düzeyinde olacağı görülmüştür.

C modelinin sapma düzeyinin $1,14\% \pm 1,35\%$ olduğu 0 düzeyinden farksız olduğu görülmüştür ($p=0,07$, $p>0,05$). C modelinde yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin 0 seviyesine yaklaşabileceği ve ölçümlerin tutarlı olma olasılıklarının var olduğu görülmüştür. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-0,10\%$ ve en yüksek sapma oranının $2,39\%$ düzeyinde olacağı tespit edilmiştir.

D modelinin sapma düzeyinin $-0,29\% \pm 0,76\%$ olduğu 0 düzeyinden farksız olduğu görülmüştür ($p=0,52$, $p>0,05$). D modelinde yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin 0 seviyesine yaklaşabileceği ve ölçümlerin tutarlı olma olasılıklarının var olduğu görülmüştür. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-1,31\%$ ve en yüksek sapma oranının $0,74\%$ düzeyinde olacağı tespit edilmiştir.

E modelinin sapma düzeyinin $-0,86\% \pm 1,67\%$ olduğu 0 düzeyinden farksız olduğu görülmüştür ($p=0,22$, $p>0,05$). E modelinde yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin 0 seviyesine yaklaşabileceği ve ölçümlerin tutarlı olma olasılıklarının var olduğu tespit edilmiştir. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-2,41\%$ ve en yüksek sapma oranının $0,69\%$ düzeyinde olacağı görülmüştür.

F modelinin sapma düzeyinin $-1,43\% \pm 0,53\%$ olduğu 0 düzeyinden farklı olduğu görülmüştür ($p=0,01$, $p<0,05$). F modeli ile yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin beklenen 0 düzeyinde farklı olacağı farkın da genel olarak (-) yönde olacağı görülebilir. F modeli A, B, C, D, E modellerine göre daha az farkla tutarlı olacağı ifade edilebilir. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-1,92\%$ ve en yüksek sapma oranının $-0,93\%$ düzeyinde olacağı görülmüştür.

G modelinin sapma düzeyinin $-1,00\% \pm 1,00\%$ olduğu 0 düzeyinden farklı olduğu görülmüştür ($p=0,04$, $p<0,05$). G modeli ile yapılan ölçümlerinin ortalama düzeylerinin beklenen 0 düzeyinde farklı olacağı farkın da genel olarak (-) yönde olacağı görülebilir.

F modeli A, B, C, D, E modellerine göre daha az fark tutarlı olacağı ifade edilebilir. Modelin %95 güven düzeyinde en düşük sapmasının $-1,92\%$ ve en yüksek sapma oranının $-0,08\%$ düzeyinde olacağı görülmüştür.

Elde edilen referans ve ağız içi tarama cihazı mesafe verileri birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Tablo 7.11. Referans model verileri ile ağız içi tarama cihazı verilerinin karşılaştırılması

Model	Yöntem	X±s.s.	95% GA alt	95% GA üst	p
A	Manuel Ref Ölçüm	57,57±0,89	-0,31	1,08	0,19
	Manuel IOS Ölçüm	57,19±0,65			
B	Manuel Ref Ölçüm	65,88±0,57	-0,10	0,10	0,08
	Manuel IOS Ölçüm	65,78±0,57			
C	Manuel Ref Ölçüm	50,29±1,61	-0,43	2,37	0,17
	Manuel IOS Ölçüm	49,32±1,69			
D	Manuel Ref Ölçüm	61,90±0,28	-0,04	0,05	0,24
	Manuel IOS Ölçüm	61,93±0,28			
E	Manuel Ref Ölçüm	54,32±1,04	-0,03	-0,03	0,29
	Manuel IOS Ölçüm	54,35±1,04			
F	Manuel Ref Ölçüm	49,74±1,31	0,12	0,13	0,33
	Manuel IOS Ölçüm	49,62±1,31			
G	Manuel Ref Ölçüm	47,39±0,91	0,12	0,14	0,42
	Manuel IOS Ölçüm	47,26±0,91			

Çalışmada A modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir (p=0,19). A modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Çalışmada B modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir (p=0,08). B modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Çalışmada C modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir ($p=0,17$). C modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

