

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI ÖLÇÜ TEKNİKLERİNİN VE DİŞETİ YÜKSEKLİKLERİNİN TEK
ÜYE İMPLANTLARIN ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNA ETKİSİ**

VİLDAN ASLIYÜCE

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi NİHAL ÖZCAN**

**Bu araştırma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon
Birimi tarafından 2019/152 numaralı proje ile desteklenmiştir.**

2020– KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 10/12/2020

İmza

Prof. Dr. Volkan ŞAHİN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. M. Ercüment ÖNDER

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ

Erciyes Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad

ÇULHAOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Nihal ÖZCAN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	III
ÖNSÖZ	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VII
ŞEKİLLER.....	VIII
ÇİZELGELER	X
ÖZET	XI
SUMMARY.....	XII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi.....	2
2.2. İmplant Destekli Restorasyonlar.....	3
2.3. İmplant Destekli Restorasyonlarda Ölçü.....	5
2.3.1. Konvansiyonel Ölçü	6
2.3.1.1. Konvansiyonel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri.....	6
2.3.1.1.1. Silikon Lastik Esaslı Materyaller.....	8
2.3.1.1.2. Polieterler.....	10
2.3.1.1.3. Polisüfitler.....	11
2.3.1.1.4. Vinil Siloksan Eter.....	13
2.3.1.2. İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü Teknikleri	14
2.3.2. Dijital Ölçü	18
2.3.2.1. CAD/CAM Sistemleri.....	18
2.3.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	19
2.3.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları.....	20

2.3.2.4. CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri	20
2.3.2.5. Dijital Ölçü Teknikleri.....	23
2.4. Dijital Ağız İçi Tarayıcılar.....	25
2.4.1. Dijital Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri.....	28
2.4.1.1. Aktif Triangulasyon	28
2.4.1.2. Konfokal Mikroskopi	29
2.4.1.3. Aktif Wavefront Örneklemesi	30
2.4.2. Ağız İçi Tarama Sistemleri	31
2.4.2.1. Lava C.O.S Sistemi.....	31
2.4.2.2. True Definition Sistemi	32
2.4.2.3. Emerald Sistemi.....	32
2.4.2.4. Carestream 3500 Sistemi.....	33
2.4.2.5. Omnicam Sistemi.....	34
2.4.2.6. TRIOS Sistemi	36
2.5. İmplant Destekli Protezlerin Ölçü Başarısını Etkileyen Faktörler	38
2.6. Ölçü Doğruluğunun Değerlendirilmesi.....	43
2.7. Tersine Mühendislik Yazılımları.....	45
2.8. Hipotez.....	47
3. MATERYAL VE METOT.....	48
3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi	48
3.2. Konvansiyonel ve Dijital Yöntemler ile Ölçülerin Alınması	52
3.2.1. Konvansiyonel Yöntemlerle Ölçülerin Alınması	52
3.2.1.1. A Tipi Konvansiyonel Ölçü.....	53
3.2.1.2. C Tipi Konvansiyonel Ölçü.....	56
3.2.2. Dijital Yöntemlerle Ölçülerin Alınması	59

3.2.2.1. Omnicam ile Dijital Ölçülerin Alınması.....	59
3.2.2.2. Trios 3 ile Dijital Ölçülerin Alınması.....	60
3.3. Dijitalizasyon.....	62
3.4. İstatistiksel Değerlendirmeler.....	64
4. BULGULAR.....	66
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇLAR.....	89
KAYNAKÇA.....	90
ÖZGEÇMİŞ.....	120

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, yardımlarını benden esirgemeyen ve desteğiyle tez çalışmamı gerçekleştirmemde bana yardımcı olan değerli hocam ve danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Nihal Özcan'a,

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan ve üzerimde büyük emekleri bulunan değerli hocam sayın Prof. Dr. Volkan Şahin'e,

Tez çalışmamda önemli katkıları bulunan sayın Prof. Dr. Sadullah Üçtaşlı'ya,

Uzmanlık eğitimimde beni destekleyen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine, beraber çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,

Her daim yanımda olan manevi kardeşim Eda Emli'ye,

Hayatımın her döneminde benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, destekleri ve varlıkları ile her zaman bana güç veren annem, babam ve kardeşlerime

sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

3D	: 3 boyutlu
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim
CAI	: Bilgisayar Destekli Ölçü
CMM	: Koordinat Ölçüm Makinesi
dk	: Dakika
LED	: Işık Yayan Diyot
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
p	: Anlamlılık düzeyi
PE	: Polieter
PEEK	: Polieter Eter Keton
PVS	: Polivinil Siloksan
sn	: Saniye
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
STL	: Standart Dönüşüm Dili
°	: Derece
<	: Küçüktür
%	: Yüzdellik

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Misch (2014) protetik sınıflaması

Şekil 2.2: Dental alanda CAD/CAM iş akışı

Şekil 2.3. Bilgisayar destekli tersine mühendislik süreci

Şekil 3.1. Paralelometre ile implant analogunun modele yerleştirilmesi

Şekil 3.2. CMM ile implant pozisyonlarının kontrolü

Şekil 3.3. İmplant analogu sabitlenmiş model

Şekil 3.4. Dişeti şekillendirmesinde kullanılan dayanak

Şekil 3.5. Dişeti şekillendirmesi için yapılan mum modelasyon

Şekil 3.6. Silikon indeks ile dişeti şekillendirmesi aşamaları

Şekil 3.7. Ana model a) vestibül ve b) okluzal görünümü

Şekil 3.8. Kişisel yarım ark kaşık

Şekil 3.9. a) Karıştırma cihazı ve b) karıştırma tabancası

Şekil 3.10. a) Ölçü postu yerleştirilmiş ana model b) A Tipi silikon akıcı kıvamlı ölçü malzemesinin uygulaması

Şekil 3.11. a) A tipi silikon ölçünün ana modele uygulanması b) Ana modelden ayrılan ölçü

Şekil 3.12. a) Dayanak ve metal plakaların yerleştirilmesi ve b) dişeti silikonu uygulanması

Şekil 3.13. A Tipi silikon ölçülerden elde edilen alçı modeller

Şekil 3.14. a) C tipi silikon ölçünün ana modele uygulanması b) Ana modelden ayrılan ölçü

Şekil 3.15. a) Dayanak ve metal plakaların yerleştirilmesi ve b) dişeti silikonu uygulanması

Şekil 3.16. C Tipi silikon ölçülerden elde edilen alçı modeller

Şekil 3.17. Omnicam tarayıcı ile dijital ölçü aşamaları

Şekil 3.18. Trios 3 tarayıcı ile dijital ölçü aşamaları

Şekil 3.19. SmartScan (Breuckmann, Meersburg, Germany) 3 boyutlu tarayıcı

Şekil 3.20. İmplant analogunun x ve y ekseninde yer değiştirme miktarının ölçümü

Şekil 4.1. Farklı ölçü yöntemlerinin toplam bulgularının x, y, z eksenlerindeki değişim miktarları

Şekil 4.2. Farklı dişeti yüksekliklerinin toplam bulgularına göre x, y, z eksenlerindeki değişim miktarı

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Elastomerik Ölçü Materyallerinin Özellikleri

Çizelge 2.2. Ağız içi tarayıcıların çalışma prensipleri

Çizelge 4.1. 2 mm dişeti yüksekliği olan modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

Çizelge 4.2. 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

Çizelge 4.3. 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

Çizelge 4.4. Farklı dişeti yüksekliklerinin Trios 3 ölçü yönteminde bulguları

Çizelge 4.5. Farklı dişeti yüksekliklerinin Omnicam ölçü yönteminde bulguları

Çizelge 4.6. Farklı dişeti yüksekliklerinin A TİPİ ölçü yönteminde bulguları

Çizelge 4.7. Farklı dişeti yüksekliklerinin C TİPİ ölçü yönteminde bulguları

Çizelge 4.5. $a^2=x^2+y^2+z^2$ işlemine göre farklı ölçü yöntemlerinin bulguları

ÖZET

Farklı Ölçü Tekniklerinin ve Dişeti Yüksekliklerinin Tek Üye İmplantların Ölçü Doğruluğuna Etkisi

İmplant pozisyonunun çalışma modeline doğru aktarımı ve ideal restorasyon üretimi için doğru ölçü önemli bir adımdır. Bu in vitro çalışmada konvansiyonel ve dijital ölçülerin doğruluğunu karşılaştırmak ve dişeti yüksekliği, ölçü materyali, intraoral tarayıcının doğruluğuna etkisini 3 boyutlu analiz yöntemi ile değerlendirmek amaçlanmıştır.

Sağ alt 1.molar diş bölgesine 1 adet implant analogu (Biohorizons, Birmingham 5.7 mm) farklı dişeti yüksekliklerinde (2-4-6 mm) olacak şekilde yerleştirilerek 3 ana model elde edilmiştir. Dijital ölçüler Trios 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ve Omnicam (CEREC, Sirona, Bensheim, Almanya) olmak üzere 2 farklı ağız içi tarayıcı kullanılarak; konvansiyonel ölçüler ise polivinil siloksan (Elite HD+, Zhermack SpA, İtalya) ve kondenzasyon silikonu (Zetaplus, Zhermack SpA, İtalya) olmak üzere 2 farklı ölçü materyali kullanılarak elde edilmiştir. Konvansiyonel ölçülerden elde edilen alçı modeller ve ana model SmartScan (Breuckmann, Meersburg, Germany) optik tarayıcısıyla taranarak dijitalize edilmiştir. Alınan ölçülerdeki implant analogunun 3 boyutlu konumunun ana modele göre yer değiştirme miktarı 3 boyutlu analiz programı olan Rapidform (INUS Technology Inc., Seul, Güney Kore) tarafından ölçülmüştür. İstatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 23 programı (Armonk, NY: IBM Corp.) kullanılmıştır. İki'den fazla grup arasında Kruskal Wallis testi, çoklu karşılaştırmalarda

ise Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Tüm testlerde $p < 0.05$ değerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edilmiştir.