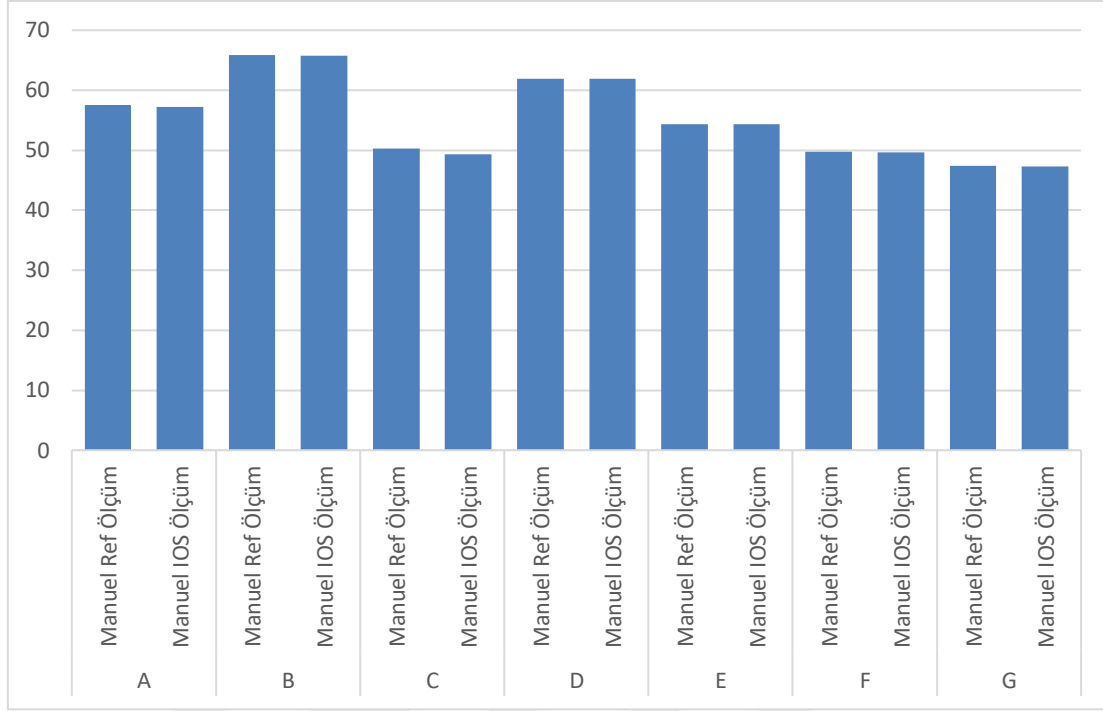
Çalışmada D modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir ($p=0,24$). D modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Çalışmada E modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir ($p=0,29$). E modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Çalışmada F modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir ($p=0,33$). F modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Çalışmada G modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı tespit edilmiştir. Her iki ölçüm düzeylerinin benzer seviyelerde olduğu belirlenmiştir ($p=0,42$). G modeli için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği ifade edilebilir.

Tüm Modeller için Manuel Ref ve Manuel IOS ölçümlerinin farklı düzeylerde olmadığı görülmüştür. Bu durum bir önceki fark ölçümlerinin yorumlarının objektif olarak yapılabilmesi ve ortaya çıkan farkların yorumlanabilmesi konusunda önemlidir.



Şekil 7.2. Modellerde Manuel Ref ve Manuel IOS mesafe ölçümlerinin karşılaştırılması
Referans tarayıcı ve ağız içi tarama cihazı mesafe ölçümlerinin ölçüm düzeyleri ilişkileri incelemiştir.

Tablo 7.12. Modellerde Manuel Ref Ölçüm ve Manuel IOS Ölçüm düzeylerinin ilişkilerinin incelenmesi

	Modeller	r	p
A	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,56	0,04*
B	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,97	0,01*
C	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,58	0,04*
D	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,82	0,03*
E	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,96	0,01*
F	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,97	0,01*
G	Manuel Ref Ölçüm & Manuel IOS Ölçüm	0,99	0,01*

*0,05 düzeyinde anlamlı farklılık

Çalışmada Manuel Ref Ölçüm ve Manuel IOS Ölçümünün B, C, D, E, F, G modellerinde oldukça yüksek düzeyde ilişkili olduğu tespit edilmiştir. A ve C modellerinde ise Manuel Ref Ölçüm ve Manuel IOS Ölçümlerinin orta düzeyde bir güçte ilişkili olduğu ifade edilebilir. Genel olarak tüm modeller için ölçümlerinin tutarlılık gösterdiği tespit edilse de bu düzey A ve C modellerinde diğer modellere göre daha düşük seviyededir ($p<0,05$). İntra- korelasyon düzeylerinin (r) seviyesinin 0,80 ve üzerinde olması yüksek düzeyde uyum (tutarlılık) göstergesi olarak ifade edilebilir. Bu düzeyinin A ve C modelinde olduğu gibi 0,60 düzeyinde düşük olması uyumun kabul edilebilir düzeyde ama çok güçlü olmadığını ifadesi olarak değerlendirmek mümkündür.