Yer değiştirme miktarları karşılaştırıldığında Omnicam ve Trios 3 intraoral tarayıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. C tipi silikon ölçü materyalinde A tipi silikon ölçü materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı miktarda fazla yer değiştirme görülmüştür. Farklı dişeti yüksekliklerindeki ölçü grupları arasında en fazla yer değiştirme miktarı 6 mm yükseklikte en az yer değiştirme miktarı ise 2 mm yükseklikte dişeti olan modellerde görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dijital ölçü, İmplant ölçüsü, İmplant pozisyonu, Konvansiyonel ölçü, Ölçü doğruluğu

SUMMARY

The Effect of Different Impression Techniques and Gingival Height on the Impression Accuracy of Single Implants

The accurate transfer of the implant position to the experimental model and the accurate impression is an important step in manufacturing ideal restoration. In this in vitro study, it was aimed to compare the accuracy of conventional and digital impressions and to evaluate the effect of gingival height, impression material, intraoral scanner type on accuracy by using 3D analysis method.

An implant analogue (Biohorizons, Birmingham 5.7 mm) was placed in a acrylic resin model (Frasaco GmbH, Germany) in the right lower 1.molar tooth area at different gingival heights (2-4-6 mm) and this model was used as the master model. Digital impressions were made using 2 different intraoral scanners, Trios 3 (3Shape, Copenhagen, Denmark) and Omnicam (CEREC, Sirona, Bensheim, Germany); Conventional impressions were made using 2 different impression materials: polyvinylsiloxane (Elite HD+, Zhermack SpA, Italy) and condensation silicone (Zetaplus, Zhermack, Italy). Plaster models obtained from conventional impressions and the master model were digitalized by scanning with an optical scanner, SmartScan (Breuckmann, Meersburg, Germany). A total of 96 experimental models were obtained with 4 types of impression groups from 3 master models ($n = 8$). The deviation of the 3-dimensional position of the implant analog in the measurements made was compared to the main model by Rapidform, 3D analysis program (INUS

Technology Inc., Seoul, South Korea). The median comparison was performed using the differences between the medians, by non-parametric Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests with a significance level of $p < 0.05$.

When the deviation values were compared, no statistically significant difference was found between the Omnicam and Trios 3 intraoral scanners. When the impression accuracy was compared, there is a statistically significant difference between conventional impression materials. C type silicone impression material showed more deviation values than A type silicone impression material. A statistically significant difference was found between impression groups at different gingival heights. The highest deviation values were found in 6 mm deep and the least were found in 2 mm deep implants.

Keywords: Conventional impression, Digital impression, Impression accuracy, Implant impression, Implant position

1.GİRİŞ

İmplant destekli protezlerin uzun vadeli başarısı için en önemli faktörlerden biri pasif olarak uyumlu restorasyonların üretilmesidir. Pasif uyum sağlanamayan restorasyonlarda mekanik ve biyolojik komplikasyonlar görülmekte ve bu süreç implant başarısızlığıyla sonuçlanabilmektedir. Pasif uyum sağlayan restorasyonların üretilmesi ise ancak başarılı bir ölçüden elde edilen çalışma modeliyle mümkündür. Yapılan araştırmalara göre implant konumlarının transfer edilmesinde ölçü hassasiyetini etkileyen birçok faktör olduğu ortaya koyulmuştur. Ölçü yöntemleri ve implantın pozisyonu da ölçü doğruluğunu etkileyen faktörlerdendir.

Protetik restorasyon ölçülerinde konvansiyonel ölçü yöntemleri ile birlikte ağız içi tarayıcı sistemlerinin gelişmesiyle birlikte dijital implant ölçüleri de yaygınlaşmaktadır. Ağız içi tarayıcıların klinikte kullanımının yaygınlaşmasıyla konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemlerini karşılaştıran çalışmalar da artmıştır.

Dental implantların kemik içerisine yerleştirilmesinde estetik, anatomik ve fizyolojik sınırlamalar bulunmaktadır. Bazı klinik durumlarda, mevcut kemiğe, estetik faktörlere bağlı olarak, implantlar daha subgingival pozisyona yerleştirilmektedir. Sıklıkla görülebilen bu klinik tabloda ölçü işleminin nasıl etkilendiği de araştırılması gereken konulardandır.

Çalışmamızda farklı dişeti derinliklerine yerleştirilmiş tek üye implantların farklı ölçü materyalleriyle ve farklı ağız içi tarayıcılarla elde edilen konvansiyonel ve dijital ölçülerinin doğruluğunun karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTOLOJİ VE TARİHÇESİ

Diş kaybı insan yaşamını ve yaşam konforunu etkileyen önemli bir problemdir. İnsanlık tarihi boyunca gözlemlenmeye devam etmiştir. Birçok çalışmada diş kayıplarının zamanla azalma gösterdiği belirtilse de yaşam süresinin artmasına, genetik faktörlere, beslenme şeklinin ve yaşam tarzının değişimine bağlı olarak diş eksikliğine sahip hasta sayısında azalma olmayacağı düşünülmektedir (Cooper 2009).

Teknolojik gelişmelere bağlı olarak günümüzde diş kayıplarını restore etmek amacıyla dental implantlar popülerlik göstermektedir. Dental implantlar; sabit ve hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen diş kök yapısını taklit eden alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır (Yavuzyılmaz et al. 2003, Le Guéhennec et al. 2007)

Modern dental implantoloji, 1955 yılında Branemark ve ark.'nın tavşan kemiklerinde revaskularizasyonu inceleyen bir deney sırasında kemik ile titanyum arasındaki bağlanmayı farkettiği çalışmalar ile başlamıştır. 1960'larda Professor Brånemark, kemik hücrelerinin titanyum çevresinde büyüdüğünü gözlemlemiştir. Brånemark bu bağlanmaya 'osseointegrasyon' adını vermiştir. Bu gözlemden sonra Brånemark, dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini bildirmiştir (Albrektsson 1988).

1982 yılında Brånemark diş eksikliklerinin tedavisi için kök formunda titanyum vidaların kullanımını duyurmuştur. İlerleyen yıllarda osseointegrasyon ve dental

implant metal yüzey özellikleri ile ilgili devam eden çalışmalar sonucu yeni dental implantlar geliştirilmiştir (Greenberg 2015).

Günümüzde dental implantlar, rutin tedavi planlamasının bir parçası haline gelmiştir. İmplant uygulamalarının endikasyonu, tek diş eksikliklerinin yanı sıra, bölümlü veya total dişsiz vakalarda sabit ve hareketli protez yapımına imkan sağlamaktadır. İmplant tedavisi fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımından üstün özelliklere sahiptir ve yüksek başarı oranları sergilemektedir (Mupparapu ve Singer 2004, Christensen 2019).

2.2. İMPLANT DESTEKLİ RESTORASYONLAR

Dental implantolojide amaç diş eksiklikleri sonucu ortaya çıkan problemleri tedavi etmek, maksillofasiyal sistemi korumak ve hastaya estetik, fonksiyon ve fonasyon bakımından konfor sağlamaktır.

Dental implantlar, parsiyel ve total dişsiz hastaları sabit protezlerle tedavi etmekte yıllar boyunca başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Gallucci et al. 2014).

İmplant destekli restorasyonlar mevcut klinik duruma göre sabit ve hareketli olarak planlanabilir. Misch, implant destekli restorasyonları ağızdaki mevcut sert ve yumuşak doku kaybında kazandırdığı doku miktarına ve implant desteğine göre 5 gruba ayırmıştır (Misch 2014).

SP-1: Sabit Protez Sadece kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.

SP-2: Sabit Protez Kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları oklüzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.

SP-3: Sabit Protez Eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.

HP-4: Hareketli Protez Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.

HP-5: Hareketli Protez İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

Şekil 2.1. Misch (2014) protetik sınıflaması

Literatürde, osseoentegre implantların geç dönem başarısızlığında peri-implantitis ve mekanik aşırı yükleme gibi faktörlerin etken olduğunu belirten birçok çalışma mevcuttur. Bu nedenle protetik planlamanın doğru bir şekilde yapılması; yumuşak dokuyla uyum içerisinde olan bir protez uygulanması ve bu protezin kemiğe etki edecek mekanik gerilimleri minimuma indirmesi gerekmektedir (Kourtis et al. 2004, Sakka et al. 2012).

İmplant ile üstyapı arasında oluşabilecek bir uyumsuzluğun protezin kendisinde, implantta ve implant çevresinde periodontal ligament olmamasından dolayı çevreleyen kemik dokusunda gerilimleri arttıracak bilinmektedir. Diş çevre dokusundan farklı olarak osseoentegre implantlar periodonsiyum içermezler ve periodontal ligamentin izin verdiği hareketleri yapamazlar. Osseointegrasyondan

sonra implantlar kemiğin esneme miktarına bağlı olarak aksiyal yönde 3-5 µm, lateral yönde ise 10-50 µm hareket edebilmektedir (Burns et al. 2003, Kim et al. 2005, Del'Acqua et al. 2010). Bu nedenle implant destekli bir protezin uzun süreli klinik başarısı, restorasyonun pasif uyumuna bağlıdır. Pasif uyum, protezin okluzal kuvvet altında olmadığı durumlarda dayanağa gerilme, sıkışma ve bükme kuvveti uygulamadan tam adaptasyon içinde olmasıdır (Karl et al. 2005).

İmplant destekli restorasyonda pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda çeşitli mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlar gözlemlenebilmektedir. Protetik uyumsuzluk sonucu; okluzal uyumsuzluklar, dayanak (abutment), vida gibi implant parçalarında ya da protetik restorasyon materyalinde oluşabilecek mekanik komplikasyonlar artmaktadır. Biyolojik komplikasyonlara örnek olarak ise; protezlerdeki marjinal uyumsuzluklar, artan plak birikimine sebep olmakta ve buna bağlı olarak yumuşak ve/veya sert doku reaksiyonları gösterilmektedir (Leonhardt et al.1999, Eckert et al. 2000, Lee et al. 2008b).

Yapılan protezin pasif bir şekilde oturması ve fizyolojik bir sorun yaratmayacak uyuma sahip olması için sert veya yumuşak dokulardan doğru ve hassas bir şekilde ölçü alınması gerekmektedir (Skalak 1983, Phillips 1994, Lorenzoni et al. 2000).

2.3. İMPLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA ÖLÇÜ

Prostodontik Terimler Sözlüğü'ne göre diş hekimliğinde “ölçü”, diş ve çevre dokuların; negatif benzerliği veya yüzeylerin ters kopyasının elde edilmesi işlemi anlamına gelmektedir. “Ölçü maddesi” ise ölçü alınması amacıyla kullanılan madde veya maddelerin birleşimi olarak tanımlanmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition 2017).

İmplant destekli sabit protezler gibi ölçü aşamasının başarıda önemli rol oynadığı tedavilerde, implantların ağız içindeki konum ve açılarının çalışma modeline doğru,

net ve hassas bir şekilde aktarılması çok önemlidir. Kullanılan ölçü tekniği ve ölçü materyali, implant pozisyonunun doğru şekilde kaydedilmesinde en etkili faktörlerdir. Ölçü işlemi ölçü materyalleri aracılığıyla konvansiyonel yollarla olabildiği gibi dijital olarak da yapılabilir.

2.3.1. Konvansiyonel Ölçü

Konvansiyonel yöntem, bir kaşık yardımı ile ağıza taşınan macun kıvamındaki ölçü materyali ile ağız dokularının negatifinin oluşturulması şeklinde gerçekleştirilir. Farklı kaşık çeşitleri ve farklı ölçü materyalleri ile birbirinden farklı ölçü teknikleri uygulanabilir (Shillingburg 1981).

İmplantlarda kullanılan konvansiyonel ölçülerde; ölçü postlarının ölçü içerisine uygun pozisyonda aktarılamaması veya pozisyonlarının değişmesi, analog-ölçü postu arasındaki açıklık bulunması, ölçü materyallerindeki boyutsal değişimler ve alçının sertleşme esnasındaki genleşmesi gibi birçok faktör ölçü netliğini etkileyebilmektedir.

2.3.1.1. Konvansiyonel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri

İmplant destekli sabit protez ölçülerinde, genellikle yoğun kıvamlı (putty) ve akıcı kıvamlı (light-body) elastomerik ölçü materyallerinin aynı anda karıştırılıp uygulanması prensibine dayanan tek aşamalı ölçü tekniği kullanılmaktadır. Ölçü işleminde akıcı kıvamlı materyal ince detayların kaydını sağlarken, yoğun kıvamlı ölçü materyali de, ölçünün ağıza yerleştirilmesi ve ağızdan çıkartılması sırasında akıcı kıvamlı ölçü materyalini destekler (Shillingburg 1981, Donovan ve Chee 2004).

İdeal bir ölçü materyalinden beklenen özellikler;

- Akıcı olması ve aynı zamanda yeterli viskoziteye sahip olması,

- Boyutsal stabilitesinin iyi olması, ağızdan çıkarılırken plastik deformasyona uğramaması,
- Yeterli mekanik özelliklere sahip olması,
- Dokuları detaylı bir şekilde yansıtabilmesi,
- Biyouyumlu olması, alçı bileşenleri ile kimyasal reaksiyon göstermemesi
- Yeterli çalışma süresinin olması,
- Hidrofilik olması,
- Maliyetinin düşük olması,
- Manipülasyonunun kolay olması,
- Aynı ölçüden birkaç model oluşturmaya imkan verebilmesi,
- Raf ömrünün uzun olması,
- Model oluşturmada kullanılan materyalle uyumlu olması olarak sıralanabilir (McCabe et al. 2008, Hamalian et al. 2011).

Hidrokolloidlerin kullanımından sonra boyutsal stabilite açısından geliştirilen ve uygulama kolaylığı sunan materyaller olan elastomerler piyasaya sunulmuştur. Elastomerler, sentetik lastik ve aköz olmayan ölçü materyalleri olarak da adlandırılırlar. Sabit protezler için ideal ölçü materyalleri elastomerik ölçü materyalleridir (Enkling et al. 2012).

Elastomerler polimer yapıdadırlar, polimerler belirli bir kuvvet altında belli bir sınıra kadar şekil değiştirirler, kuvvet kaldırıldığında ise tekrar eski hallerine dönerler. Polimerizasyon (çapraz bağlanma) kondenzasyon veya ilave reaksiyon ile meydana gelir (Donovan ve Chee 2004, Walker et al. 2013).

Elastomerler, “yapısal olarak su ihtiva etmeyen elastomerik ölçü maddeleri” olarak adlandırılmaktadır ve American Dental Association (ADA) sınıflamasına göre üç tiptir;

1. Silikon lastik esaslı materyaller

Kondenzasyon Reaksiyonlu Silikonlar

İlave Tip Reaksiyonlu Silikonlar

2. Polieterler

3. Polisüfitler (Shillingburg 1981).

Son yıllarda geliştirilen vinil siloksan eter ölçü materyalleri de bu sınıflamaya dahil edilmektedir (Shetty et al. 2014).

2.3.1.1.1. Silikon lastik esaslı materyaller

a) Kondenzasyon Reaksiyonlu Silikonlar (C-Silikon)

Kondenzasyon reaksiyonu ile polimerize oldukları için bu şekilde adlandırılmışlardır. C tipi silikonlar olarak da adlandırılırlar.

Günümüzde en sık kullanılan ölçü materyallerinden biri olan kondenzasyon tipi silikonlar iki pat ya da pat ve katalizör sistemi halinde kullanıma sunulurlar. Baz patında terminal hidroksil gruplarına sahip dimetilsiloksan, çapraz bağlanma reaksiyonunu geliştirecek ortoalkilsilikat ve çeşitli doldurucular bulunur. Katalizör patında ise metal organik esterler ve yağlı çözücüler bulunmaktadır. Polimerizasyon esnasında çapraz bağlanma reaksiyonu ile üç boyutlu bir ağ yapısı oluşurken yan ürün olarak etil veya metil alkol açığa çıkar. Reaksiyon sonrası etil alkolün zaman içinde buharlaşması ile ölçü materyalinde bir büzülme meydana gelir. Bu büzülme polimerize

olmuş kondenzasyon tipi silikonların boyutsal stabilitesini etkileyen en önemli faktördür (Rubel 2007, Walker et al. 2013, Punj et al. 2017).

Etil alkolün buharlaşmasına bağlı boyutsal stabilite problemlerinin önüne geçebilmek için ölçülerin hemen dökülmesi önerilmektedir. Yapılan çalışmalar, büzülmelerin en fazla ilk 1 saat içerisinde görüldüğünü vurgulamaktadır. Büyük oranda ilk bir saatte olmak üzere, 24 saat içerisinde % 0,2-1,0 oranları arasında büzülme gözlenir (Donovan ve Chee 2004).

Materyalin çalışma zamanı baz-katalizör oranının değiştirilmesi ile değiştirilebilse de üretici firmanın önerdiği şekilde uygulamanın, materyalin mekanik özelliklerinin optimum değerlere ulaşmasında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Aşırı nem ve sıcaklık kondenzasyon silikonlarının çalışma zamanını kısaltır (Rubel 2007).

b) İlave Tip Reaksiyonlu Silikonlar (A-Silikon, Polivinil Siloksan)

Diş hekimliğinde 1970'li yılların başlarında kondenzasyon reaksiyonlu silikonların özelliklerinin modifiye edilmesi ile ilave tip reaksiyonlu silikonlar ortaya çıkmıştır ve günümüzde sıklıkla tercih edilen ölçü materyalleridir. Yapılan modifikasyon ile yan ürünlerin oluşmadığı bir ilave reaksiyon polimerizasyonu sağlanmıştır. Reaksiyon sonucunda ortaya herhangi bir yan ürün çıkmaması, ilave tip silikonların boyutsal olarak daha stabil olmalarını sağlar (Johnson ve Craig 1986, Sakaguchi ve Powers 2012).

İlave tip reaksiyonlu silikonlar iki pat halindedir. Bir pat terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucu içeren silikondur. Diğer pat ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit katalizörü ve doldurucu içerir. Bu iki materyalin eşit oranlarda karıştırılması ile vinil çift bağın aksine silan hidrojen gruplarına bir ek oluşur fakat yan ürün oluşmaz. Sonuçta da daha stabil bir ürün oluşur (Shillingburg 1981).

Polivinil siloksan (PVS) materyallerin 24 saat içindeki büzülme değerleri % 0,05-0,07 olarak belirtilmiştir. Polivinil siloksanlar ilk formülde hidrofobiktir. Bu problemin açılması için günümüzde içerisine sürfaktan ilave edilmiş hidrofilik polivinil siloksanlar mevcuttur. Hidrofilik zellik katılmış materyallerle alınan ölçülerde hava kabarcığı oranının % 26-55 daha az olduğu belirtilmiştir (Rubel 2007, McCabe et al 2008).

Polivinil siloksanlar, lateks eldiven, retraksiyon ipi veya rubber dam'de bulunan sülfür veya sülfür bileşikleri ile kontamine olabilir. Sülfür bileşikleri, polivinil siloksandaki platin içeren katalizörle etkileşerek, ölçünün kontamine olan bölgesinde polimerizasyonu yavaşlatır veya durdurur. Bu durumda, ölçü alımı sonrasında lateks ile kontamine olan bölgede materyalin polimerizasyonu tamamlanamadığından, ölçü yüzeyi kaygan ve yapışkan bir hal alır. Bu sebeple ölçü materyali hazırlanırken lateks eldiven kullanılmamalıdır. Ayrıca ölçünün alınacağı bölgeye dahi lateks eldivenlerle dokunulmamalıdır (Walker 2003).

Polivinil siloksanlar, polimerizasyon sonrası yüksek doğruluk ve boyutsal stabilite gösterirler (Chai ve Yeung 1991, Caputi ve Varvara 2008). Diğer elastomerlerle karşılaştırıldığında gösterdikleri bu üstün boyutsal stabilite, polimerizasyon reaksiyonu sonucu artık ürün oluşturmaması ile sağlanır (Butta et al. 2005, Christensen 2008a). Alınan ölçünün dökümü bir hafta sonra yapılabilir ve aynı ölçüden birden fazla model elde edilebilir (Christensen 2008a).

PVS, elastomerik ölçü materyalleri içinde elastik geri dönüş özelliği en yüksek olan, en az kalıcı deformasyon gösteren ölçü materyalidir. Rijitlikleri, polieterden daha az olacak şekilde orta derecededir. Detayları kopyalama özelliği, yeterli yırtılma direnci, polieterine göre ağızdan çıkarılma kolaylığı gibi avantajları nedeniyle PVS, sabit protez ölçülerinde en çok tercih edilen ölçü materyalleri haline gelmiştir (Rubel 2007, Hamalian et al. 2011, Nagrath et al. 2014).

2.3.1.1.2. Polieterler

Polieter 1960 yılında Almanya'da geliştirilmiş ve yüzey netliği oldukça iyi olan bir ölçü materyalidir. Az yoğun orta yoğun ve çok yoğun patlar olarak kullanıma sunulmaktadırlar. Polieter iki tüpten oluşur ve bazın hacmi katalizörden fazladır (8:1) (Shillingburg 1981).