Çene ark uzunluğu daha büyük olan A, B ve D modellerindeki hata oranı incelendiğinde A ve D modellerinin ortalamaya göre daha yüksek hata oranı verdiği söylenebilir. B modeli ise diğer iki modele göre doğruluk oranı daha yüksek bir sonuç vermiştir.

Çene ark uzunluğu en az olan C, F ve G modellerindeki doğruluk oranları incelendiğinde ise F ve G modelleri en yüksek doğruluk oranına sahipken C modeli doğruluk oranı ortalama doğruluk oranının altındadır.

Sonuç olarak tüm taramalardaki sapma değerleri diş hekimliğince kabul edilebilir sınır olan 100-150 μm içerisindeydir. Ancak çene ark uzunluğunun ağız içi tarama cihazı ile ölçü alınmasında tarama doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği söylenebilir. Renk haritalarına bakıldığı zaman tarama başlangıcında sapma değerlerin daha az olduğu, ark boyunca hata değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca ark uzunluğu arttıkça tarama süresi de artmaktadır.

Dijital ölçü alımında daha yüksek bir doğrulukta ölçü alınabilmesi için hastanın çene ark uzuluğu dikkate alınmalıdır.

KAYNAKLAR

- Birnbaum, N.S., Aaronson, H.B. (2008). Dental Impressions Using 3D Digital Scanners: Virtual Becomes Reality. *Compend Contin Educ Dent*, 29(8), 498-505.
- Çağlar, İ., Duymuş, Z.Y., Ateş, S.M., (2015). Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar: Dijital Ölçü. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 25(135), 135-140.
- Colpani, J.T., Borba, M., Della, Bona A. (2013). Evaluation of Marginal and Internal Fit of Ceramic Crown Copings. *Dent Mater*, 29(2), 174-80. DOI: 10.1016/j.dental.2012.10.012.
- Tuntiprawon, M., Wilson, P.R. (1995). The Effect of Cement Thickness on the Fracture Strength of All-ceramic Crowns. *Aust Dent J*, 40(1), 17-21. DOI: 10.1111/j.1834-7819.1995.tb05607.x.
- Chen, L.C., Xu Z.Q. (2005) Innovative 3D Dental Measurement for Tooth Model Restoration. *Key Engineering Materials*, 295-296(1662-9795), 145-150. DOI:10.4028.
- Christensen, G.J. (2005) The State of Fixed Prosthodontic Impressions Room for Improvement, *J Am Dent Assoc.*, 136(3), 343-6. DOI: 10.14219/jada.archive.2005.0175.
- Benli, M., Öngül, D., Karataşlı, B., Rohlig, B.G. (2019). Dijital ve Konvansiyonel Yolla Üretilen Kron Restorasyonların Uyum Parametrelerinin Karşılaştırılması, *EÜ Dişhek Fak Derg.*, 40(2), 89-96.
- Punj, A., Bompolaki, D., Garaicoa, J. (2017) Dental Impression Materials and Techniques, *Dental Clinics*, 61(4):779-796., 61-96.
- Bakıç, H., Kocacıklı, M., Korkmaz, T. (2021). Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayıcılar, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 31(2), 289-304.
- Ender, A., Mehl, A. (2011). Full Arch Scans: Conventional Versus Digital Impressions-An In-vitro Study, *International Journal of Computerized Dentistry*, 14(1), 11-21.
- Lee, S.J., Gallucci, G.O. (2013). Digital vs. Conventional Implant Impressions: Efficiency Outcomes, *Clin Oral Implants Res.*, 24(1), 111-115. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2012.02430.x
- Seelbach, P., Brueckel, C., Wöstmann, B. (2013). Accuracy of Digital and Conventional Impression Techniques and Workflow, *Clin Oral Investig.* 17(7), 1759-1764. DOI: 10.1007/s00784-012-0864-4. Epub 2012 Oct 21.

- Christensen, G.J. (2009). Impressions are Changing: Deciding on Conventional, Digital or Digital Plus In-office Milling. *J Am Dent Assoc.*, 140(10):1301-1304. DOI: 10.14219/jada.archive.2009.0054
- Dinçel, M., Gümüş, H.Ö., Büyük, S.K., Kılınç, H.İ., Bilgin, M.S. (2013). 3 Boyutlu Dijital Modeller Üzerinde Yapılan Ölçümlerin Doğruluğunun Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 366-370.
- Papaspyridakos, P., Gallucci, G.O., Chen, C.J., Hanssen, S., Naert, I., Vandenberghe, B. (2016) Digital Versus Conventional Implant Impressions for Edentulous Patients: Accuracy Outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 27(4), 465-72. DOI: 10.1111/clr.12567
- Alcan, T., Ceylanoğlu, C., Baysal, B. (2009). The Relationship Between Digital Model Accuracy and Time-dependent Deformation of Alginate Impressions. *Angle Orthod*, 79(1), 30-36. DOI: 10.2319/100307-475.1.
- Braian, M., Wennerberg, A. (2019). 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.*, 122(2), 129-136. DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.10.007.
- Kayssoun, A. (2020). Farklı Dijital Tarayıcılar Kullanarak Elde Edilen Tam Maksiller Dişsiz Alçı Çene Model Ölçülerinin Hassasiyet ve Doğruluğunun İncelenmesi. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa, 6844853876.
- Googacre, B.J., Goodacre, C.J., Baba, N.Z. (2018). Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(4), 377-381. DOI: 10.11607/ijp.5741.
- Varol, M. (2017). İmplant Destekli Tam Ark Tek Parça Üst Yapı Üretiminde Ağız İçi Dijital Ölçü Yönteminin Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 468881.
- Rubel, B.S. (2007). Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry. *Dent. Clin. North. Am.*, 1(3), 629-42. DOI: 10.1016/j.cden.2007.03.006.
- Hamalian, T.A., Nasr, E., Chidiac, J.J. (2011). Impression Materials in Fixed Prosthodontics: Influence of Choice on Clinical Procedure. *J. Prosthodont.*, 20(2), 153-60. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x.
- Ulusoy, M., Aydın, A.K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler* (1. Baskı), Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.

- Craig, R.G. (1996). *Restorative Dental Materials* (10th Ed.). St Louis, Philadelphia: Mosby Company.
- Duman, A.N. (2002). Elastomerik Esaslı Bazı Ölçü Maddelerinin Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 115942.
- Mutlu, G. (1992). Studies on Prosthetic Materials-Measurement of the Rheological Properties of Acrylic Resins. Doktora Tezi, Bristol Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Bristol, 400621.
- O'Brien, W. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3rd ed.). Hanover Park: Quintessence publishing Inc.Co.
- Reese, J., Valega, T. (2002). *Restorative Dental Materials- An Overview* (11th ed.). Londra: Quintessence Publishing.
- Van Noort, R. (2002). *Introduction to Dental Materials* (2nd ed.). Philadelphia: Mosby Inc.Co.
- Akata Baca, A. (2012). Dişhekimliği CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan İntraoral ve Ekstraoral Ölçümleme İşlemlerinin Netliğinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 370051.
- Topcu AA. (2015). Farklı Yapıdaki Elastomerik Ölçü Maddelerinin Değişik Isılardaki Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 384323.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (1. Baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Shillinburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (2010). *Sabit Protezin Temelleri* (3. Baskı). İstanbul: Quintessence Yayıncılık.
- Baroudi, K., Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health*, 7(4), 96-104.
- Jain, R., Takkar, R., Deora, N. (2016). CAD-CAM the Future of Digital Dentistry: A Review. *APDR*, 2(2), 33-36.
- Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B. (1988). CAD-CAM in Dentistry. *J Am Dent Assoc.*, 117(6), 715-720. DOI: 10.14219/jada.archive.1988.0096.
- Duret, F., Preston, J.D. (1991). CAD/CAM Imaging in Dentistry. *Curr Opin Dent.*, 1(2), 150-154.