Baz olarak bilinen pat polieter polimeri, doldurucu maddeler, glikol eter ve plastikleştiriciler içerir. Katalizör patı ise aromatik sülfonik asit ve çeşitli doldurucular içerir (Shillingburg 1981, Walker et al. 2013).

Kratonik asit gibi alfa, beta doymamış asit ile terminal hidroksil gruplarının esterlemesi için reaksiyona giren epoksietan ve tetrahidrofluranın kopolimeridir. Son polimeri üretmek için çift bağlar etilen amin ile reaksiyona girer. Aromatik sülfonat katyonik polimerizasyon ile çapraz bağlar oluşturur (Rubel 2007, Sabouhi et al. 2016).

Polimerizasyon reaksiyonu esnasında herhangi bir uçucu yan ürün ortaya çıkmamasından dolayı boyutsal stabilitesi çok iyidir. Kuru ortamda 1 haftaya kadar saklanabilirler. Fakat hidrofilik özelliklerinden dolayı ölçü nemli ortamda bekletilmemelidir (Donovan ve Chee 2004, Lee et al. 2008b, Nagrath et al. 2014).

Polieter hidrofilik özelliği nedeniyle net ölçü, ince detay kaydı verir ve alçı dökümü kolaydır (Panichuttra et al. 1991). Aynı zamanda, polieterlerin hidrofilik özelliği sayesinde, dişetin altında bulunan basamakların ölçüsünün alınması daha kolaydır (Ahmad 2012).

Polimerizasyondan 24 saat sonra gösterdikleri büzülme miktarı % 0,3'tür. Polieter ölçü materyalleri % 98,5 oranında elastik geri dönüşüm gösterirler. Düşük büzülme ve yüksek elastik geri dönüş gösterdiği için polieter, ölçü materyalleri içinde ilave tip reaksiyonlu silikonlardan sonra ikinci en yüksek boyutsal stabiliteye sahip ölçü materyalidir (Graig R 2002).

Materyalin esnekliği düşüktür yani rijittir. Bu durum andırkatlı alanlardan çıkarılmaları sırasında problem oluşturmaktadır. Bu nedenle ağız içerisinde andırkatlı

alanlara block out yapılmalıdır. Ayrıca ölçünün dökülen modelden çıkarılması esnasında da problemler yaşanabilmektedir. Yeni nesil çıkarılması daha kolay yumuşak polieterler (Impregum Soft ve Impregum Penta Duo Soft, 3M / ESPE) geliştirilmiştir ancak yine de PVS'den daha serttir (Hamalian et al. 2011, Nagrath et al. 2014). Akıcılığı düşüktür, çalışma zamanı kısadır (Donovan ve Chee 2004, Lee et al. 2008b).

2.3.1.1.3. Polisülfidler

Polisülfid mercaptan, tiokol ya da basitçe plastik esaslı olduğu bilinen elastomerik bir maddedir. Baz ve katalizör olarak iki tüp halinde düşük, orta ve yüksek viskoziteli olarak bulunurlar. Baz, polisülfid polimer içerir. Katalizör sıklıkla kurşundioksit bir doldurucu ile az miktarlarda karıştırılmış sülfür ve yağdır. Polimer üzerinde terminal thiol gruplarının oksidasyonunu başlatıcı rol oynar. Materyalin yapısında bulunan kurşundioksitin oksitleyici etkisi ile polimerler çapraz bağlanır ve moleküler zincir oluşur (Salinas 2009) .

Bu çapraz bağlanma durumunda klinik olarak önce viskozite artar sonra elastik bir materyal oluşur. Bu polimerizasyon süreci ekzotermiktir, nemden ve sıcaklıktan önemli derecede etkilenir. Ortamda nemin varlığı ve ortam sıcaklığının artmasıyla polimerizasyon reaksiyonu hızlanmaktadır. İlk sertleşme sonrasında yapı içerisinde reaksiyon devam etmektedir. Bunun yanısıra polimerizasyon reaksiyonunun bir yan ürünü olarak su açığa çıkmaktadır ve bu nedenlerle sertleşme sonrasında materyalin yapısında boyutsal bir değişim meydana gelmektedir (Salinas 2009, Hamalian et al. 2011).

Polisülfid ölçü malzemeleri genellikle düşük ve orta derecede hidrofilitiktir ve bir miktar tükürük veya kan varlığında doğru bir ölçü elde edilebilir (Hamalian et al. 2011). Polisülfidler, hidrokolloidlere oranla daha iyi boyutsal stabiliteye ve yırtılma direncine sahiptir. Ancak daimi deformasyonu yüksek, elastik düzelme oranı düşüktür,

yani materyal deforme olduktan sonra eski haline dönmeyebilir. Materyalin akıcılığı yüksektir, yüzey detaylarını net olarak yansıtabilmektedir. Tüm elastomerler içinde en yüksek yırtılma direncine sahip olması, materyalin subgingival bölgeler gibi andırkatlı alanlarda kullanımına izin vermektedir (Donovan ve Chee 2004). Fakat yine de geniş andırkatlı alanların ağız içerisinde yumuşak mumla kapatılması, böylece olası distorsiyonların önüne geçilmesi önerilmektedir (Donovan ve Chee 2004).

Sertleşme sonrasında materyalde oluşan değişiklik sebebiyle ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat içerisinde ya da daha kısa sürede döküldüğünde maksimum netlikte model elde edilir. Bir ölçü yalnız bir defa dökülebilir, tekrarlanamaz (Shillingburg 1981, Hamalian et al. 2011, Nagrath et al. 2014).

Çizelge 2.1. Elastomerik Ölçü Materyallerinin Özellikleri (Donovan ve Chee, 2004)

Özellikler	Polivinilsiloksan	Polieter	Kondenzasyon Silikon	Polisülfid
Çalışma Süresi	Kısa-Orta	Kısa	Kısa	Orta-Uzun
Sertleşme Süresi	Kısa-Orta	Kısa	Kısa-Orta	Orta-Uzun
Sertleşme Büzülmesi	Çok Düşük	Düşük	Orta-Yüksek	Yüksek
Elastik Geridönüş	Çok Yüksek	Yüksek	Yüksek	Orta
Esneklik	Düşük-Orta	Düşük-Orta	Orta	Yüksek
Yırtılma Direnci	Düşük-Orta	Orta	Düşük-Orta	Orta-Yüksek
Islanabilirlik	İyi-Çok iyi	Çok İyi	Zayıf	Orta
Detay	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi

2.3.1.1.4. Vinil Siloksan Eter

Ölçü materyallerinin hidrofilik olup hali hazırda ıslak bir alan olan ağız boşluğu içerisinde en etkin şekilde kullanabilmeleri ölçü materyallerinden beklenen en temel özelliklerden biridir. Bu ihtiyacın sonucunda da yeni bir elastomerik ölçü materyali ihtiyacı doğmuştur (Shetty et al. 2014).

Polieter ve polivinil siloksanın tercih edilen özelliklerinin kombine edilmesi ile vinil siloksan eter adında yeni bir elastomer üretilmiştir. Bu materyal immediate hidrofilik özellik göstermesinin yanısıra polieter ve ilave tip silikonun tüm tercih edilen özelliklerini içermektedir. Kimyasal yapısı polieterin polimerleri ile ilave tip silikonun vinil grubunu bileşimi ile oluşmaktadır (Enkling et al. 2012, Shetty et al. 2014).

Temel olarak polivinil silokсандan oluşan materyalin içine hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla % 5-% 20 oranında polieter ilave edilmiştir (Nassar et al. 2013).

Tek aşamalı ölçü tekniğinde kullanılması planlanarak üretilmiştir. Materyalin az yoğun, orta yoğun ve çok yoğun viskoziteli formlarına ulaşmak mümkündür. Ayrıca hızlı sertleşen ve normal sertleşen formları da üretilmiştir. Orta yoğunluktaki materyalin monofaz ölçü tekniğinde kullanılması önerilmektedir (Enkling et al. 2012, Punj et al. 2017).

Materyal, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi ile en dar sulkus alanlarına kadar ulaşabilmekte ve bu süreçte boyutsal stabilitesini koruyabilmektedir. Hidrofilik olma özelliği sebebiyle nemli ortamda en optimal şekilde yüzey ıslanmasını sağlayabilir (Enkling et al. 2012, Punj et al. 2017).

Çok iyi elastomerik özelliklere sahiptir. Ağızdan çıkarmak kolaydır. Çalışma süresi uzun, ağızda sertleşme süresi ise kısadır. Kokusu ve tadı yoktur. Bu nedenle bulantı ya da öğürme refleksi tetikleme ihtimali daha düşüktür (Punj et al. 2017).

2.3.1.2. İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

İmplant destekli sabit protezlerin ölçülerinin alınmasında tek aşamalı ölçü alınmasının iki aşamalı ölçü alınmasına göre daha net sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir (Lee et al. 2008b). Bu nedenle implant destekli protezlerin yapımında sadece tek aşamalı ölçü yöntemleri kullanılmaktadır. Osseointegrasyonu sağlamış implant gövdesinin ağız içindeki pozisyon ve açısının, çalışma modeline aktarılmasında; farklı implant ölçü tekniklerinde kullanılmak üzere hazırlanmış olan ölçü postu adı verilen parçalar kullanılır (Nallaswamy 2009).

İmplant konumlarının konvansiyonel yöntemle ana modele aktarılmasında kullanılan 3 temel ölçü tekniği mevcuttur (Rashidan et al. 2012):

- Direkt ölçü tekniği (Açık kaşık / Pick-up tekniği)
- İndirekt ölçü tekniği (Kapalı kaşık / Transfer tekniği)
- Snap-on (Pres-fit) tekniği

a) Direkt Ölçü Tekniği (Açık Kaşık / Pick-Up Tekniği)

Aynı ark üzerinde birbirine paralel olmayan implantların varlığında ya da çift taraflı çoklu implant uygulamalarının olduğu vakalarda tercih edilir (Sabouhi et al. 2016).

Bu teknikte direkt ölçü postları (direkt transfer parçası) veya açık kaşık ölçü postu olarak da adlandırılan ölçü parçaları kullanılır. Bu teknik için kullanılan ölçü postunun

özelliği gövde kısmının üzerinde diğer postlardan daha uzun vidaya sahip olmasıdır. Ayrıca kare formlu, köşeli olacak şekilde tasarlanmışlardır. Genellikle tek aşamalı ölçü tekniklerinde kullanılır (Nallaswamy 2009).