- Aeran, H., Kumar, V., Seth, J. (2014). Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *Int. J. Sci. Study*, 1(1), 23-27.
- Akkuş, G. (2009). Farklı CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Kuron Protezlerinde Kenar Uyumu İncelemesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 204070.
- Miyazaki, T., Ho, A.Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A Review of Dental CAD/CAM: Current Status and Future Perspectives From 20 Years of Experience. *Dent Mater J.*, 28(1), 44-56. DOI: 10.4012/dmj.28.44.
- Dilşad, F. (2015). CAD/CAM Sistemi Yüksek Isıda Presleme Yöntemi ile Üretilen Porselen İncelemlerin Kenar Uyumu ve Kırılma Dayanıklılığı Açısından Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 390276.
- Güth, J.F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing, *Clin Oral Investig*, 17(4), 1201-8. DOI: 0.1007/s00784-012-0795-0.
- Christensen, G.J. (1997). What Category of Impression Material is Best for Your Practice? *J Am Dent Assoc.*, 128(7), 1026-8. DOI: 10.14219/jada.archive.1997.0312
- Liu, P.R. (2005). A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compend Contin Educ Dent.*, 26(7), 507-508.
- Dahl, B.E., Ronold, H.J., Dahl, J.E. (2016). Internal Fit of Single Crowns Produced by CAD-CAM and Lost-wax Metal Casting Technique Assessed by the Triple-Scan Protocol. *J Prosthet Dent.*, 117(3), 400-404. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.06.017.
- Varol, M. (2017). İmplant Destekli Tam Ark Tek Parça Üst Yapı Üretiminde Ağız İçi Dijital Ölçü Yönteminin Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 468881.
- Nedelcu, R.G., Persson, A.S. (2014). Scanning Accuracy and Precision in 4 Intraoral Scanners: An In Vitro Comparison Based on 3-Dimensional Analysis. *J Prosthet Dent*, 112(6), 1461-1471. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.05.027.
- Logozzo, S., Zanetti, E.M., Franceschini, G., Kilpelä, A., Mäkyänen, A. (2014). Recent Advances in Dental Optics–Part I: 3d Intraoral Scanners for Restorative Dentistry. *Opt Laser Eng.*, 54(1), 203-221.
- Atieh, M.A. (2016). Accuracy Evaluation of Intra-oral Optical Impressions: A Novel Approach. *UNCCH.*, 118(3), 400-405. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.10.022.

- Gimenez, B., Ozcan, M., Martinez-Rus, F., Pradies, G. (2015). Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Wavefront Sampling Technology for Implants Considering Operator Experience, Implant Angulation, and Depth. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17(1), 54-64. DOI: 10.1111/cid.12124.
- Persson, A.S., Oden, A., Andersson, M., Sandborgh-Englund, G. (2009). Digitization of Simulated Clinical Dental Impressions: Virtual Three-Dimensional Analysis of Exactness. *Dent Mater*, 25 (7), 929-936. DOI: 10.1016/j.dental.2009.01.100.
- Joda, T., Gallucci, G.O. (2015). The Virtual Patient in Dental Medicine. *Clin Oral Implants Res*, 26 (6), 725-726. DOI: 0.1111/clr.12379.
- Mora, M.A., Chenin, D.L., Arce, R.M. (2014). Software Tools and Surgical Guides in Dental-Implant-Guided Surgery. *Dent Clin North Am.*, 58(3), 597-626. DOI: 10.1016/j.cden.2014.04.001.
- Bornstein, M.M., Al-Nawas, B., Kuchler, U., Tahmaseb, A. (2014). Consensus Statements and Secommended Clinical Procedures Regarding Contemporary Surgical and Radiographic Techniques in Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 78-82, 2014. DOI: 10.11607/jomi.2013.g1.
- Kulabaş, S. (2019). 3Shape (Trios3) Ağız İçi Tarayıcı ve 3Shape (R700) Model Tarayıcı ile Elde Edilen Dijital Modeller Üzerinde Yapılan Lineer Ölçümlerin, Manuel Teknikle Karşılaştırılarak; Doğruluğu, Güvenilirliği ve Tekrarlanabilirliğinin Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi. Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bolu, 563683.
- Kravitz, N.D., Groth, C., Jones, P.E., Graham, J.W., Redmond, W.R. (2014). Intraoral Digital Scanners. *J Clin Orthod*, 48(6), 337-347.
- Luqmani, S., Jones, A., Andiappan, M., Cobourne, M.T. (2020). A Comparison of Conventional vs Automated Digital Peer Assessment Rating Scoring Using the Carestream 3600 Scanner and Cs Model+ Software System: A Randomized Controlled Trial. *Am J Orthod Dentofac*, 157(2):148-155.e1. DOI: 10.1016/j.ajodo.2019.10.011.
- Akyalcin, S., Cozad, B.E., English, J.D., Colville, C.D., Laman, S. (2013). Diagnostic Accuracy of Impression-free Digital Models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(6), 916-922. DOI: 10.1016/j.ajodo.2013.04.024
- Rheude, B., Lionel, Sadowsky, P., Ferriera, A., Jacobson, A. (2005). An Evaluation of the Use of Digital Study Models in Orthodontic Diagnosis and Treatment Planning. *Angle Orthod*, 75(3), 300-304. DOI: 10.1043/0003-3219(2005)75[300:AEOTUO]2.0.CO;2.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W., Reich, S. (2015). Intraoral Scanning Systems-a Current Overview. *Int J Comput Dent*, 18(2), 101-129.

- Zaruba, M., Ender, A., Mehl, A. (2014). New Applications For Three-Dimensional Follow-up and Quality Control Using Optical Impression Systems and OraCheck. *Int J Comput Dent*, 17(1), 53- 64.
- Reiz, S, Neugebauer J, Karapetian V, Ritter L. (2014). Cerec meets Galileos--integrated implantology for completely virtual implant planning, *Int J Comput Dent*, 17(2), 145-157.
- Ender, A., Mehl, A. (2013). Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems. *Int J Comput Dent*, 16(1), 11-21.
- Stimmelmayer, M. Güth, J.F., Erdelt, K., Edelhoff, D., Beuer, F. (2012). Digital Evaluation of the Reproducibility of Implant Scanbody Fit—An In Vitro Study. *Clin Oral Investig*, 16(3), 851- 856.
- Mehl, A. (2012). A New Concept for the Integration of Dynamic Occlusion in the Digital Construction Process. *Int J Comput Dent*, 15(2), 109-123.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., Logozzo, S. (2015). Intraoral Scanners in Dentistry: A Review of the Current Literature. *BMC Oral Health*, 17(1):149. DOI: 10.1186/s12903-017-0442-x.
- Ender, A., Mehl, A. (2015). In-vitro Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Methods of Obtaining Full-arch Dental Impressions. *Quintessence Int*, 46(1), 9-DOI: 10.3290/j.qi.a32244.
- Ender, A., Zimmermann, M., Mehl, A. (2019). Accuracy of Complete-and partial-arch Impressions of Actual Intraoral Scanning Systems In Vitro. *Int J Comput Dent*, 22(1), 11-19.
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*, 27(1), 35-41. DOI: 10.1111/jopr.12527.
- Alpkılıç, D.Ş. (2019). Farklı Ağız İçi Tarayıcılar ile Alınan İmplant Üstü Ölçülerin Hassasiyetlerinin Kıyaslamalı Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 546003.
- Bayındır, F., Kalaycı, B.B. (2015). Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 25(11), 129-136.
- Moreira, A.H., et al. (2015). Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17(2), 751-764.
- Goodacre, B.J., Goodacre, C.J., Baba, N.Z. (2018). Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *Int J Prosthodont*, 31(4), 377–381. DOI: 10.11607/ijp.5741.

- Gimenez, B., et al. (2015). Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(1), 56-64.
- Flugge, T., et al. (2018). The Accuracy of Different Dental Impression Techniques for Implant Supported Dental Protheses: A Systematic Review and Meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 29(16), 374-392.
- Mennito, A.S., et al. (2018). Evaluation of the Effect Scan Pattern Has on the Trueness and Precision of Six Intraoral Digital Impression Systems. *J Esthet Restor Den* 30(2):113-118. DOI: 10.1111/jerd.12371. Mehl, A., et al. (2009). Accuracy Testing of a New Intraoral 3D Camera. *Int J Comput Dent*, 12(1), 11-28.
- Chiu, A., Chen, Y., Hayashi, J. (2020). Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors (Basel)*, 20(4):1157. DOI: 10.3390/s20041157.

ÖZGEÇMİŞ

İlk öğretimini İstanbul'da orta öğretimini ise İzmir'de tamamladı. 2011 yılında Ankara'da yer alan Kara Harp Okulu'na başladı. Burada subaylık derslerinin yanı sıra elektronik mühendisliği dersleri aldı. 2013 yılında yatay geçiş ile Tekirdağ ilinde yer alan Namık Kemal Üniversitesi'nde Biyomedikal Mühendisliği Bölümüne başladı. 2016 yılında bu bölümden mezun olduktan sonra özel sektörde ağız ve diş sağlığı alanında teknik servis, satış ve biyomedikal sorumlusu olarak toplamda 5 yıl çalıştı. 2017 yılının Şubat ayında Kocaeli Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitimine başladı ve 2022 Ocak ayında Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı.