Bu teknikte öncelikle kişisel kaşık hazırlamak üzere ölçü alınır. Kaşıklar hazırlandıktan sonra ölçü postları implantlar üzerine yerleştirilir. Kaşıkta ölçü postuna denk gelen yerler delinir ve ölçü postunun vida kısmına kaşığın dışından ulaşım sağlanır. Ölçü materyali kaşığa yüklenip ağız içerisine yerleştirildikten sonra sertleşmesi beklenir ve sonrasında kaşık ağızdayken vidalar gevşetilip ölçü postları ölçü materyalinin içinde kalacak şekilde kaşıkla birlikte ağızdan uzaklaştırılır. Ölçü postlarının üzerinde kaşık içerisinde kalmasını sağlayacak şekilde retantif alanlar bulunur ve ağız içerisinde vidaya rahat ulaşmak için indirekt ölçü postlarına göre daha uzundur.

Daha sonra ölçü materyalinin içinde kalan ölçü postlarına implant analogu bağlanır ve alçı dökülerek model oluşturma işlemi tamamlanır (Chee ve Jivraj 2006, Öngül et al. 2012).

Bu tekniğin avantajları, ölçü postlarının ölçü ile birlikte ağızdan uzaklaştırılması sayesinde implant açılardan kaynaklanan hataların önlenmesi, ölçü materyalinin deformasyon riskinin azalması ve ölçü parçasının tekrar ölçünün içine yerleştirilmesi işleminin ortadan kalkmasıyla hata payını en aza indirmesidir (Humphries et al. 1990, Assif et al. 1996). Ayrıca hastaya özel kaşık hazırlığı ile birlikte, ölçü materyalinin her yerde eşit dağılım göstermesi sağlanır. Böylece daha doğru bir ölçü elde edilir.

Dezavantaj olarak tekniğin hassas ve komplike olması, ölçü parçalarının gevşetilmesi sebebiyle ağızda çalışma süresinin uzaması sayılabilir. Ölçü parçası ve implant analoglarının bağlanması sırasında veya splintleme yapılmadıysa ölçü postlarının gevşetilmesi sırasında rotasyonel bir hareket oluşturma olasılığı gibi dezavantajlar da mevcuttur (Carr 1992a, Conrad et al. 2007, Kahramanoğlu et al. 2019).

b) İndirekt Ölçü Tekniği (Kapalı Kaşık / Transfer Tekniği)

İmplant sayısının 3 ya da daha az sayıda olduğu ve implantların birbirlerine paralel oldukları durumlarda tercih edilir (Sabouhi et al. 2016).

Bu teknikte indirekt ölçü postları (indirekt transfer parçası) veya kapalı kaşık ölçü postları olarak da adlandırılan ölçü parçaları kullanılır. Bu parçalar daha yuvarlak hatlı ve kısadır. Üzerinde retantif alanlar bulundurmasına gerek yoktur (Sabouhi et al. 2016). Direkt ölçü postları gibi implantların ağız içerisindeki açı ve pozisyonlarının çalışma modeline transferinde kullanılırlar (Nallaswamy 2009).

Bu teknikte ölçü postu ağız içerisinde implanta bağlanır ve üzerinden prefabrik veya kişisel kaşıkla ölçü alınır. Ölçü materyali sertleşip ağızdan çıkarılırken ölçü postu ölçü materyaliyle beraber uzaklaştırılmaz, ağız içerisinde kalır. Sonrasında ölçü postu implanttan ayrılarak ağız dışında analoga bağlanır ve ölçü materyali içerisindeki konumuna yerleştirilir. Alçı dökümü yapılarak model oluşturulur (Carr 1992a, Lorenzoni et al. 2000, Lee et al. 2008b).

Bu tekniğin avantajları arasında, ölçü parçalarının implant analoglarına bağlanması sırasında elde birleştirilmesinin daha güvenilir ve rahat olması, ayrıca daha az çalışma zamanı gerektirmesi ve böylece bulantı refleksi olan hasta veya ağızda çalışmayı güçleştirecek durumlarda kolaylık sağlaması olarak gösterilebilir. Ayrıca direkt ölçü tekniğinde ölçü parçalarının gevşetilmesi esnasında rotasyonel bir hareket olasılığı söz konusuysen, indirekt teknikte ise bu durum söz konusu olmaz. Böylelikle bu rotasyonel hareket nedeniyle oluşabilecek bir distorsiyon önlenmiş olur (Conrad et al. 2007, Rashidan et al. 2012, Kahramanoğlu et al. 2019).

Dezavantaj olarak ölçü parçasıyla birleştirilmiş olan analogun, ölçü materyalinin içerisine yerleştirilirken oluşabilecek hatalar sayılabilir. İmplantların paralel olarak yerleştirilmediği vakalarda indirekt yöntem kullanıldığında, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında ölçü postlarının ölçü materyalinde deformasyona neden

olabileceği bildirilmiştir (Liou et al. 1994, Daoudi et al. 2003, Choi J. et al. 2007). Bu nedenle üretilen üst yapıda pasif uyum sağlanması zorlaşmaktadır (Carr 1992b). Ayrıca hazır kaşık kullanımı nedeniyle ölçü materyalinin her yerde eşit dağılım ve eşit kalınlık sergilememesinin implant ölçüsünde hatalara neden olduğu belirtilmiştir (Choi et al. 2007).

Bu teknikte paralel olmayan implantların bulunduğu ve implant sayısının fazla olduğu vakalarda karşılaşılabilecek problemler artmakta ve ölçü hassasiyeti azalmaktadır (Carr 1992a, Choi et al. 2007, Aktöre ve Kurtulmuş-Yılmaz 2015).

c) Snap-On (Pres-Fit) Tekniği

Son yıllarda gündeme gelen snap-on veya pres fit tekniği, plastik ölçü postlarının kullanıldığı bir yöntemdir. Hazır kaşıklarla ölçü alınması bakımından indirekt teknik ve ölçü parçalarının ölçü materyali ile birlikte çıkarılması bakımından da direkt teknikle benzerlik gösterir. Dolayısıyla bu iki teknikten de ayrı olarak ele alınan bir ölçü tekniğidir. Kapalı kaşık ölçü tekniğinin netliğinin artırılması için tasarlanmıştır (Lee et al. 2008b).

Bu teknikte plastik ölçü parçaları, implantlara vida ile sabitlenmeyip yüzey yüzeye oturumları esasına dayanmaktadır. Plastik ölçü parçalarının vidalanmadan kullanılması, ölçü alınmasından sonra ölçü materyali içerisinde sabit kalmasından dolayı ne direkt ne de indirekt teknik olarak kabul edilmektedir (Lee et al. 2008b). Kullanılan ölçü postu, tepesi çeşitli şekillerde olup andırkatlı alanları ile ölçü materyalinin içinde kalan kepleri bulunan bir indirekt ölçü postu çeşididir (Lee et al. 2008b).

Ölçü parçaları vidalanmadan uygun pozisyona basınç yardımıyla sabitlendiğinden kullanımının kolaylığı ve uygulama zamanının kısa olması bu tekniğin avantajlarıdır (Nissan ve Ghelfan 2009).

Dezavantaj olarak ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında plastik parçanın esnemesinden kaynaklı mikro hareketlilikler gösterilebilir ve bu durum ölçü hassasiyetini etkileyebilir (Burawi et al. 1997, Burns et al. 2003, Akça ve Çehreli 2004, Çehreli ve Akça 2006).

2.3.2. Dijital Ölçü

2.3.2.1. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM terimi, bilgisayar kontrolü ile çalışan ve üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir terimdir (Tinschert et al. 2004).

Bu teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikri ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından sunulmuştur. Duret'in ortaya attığı Sopha Sistemi zaman içinde geliştirilen CAD/CAM sistemleri için önemli bir çıkış noktası oluşturmuştur (Miyazaki et al. 2009, Miyazaki ve Hotta 2011).

1979 yılında Heitlinger ve Rodder ve ardından 1980 yılında Mörmann ve Brandestini CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Dr. Mörmann ve arkadaşları tarafından geliştirilen CEREC Sistemi ise diş hekimliğinde yerleşik olarak kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Duret ve Preston 1991, Miyazaki et al. 2009).

Bu sistemleri takiben Dr. Andersson Procera Sistemi'ni geliştirmiştir. Ortak bir ağ üzerinden çalışarak tam seramik alt yapılar üreten bu sistem, diş hekimliğinde teknolojinin gelişimine fayda sağlamıştır (Andersson ve Odén 1993, Miyazaki ve Hotta 2011).

Günümüze kadar Celay, CEREC, 3Shape, Procera, Cercon, Cicero ve Lava gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; konvansiyonel ölçü yöntemlerini elimine etmek, üretilecek restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonuna ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, hasta başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik mukavemet, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (Christensen 2001).

2.3.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Laboratuvar işlemleri ortadan kalktığı için maliyet azalır,
- Seans sayısı azaldığı için zamandan tasarruf sağlanır, özellikle hasta başında üretim yapıldığında konvansiyonel laboratuvar işlemleri olmadığından hasta tek seansta tedavi edilebilir,
- Değişik materyallerin yüksek dayanıklılıkta ve uniform yapıdaki prefabrike bloklarından iyi kalitede restorasyonlar elde edilebilir,
- Farklı parametreler restorasyonların tasarımı aşamasında kolaylıkla kontrol edilebildiğinden vakaya özgü restorasyonlar üretilebilir,
- İyi kalitedeki restorasyonların üretiminde devamlılık sağlanabilir,
- Hasta başında üretim yapıldığında geçici restorasyon yapımına gerek kalmaz (Mehl ve Hickel 1999, Christensen 2001, Strub et al. 2006, Miyazaki et al. 2009).

2.3.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Bazı sistemler için uzman kullanıcı gerekmektedir,
- Kullanılan cihazlar pahalıdır,
- Bazı sistemlerin kullandığı prefabrike bloklarda renk seçenekleri sınırlıdır (Mehl ve Hickel 1999).

2.3.2.4. CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri

Günümüzde CAD/CAM sistemi, alınan ölçünün bilgisayara aktarılarak verilerin kaydedilmesi, elde edilen dijital veri üzerinde tasarımın gerçekleştirilmesi ve seramik, kompozit veya metal bloklardan aşındırma yapılarak restorasyon üretilmesi esasına dayanır (Heffernan et al. 2002, Mörmann ve Bindl 2002, Beuer et al. 2008).

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 ana unsurdan oluşur. Bunlar:

1. Bilgisayar Destekli Ölçü (CAI)
2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)
3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

1. Bilgisayar Destekli Ölçü (CAI)

Günümüzdeki dijital ölçü tekniği ile ağız içerisindeki implantın 3 boyutlu pozisyonunun CAD/CAM ortamına aktarılabilmesi için dijital ölçü postu olarak tarama gövdesi (scan body) kullanılmaktadır (Andriessen et al. 2014). Tarama gövdeleri; implantın pozisyonu, açısı ve derinliği hakkındaki gerekli verileri sağlamak için çentik, düzlem gibi çeşitli referans işaretlere sahiptirler. Tarama gövdelerinde yer alan bu belirleyici alan sayesinde tarayıcı cihazlar implantın pozisyon ve açısını rahatlıkla tespit edebilmektedirler. Metalden yapılmış olan tipleri mevcuttur ancak ışığın yansımalarını engelleyen plastik ve polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilmiş tipleri daha çok tercih edilmektedir (Gintaute et al. 2018).

Direkt dijital ölçü alınacağı zaman dijital ölçü postları ağız içinde implantlar üzerine yerleştirilirken; indirekt dijital ölçü alınacağı zaman dijital ölçü postları elde edilen alçı modeldeki analoglar üzerine yerleştirilmektedir (Stimmelmayer et al. 2012a). Ağız içi ve laboratuvar tipi tarayıcılarla taramaya yönelik üretilen çeşitleri olduğu gibi; Ti-base dayanak üzerine oturtulan “abutment-level” veya direkt implant gövdesine yerleştirilen “implant-level” çeşitleri de mevcuttur (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya).

Dijital ölçü postlarının yükseklikleri dijital ölçü netliğinde etkili bir faktördür. Dijital ölçü postlarının ağız içi görünürlüklerinin daha fazla olduğu vakalarda hata oluşumuna yatkınlığın daha az olduğu bildirilmiştir (Gimenez-Gonzalez et al. 2017).

Dijital ölçü aşamasında veri elde etmek için tarayıcı kullanılmaktadır. Bir intraoral tarama cihazı, protez çalışma sahasının dijital bir kopyasını oluşturarak gerekli intraoral özellikleri kaydeder. Dijital görüntü, prepare edilmiş bir dişten veya bir implanta yerleştirilmiş tarama gövdesinden elde edilebilir. Dijital ölçü ortodontik amaçlı veya tanı modeli elde etme amaçlı da kullanılabilir (Duello 2018).

Günümüzde kullanılan dijital implant ölçüsü iş akışında tarama gövdesi ile elde edilen veriler CAD modelinin ilişkili olduğu yazılımlar ile üst üste getirilmektedir ve implant firmasının markaya özgü oluşturduğu dijital kütüphane ile entegrasyonu sağlanmaktadır (Besl ve McKay 1992).

Dijital ölçü için kullanılan cihazlar mevcut 3 boyutlu yapıyı bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital veriye dönüştüren cihazlardır. Yüzey topografisini sayısal olarak tanımlar ve kameralar aracılığıyla alınan noktaları matematiksel olarak bilgisayara aktarır (Zaimoğlu et al. 1993). Bilgisayarda oluşturulan bu veriler Standart Dönüşüm Dili kısaca STL dosyasıdır.

Restorasyon üretimi için yapılan taramalarda dişin veya ölçü parçasının intraoral tarayıcı ile taramasından sonra STL dosyası, restorasyonun tasarımı için CAD yazılımına aktarılır (Duello 2018).

2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

Bu aşamada elde edilen ve bilgisayar ortamına aktarılan veriler yazılım programı yardımıyla noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. Bu özel yazılımlar ile, alınan görüntü üç boyutlu olarak ekranda döndürülmek suretiyle tüm yönlerden incelenir, restorasyonun kenar sınırları belirlenir ve restorasyonun tasarımı, yazılımından seçilen bir modelaj ile yapılabilir. Seçilen bu modelaj üzerinde, ekleme, çıkarma, restorasyonun ekvator hattında, pozisyonu ve eğiminde düzeltme işlemleri gerçekleştirilebilir. Gerekli düzeltmeler sonunda sanal model üzerinde restorasyon tasarımı tamamlanmaktadır. Planlanan restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir.

3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

CAD yazılımı, tasarımı tamamlanmış restorasyonu, CAM ünitesine aktarır. Yazılım, üretimi de kontrol eden komutlar dizisine sahiptir. Veriler farklı formatlarda saklanabilir. Bunun için genellikle Standard Transformation Language (STL) veri kullanılır (Harish et al. 2015).

Üretim, hasta başında veya laboratuvarında yapılabilmektedir. Hasta başı üretimde; hekim ölçü işleminden sonra restorasyonun tasarımını da hasta başında kendisi yapmaktadır. CAD/CAM sisteminin tüm komponentleri dental klinikte yer almaktadır. Bu nedenle dental restorasyonların üretimi herhangi ek bir laboratuvar işlemine gerek olmadan hasta başında gerçekleştirilebilmektedir (Shim et al. 2015a).

Laboratuvarında üretimde; elde edilen fiziksel modeller veya alınan konvansiyonel ölçüler laboratuvara transfer edilerek taramaları yapıldıktan sonra CAD/CAM

sistemleri ile üretimleri yapılabilir. Tamamen dijital iş akışında ise alınan ölçü ile elde edilen STL veriler laboratuvara dijital yolla gönderilir ve üretimi yapılır.

Eksiltme veya ekleme yoluyla üretim yapılabilir. Eksiltme yönteminde, üretilecek restorasyon, hazır prefabrike bloklardan aşındırılarak üretilir. Protezin boyutuna, materyaline ve rengine göre seçilen blok kesici bölüme yerleştirilir. İstenilen şekli elde etmek için blok materyalinden eksiltme yapılır. Bu yöntem etkin olarak kullanılmaktadır. Fakat prefabrik bloğun büyük bir kısmı uzaklaştırıldığı için, malzemenin bir kısmı boşa gitmektedir (Van Roekel 1992).

Ekleme yönteminde ise kesme işlemi yerine seramik ya da metal toz sürekli eklemelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Yöntemin en büyük avantajları materyal israfı olmaması ve herhangi bir kesici alete gerek kalmamasıdır (Van Noort 2012).



Şekil 2.2: Dental alanda CAD/CAM iş akışı (Bilgin et al. 2016)

2.3.2.5. Dijital Ölçü Teknikleri

Dijital ölçü tekniği; direkt ve indirekt teknik olmak üzere ikiye ayrılır.

a) Direkt teknik

Bu teknikte, restorasyon yapılacak bölge ağız içi görüntüleme sistemleri yardımıyla taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır. Direkt ağız içi taramalar; çalışılan ortamda bulunan nem (kan ve tükürük gibi), hastanın ve hekimin hareketi, oral kavitedeki sınırlı çalışma alanı, yumuşak doku morfolojisi gibi klinik faktörlerden etkilenmektedir (Rudolph et al. 2007).

Sınırlı çalışma alanında rahat kullanılabilmesi amacıyla ağız içi dijital tarama cihazlarının ağız dışı dijital tarama cihazlarına göre daha küçük bir tarayıcı ucu vardır (Rudolph et al. 2016).

Direkt tekniğin en büyük avantajı konvansiyonel ölçü yöntemlerinin ve bu yöntemdeki tüm klinik ve laboratuvar işlemlerinin tamamen ortadan kalkmasıdır. Ayrıca elde edilen görüntülerin eş zamanlı olarak değerlendirilmesi kolaydır. Dijital görüntülerin uzun dönem saklanması kolaydır ve dental teknisyen ile iletişim hızlıdır (Birnbbaum ve Aaronson 2008, Patzelt et al. 2014, Boeddinghaus et al. 2015).

Direkt dijital ölçü tekniğinin bazı dezavantajları da vardır. Sistemlerin sürekli güncelleme gerektirmesi ve kullanılan cihazların yeni teknolojiye göre geride kalabilmesi örnek olarak gösterilebilir. Ayrıca tarama alanının uzunluğuna bağlı olarak tarama hataları olması da bu tekniğin dezavantajlarından (Boeddinghaus et al. 2015, Chochlidakis et al. 2016).

b) İndirekt teknik

Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü ile elde edilen model CAD/CAM sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Bazı sistemlerde ise, alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile de sanal model elde edilebilir (Güth

et al. 2013). Ancak ölçü materyallerinin elastik özelliklerinden dolayı ölçünün taranması önerilmemektedir (DeLong et al. 2003).

Hassasiyet bakımından indirekt teknik, konvansiyonel ölçü materyallerini ve ölçü tekniklerini içerdiğinden direkt tekniğe göre farklılıklar göstermektedir (Beuer et al 2008, Touchstone et al. 2010, Güth et al. 2013).

2.4. Dijital Ağız İçi Tarayıcılar

CAD/CAM teknolojisinin 1980'lerden itibaren hızla diş hekimliğinde gelişim göstermesi bilgisayar destekli ölçü (Computer Aided Impression / CAI) tekniklerinin de önünü açmıştır (Leinfelder et al. 1989). Dijital ölçü işlemi, dijital olarak tasarlanmış bir protetik restorasyonun ilk basamağını oluşturmaktadır (Lee et al. 2013, Lin et al. 2013).

İmplant destekli protezlerin üretiminde dijital ölçü kullanılması, implant çevresindeki protetik boşluğun, restore edilecek arayüzün derinliğinin ve dayanağın tasarım ve çıkış profili konfigürasyonunun daha iyi değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (Patel 2010, Patzelt et al. 2014).

Kullanılan ağız içi tarayıcıların çalışma prensibinde görüntüleme sensörleri tarafından elde edilen dentogingival dokuların (ve ayrıca implant tarama gövdelerinin) görüntüleri, nokta bulutları oluşturularak tarama yazılımı tarafından işlenir. Bu nokta bulutları daha sonra aynı yazılım tarafından üçgenleştirilerek ağ şeklinde bir yüzey modeli oluşturulur (Martin et al. 2015, Imburgia et al. 2017).

Mevcut ağız içi tarayıcı teknolojisi, tüm arkın 3 boyutlu modelini tek bir görüntüleme ile elde edebilecek donanıma sahip değildir. Birçok farklı görüntünün üst üste konarak birleştirilmesi ile 3 boyutlu bir model elde edilebilmektedir (Kim et al.

2018). Elde edilen 3 boyutlu yüzey modelleri, konvansiyonel alçı modellerin 'sanal' alternatifidir (Aragón et al. 2016, Imburgia et al. 2017).

Temel olarak CAD/CAM cihazlarında 2 farklı tarayıcı tipi vardır (Beuer et al. 2008):

a. Optik tarayıcı (Optical scanner): Işık kaynağı ve reseptör ünitesinin belirli bir açıdaki ilişkileri sonucu tarama yapan cihazdır ve buna triangulasyon prosedürü denir (Beuer et al. 2008).

Bilgisayar, bu açı doğrultusunda reseptör ünitesinin görüntüsünü 3 boyutlu veri haline dönüştürür. Aydınlatma kaynağı olarak, beyaz ışık projeksiyonları veya lazer ışını kullanılabilir. Optik tarayıcıların; direkt (intraoral) veya indirekt (ölçü/model) olmak üzere 2 farklı tipi mevcuttur (Strub et al. 2006).

Optik tarayıcıların en büyük avantajı, hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesidir (Strub et al. 2006). Mekanik açıdan komplike olması, pahalı olması ve uzun üretim süreci ise en büyük dezavantajlarıdır (Kalpana et al. 2015).

Lava scan ST (3M ESPE, beyaz ışık projeksiyonları), Everest scan (KaVo, beyaz ışık projeksiyonları), es1 (etkon, lazer ışını) dental sektörde yer alan optik tarayıcılardandır.

b. Mekanik tarayıcı (Mechanical Scanner): Ana model, lastik bir top aracılığıyla mekanik olarak okunur ve 3 boyutlu yapı taranır. Mekanik tarayıcılar ölçüm probu, kontrol ve bilgisayar sistemi ve bu parçaların hareketini sağlayan mekanizmadan oluşur. Ölçüm probunun çapı, frezeleme sisteminin en küçük kazımaları yapmasına olanak sağladığından, yüksek hassasiyete sahip veriler elde edilebilir. Ayrıca, sistemde biriktirilen veriler de sonradan frezelenabilir. Procera Scanner (Nobel Biocare, Göteborg) günümüzde diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcı örneğidir. Optik sistemlerle karşılaştırıldığında; bu ölçüm tekniğinin mekaniğinin ileri derecede

komplike, aparatlarının pahalı ve üretim sürecinin oldukça uzun olduğu söylenebilir (Beuer et al. 2008).

Başarılı bir restorasyon üretimi için ilk aşama olan dijital veya konvansiyonel yolla ölçü alımı doğru veri elde edilmesi ve işlenmesi için en gerekli ve önemli aşamadır.

Sistemler genel olarak 3 boyutlu fotoğraf çekilmesi ve daha sonra bu verilerin birleştirilmesi şeklinde çalışırken günümüzde bazı firmalar direkt olarak 3 boyutlu video kaydı yapan cihazlar da geliştirmişlerdir. Sanal olarak birleştirilen 3 boyutlu fotoğraflar veya video kayıtları, model oluşturulmasını sağlar ve bu veriler restorasyon üretimi için kullanılmak üzere freze ünitelerine aktarılır (Logozzo ve Franceschini 2011, Kostiukova et al. 2014).

Dijital ağız içi tarayıcıların ve dijital ölçü alımının avantajlı olduğu durumlar oldukça fazladır (Christensen 2008b, Christensen 2009). Konvansiyonel ölçü alımı sırasındaki öğürme refleksi ve mide bulantısı dijital ölçü ile oldukça azalır. Çalışmalarda hastaların konvansiyonel ölçü yerine dijital ölçüyü daha konforlu buldukları gösterilmiştir. Buna dijital ölçü alınırken harcanan zamanın, konvansiyonel ölçü için harcanan zamandan daha az olmasının etkisi de büyüktür (Wismeijer et al. 2014, Yuzbasioglu et al. 2014).

Dijital ölçü alımı sonrası elde edilen teknik veriler dijital ortamda kolay bir şekilde aktarılabilir. Bu durum konvansiyonel ölçüde daha zordur. Ayrıca konvansiyonel yolla alınan ölçülerin dezenfekte edilmesi, ölçünün modele çevrilmesi gibi işlemler iş akışını yavaşlatmakta ve zorlaştırmaktadır (Mehl ve Hickel 1999).

Dijital iş akışında diğer avantajlı durum hekim tarama sırasında eş zamanlı olarak taradığı bölgeyi görebilmekte ve oluşan hatalara anında müdahale edebilmektedir. Gerekirse mevcut veriyi tamamen silip tekrar tarama yapabilmekte ve bu işlem konvansiyonel yöntemle kıyasla çok daha pratik olmaktadır. Elde edilen verilerin saklanabilirliği de dijital iş akışında oldukça kolay olmaktadır. Hastalarla ilgili her

türlü veri kolaylıkla bilgisayarda depolanabilmektedir. Dijital tasarım aşamasında ise farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli vb.) vardır (Christensen 2001).

Dijital iş akışının dezavantajlı olduğu durumlar da mevcuttur. Dijital sistemlerin maliyeti oldukça fazladır ve kendi ücretlerinin dışında çeşitli eklentileri, yıllık lisans bedelleri gibi ekstra durumlar da ortaya çıkmaktadır (Siervo et al. 1992). Ayrıca sistemleri kullanmayı öğrenmek ve bunu bir rutine dönüştürmek zaman gerektirmektedir. Dijital sistemlerin genel olarak tarama yapabilmeleri için ortamdaki tükrük, kan gibi etkenler uzaklaştırılmalı, aşırı gün ışığı elimine edilmeli ve dental ünit reflektörü kapatılmalıdır. Bu durum da ağız içinde çalışırken dezavantaj oluşturmaktadır (Mehl ve Hickel 1999).

2.4.1. Dijital Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri

2.4.1.1. Aktif Triangulasyon

Aktif triangulasyonun temel prensibi, ışık kaynağının (ağız içi tarayıcının) farklı dalga boylarına sahip olan ışığı yayması ve objeden yansıyan ışığın kameralar tarafından tespit edilip yazılımda işlenmesidir (Zimmermann et al. 2015). Triangulasyon teoremi, trigonometride ve geometride sıkça kullanılır. Teoremin esası, bir noktanın, bilinen iki noktadan uzaklığını ve uzaydaki konumunu, bu noktalarla yaptığı açılara ve iki nokta arasında bilinen uzaklığa dayanarak hesaplamaktır. Bu üç nokta uzayda bir üçgen oluşturacağı için iki bilinen açı ve bir bilinen uzaklıkla üçgenin diğer tüm bileşenleri hesaplanabilir.

Taranan bölgedeki mesafeye dair verilerin elde edilmesi de üçgensel düzlemde açısal ölçümler ile gerçekleştirilmektedir (Patzelt et al. 2014).

Sistem, bir lens, bir lazer ışık kaynağı ve lineer ışığa duyarlı bir sensör kullanır. Lazer, sensör yüzeyinde bir ışık spot görüntüsü oluşturarak örnek üzerinde bir noktayı aydınlatır. Sensörden yüzeye olan mesafe, görüntülenen spotun ve taban çizgisi açılarının ve uzunluğunun konumunu belirleyerek hesaplanır (Logozzo et al. 2014).

Optik triangulasyon sistemi, görüntüsü alınacak objelere temas etmeden birkaç milimetreden birkaç mikrona kadar doğrulukla mesafe ölçümü yapabilmektedir (Ji ve Leu 1989).

CEREC sistemi optik triangülasyon prensibi ile çalışmaktadır. Bu sistemler uzayda belirlenen bir noktanın üç boyutlu konumunu tespit etmek için üç adet doğrusal ışık demeti kullanır. Işığı düzensiz şekilde yayan, düzgün yansıtmayan veya kesikli yüzeyler triangülasyon metoduyla yapılan taramaları ciddi şekilde etkilemektedir. Bu nedenle ışık dağılımını eşit şekilde yaymak için titanyum dioksit pudra kullanılır (Zimmermann et al. 2015).

CEREC AC Bluecam ağız içi tarayıcı sistemler pudra uygulamasına gereksinim duymaktadır ve renkli olmayan taramalar oluşturmaktadır. Buna karşılık olarak CEREC AC Omnicam ağız içi tarayıcı sistemler pudra uygulamasına ihtiyaç duymamaktadır ve gerçek renklerde taramalar oluşturmaktadır (Gintaute et al. 2018).

2.4.1.2. Konfokal Mikroskopi

Konfokal mikroskopi tekniğinde görüntüler bir mercekte odaklandırılmak yerine nokta-nokta, çizgi-çizgi veya aynı anda kaydedilen birçok nokta halinde toplanıp bilgisayarda 3 boyutlu olarak birleştirilir (Carlsson et al. 1985). Konfokal mikroskopi prensibi, ağız içi tarayıcı tarafından paralel lazer demetlerinin yayılması ve bu demetlerin aynı optik yol üzerinden geri dönmesi sonrası algılanarak istenen derinlikte görüntülerin elde edilebilmesi esasına dayanmaktadır (Zimmermann et al. 2015).

Konfokal mikroskopinin ana özelliği; farklı derinliklerdeki objelerin x, y, z koordinatlarındaki yüksek çözünürlüklü optik kesitlerini üretebilmesidir. Odak dışında kalan ışık yansımalarını elimine etmek için uzaysal filtreleme özelliği vardır. Bu teknikte odaklanılan alan haricindeki ışık yansıtan objeler etkisiz hale getirilebilmektedir ve tüm objenin 3 boyutlu görüntüsü nokta birleştirme (point and stitch) yöntemiyle elde edilmektedir (Logozzo et al. 2014).

Bu teknik, Aktif Wavefront Örnekleme tekniğinden daha yavaş çalışmaktadır. Diğer yandan görüntülerin pudra uygulaması olmaksızın aynı renklerde elde edilmesine imkan sağlamaktadır (Logozzo et al. 2014). Trios 3 ve iTero gibi ağız içi tarayıcılar bu prensibe dayalı görüntüleme yapmaktadırlar (Zimmermann et al. 2015). iTero (Align Technology, Inc., San Jose, CA) dijital tarayıcısı dişleri tararken bir odaklayıcıya 100.000 adet paralel kırmızı lazer ışını göndermektedir. Yansıtılan ışık daha sonra analog-dijital dönüştürücüler sayesinde dijital veriye dönüştürülmektedir (Taneva et al. 2015). Trios 3 (3Shape, Copenhag, Danimarka) tarayıcıda ise farklı anlarda ve odak bölgesine göre farklı konumlarda kaydedilen binlerce görüntü birleştirilerek 3 boyutlu dijital model oluşturulabilmektedir (Logozzo et al. 2014).

2.4.1.3. Aktif Wavefront Örnekleme

Bu görüntüleme yönteminin en önemli özelliği stereoskopik sistemlerin aksine derinlik bilgisini yakalamak için sadece bir optik yol ve bir kameraya ihtiyaç duymasıdır. Tek bir mercek sistemiyle, odak dışı bölgelerin derinlik ölçümlerine dayanır. Üç sensör nesnenin görüntülerini farklı perspektiflerden aynı anda kaydeder. Bu üç görüntü, odak içi/odak dışı bilgisi algoritmalarıyla işlenerek 3 boyutlu yüzey görüntüsü haline getirilir (Syrek et al. 2010).

Saniyede 24 milyon veri noktası kaydedilerek detaylı bir tarama yapılır. Görüntüleme dönen açıklık prensibinin ve mavi ışık projeksiyonunun kullanıldığı bir tarama tekniğidir (Logozzo et al. 2014).

Yüksek çözünürlükteki kameralar ile farklı açılardan görüntü alarak, uzaysal mesafelerin ve 3 boyutlu konumun hesaplanmasını sağlayan bu teknik 3M ESPE firmasının ürettiği Lava COS ve True Definition ağız içi tarayıcılarında kullanılmaktadır. Genel olarak, bu sistem ışık yansımalarını azaltmak için az miktarda pudralamaya ihtiyaç duymaktadır (Patzelt et al. 2014).

2.4.2. Ağız İçi Tarama Sistemleri

2.4.2.1. Lava C.O.S Sistemi

3M ESPE (Seefeld, Almanya) firmasının 2006 yılında ürettiği tarayıcıdır. Resmi olarak satışına 2008 yılında başlanmıştır. (3M ESPE, 2009)

Lava C.O.S, bir bilgisayar işlemcisi, mobil dokunmatik ekran, bir tarayıcı ve bir kamera içermektedir. Sistemin içerdiği kamerada 192 mavi LED ve 22 ayrı lens sistemi bulunmaktadır (Logozzo ve Franceschini, 2011). Cihaz kamerasının 5-15 mm aralığındaki derinliklerde ölçüm yapabildiği belirtilmektedir (3M ESPE, 2009).

LAVA C.O.S. sistemine ait patentli active optical wavefront örnekleme prensibi, insan görme sistemi ile benzer şekilde çalışmaktadır. İnsan görme sisteminde objenin uzaydaki 3 boyutlu konumu belirlenir ve uzaklığı tahmin edilir. Sağ ve sol gözden iletilen verilerle beyin, uzaktaki objenin tahmini uzaklığını hesaplayabilir. Active optical wavefront örnekleme prensibi ise tek lensli görüntüleme sistemi ile derinliğin

ölçülmesi, bu yolla üç boyutlu veri bilgisi elde edilmesine dayanmaktadır (Logozzo ve Franceschini 2011).

Sistem, görüntünün oluştuğu düzlem ile obje arasına yerleştirilen bir lens, bir görüntü düzlemi ve bunların arasında bulunan, açıklığı eksen dışında (orta nokta dışında) olan ve dönme hareketi yapan diyafram ünite düzeneğini içermektedir. Dönme hareketi ile farklı pozisyonlarda görüntü alınabilmekte ve bu da farklı açılarda yerleştirilmiş çok sayıda kameranın görüntü almasına benzerdir (Logozzo ve Franceschini 2011).

Lava C.O.S sisteminde üç boyutlu görüntü alma işlemi bir video dizisi şeklinde olup bu tarama metodu 3M ESPE tarafından “3D-inMotion Technology” olarak isimlendirilmiştir (Kostiukova et al. 2014). Saniyede yaklaşık 20 adet üç boyutlu veri oluşturulmaktadır. Daha net ve hassas bir ölçü için pudra işlemi gerekmektedir. Tarama sırasında tarayıcı uçtan aralıklı şekilde mavi ışık çıkmakta ve monitörde eş zamanlı olarak taranan cismin görüntüsü oluşmaktadır (Davidowitz ve Kotick 2011, Logozzo ve Franceschini 2011). Bu sayede görüntüde herhangi bir bozulma olup olmadığı ve tüm alanların düzgün bir şekilde taranabildiği değerlendirilebilmektedir (Davidowitz ve Kotick 2011).

2.4.2.2. True Definition Sistemi

3M ESPE (Seefeld, Almanya) firması tarafından “Lava C.O.S” ağız içi tarayıcısından sonra 2012 yılında tanıtılmıştır. Cihaz bir önceki versiyonuna göre daha küçük ve daha hafif olarak tasarlanmıştır. Lava C.O.S ile aynı “3D-in-motion” video görüntüleme teknolojisini kullanmaktadır. Lava C.O.S ile karşılaştırıldığında cihazın tasarımı, dokunmatik ekranı, internet üzerinden 3M Merkez ve Destek (3M Center and Support) bağlantısı, bu sistem aracılığıyla verilerin “.stl” dosya uzantılı görüntü formatına çevrilmesi ve diğer sistemlere bağlantısı bu sistemdeki yenilikler olarak belirtilebilir (Kostiukova et al. 2014).

True Definition titreşimli görünür mavi ışık kullanan bir optik tarayıcıdır ve aktif wavefront örnekleme prensibi ile çalışmaktadır. Tarama işlemi öncesi pudralama gerektirir. Bu titanyum dioksit parçacıkları optik sistem için rastgele dağıtılmış yer işaretleri olarak görev görmektedir. Kamera ucunda buğu önleyici sistem bulunmaktadır. İdeal mesafe ve şartlarda kamera içindeki sensörlere saniyede ortalama 60 görüntü yansıtılmakta ve yine aynı sürede 20 görüntü oluşturulmaktadır. Cihazın intraoral tarama ucu küçüktür, bu durum posterior bölgenin taraması için bir avantaj sağlamaktadır (3M ESPE 2014).

2.4.2.3. Emerald Sistemi

2013 yılında Planmeca (Finlandiya) firması tarafından tanıtılan Planscan isimli tarayıcısından sonra 2017 yılında piyasaya sürülen ağız içi tarama cihazıdır. Daha küçük tasarıma sahiptir böylece hem hastalar hem de hekimler için kolay ve konforludur. Planscan gibi mavi ışık ve triangulasyon sistemine bağlı olarak çalışmaktadır. Tarama yapılan nesne üzerine pudra uygulaması yapılmasına gerek yoktur. Firmanın paylaştığı bilgilere göre cihaz, daha önceki sürümlerine göre daha hızlı ve daha net ölçü imkanı sağlamaktadır. Planscan ile benzer olarak tarayıcı kolun uç kısmı değiştirilebilir niteliktedir. Hastanın ağız büyüklüğüne göre uç kısmı değiştirilebilir ve değişen bu uçlar enfeksiyon kontrolü açısından dezenfekte edilebilir (Kostiukova et al. 2014).

Planmeca veri paylaşımını kolaylaştıran açık sistemle çalışmaktadır. Taramanın yapılabilmesi için gereken uygun aralık ortalama 15-20 mm olarak belirtilmiştir. Cihaz saniyede 10 adet üç boyutlu veri kaydı elde edebilmekte olup bu durumdaki hassasiyeti 25 mikrondan daha az olarak belirtilmiştir (Kostiukova et al. 2014).

Firma tarama için belli bir tarama stratejisi ortaya koymuştur. Buna göre taramaya restorasyon alanının en distal bölgesinden başlanması gerekmektedir. Kamera ucunun dişlere dokundurularak tarama yapılması tarama için gerekli fokal derinliği

sağlamaktadır. Tarama sırasında hekim hem eş zamanlı kamera görüntüsünü hem de oluşturulan sanal modeli görebilmektedir (Planmeca E4D Technologies 2014).

2.4.2.4. Carestream 3500 Sistemi

Carestream (Rochester, NY, ABD) firması tarafından 2014 yılında piyasaya sürülen portatif bir intraoral tarayıcıdır. Carestream 3500; aktif triangulasyon prensibiyle çalışmaktadır. Pudrasız görüntüleme yapabilmekte, aldığı görüntüleri birleştirerek taranan bölgenin 3 boyutlu renkli görüntüsünü oluşturabilmektedir (Imburgia et al. 2017).

Kırmızı ve yeşil yanıp sönen LED ışıkları ile kullanıcıyı görüntünün tam olarak alınıp alınmadığı ve cihazın odaklanıp odaklanmadığı konusunda bilgilendirmektedir. Cihazın iki farklı boyutta üretilen, otoklavda steril edilebilen ve tek kullanımlık olarak 2 ayrı şekilde satılan uçları bulunmaktadır (Carestream Health Inc.2013).

Video-görüntüleme prensibiyle çalışan diğer ağız içi tarayıcılara kıyasla dijital taramalar daha uzun sürebilmektedir. Gerçek renkte görüntü kaydetme özelliği sayesinde taranan bölgedeki diş, implant vb. yapılar ile yumuşak doku arasındaki sınırlar net olarak belirlenebilmektedir. Açık sisteme sahip olduğu için alınan dijital ölçüler USB bağlantısı aracılığı ile bilgisayar ortamına STL dosyası olarak kaydedilebilir ve 3Shape, Dental Wings ve Exocad gibi CAD tasarım yazılımlarına aktarılabilir (Carestream Health Inc.2013).

2.4.2.5. Omnicam Sistemi

CEREC Omnicam Sirona (Bensheim, Almanya) tarafından 2012 yılında piyasaya sürülmüştür ve şu anda iki farklı versiyonu mevcuttur: bir hareketli (CEREC Omnicam

AC) ve bir masa üstü versiyonu (CEREC Omnicam AF). Sistem önceki modellerde olduğu gibi freze ünitesi ile kombine bir şekilde de çalışabilmekte ve alınan ölçü, tasarımı yapıldıktan sonra aynı seansta freze ünitesinde üretilebilmektedir. Sistem içerisinde üretim blokları bakımından pek çok farklı materyal ve renk seçeneği mevcuttur. İstenilen blok freze ünitesine yerleştirilerek üretim yapılabilmektedir (Kostiukova et al. 2014).

Omnicam beyaz LED ışık kullanan bir optik tarayıcıdır ve aktif triangulasyon prensibiyle çalışmaktadır (Mörmann 2006). Tarama başına pozlama süresi daha kısadır. Sistem taramaları ayrı görüntüler halinde değil video kaydına benzer şekilde görüntü akışı olarak kaydetmektedir (Ender ve Mehl 2013a).

Sistem ilk çalışmaya başladığında Omnicam kamerasının buharlanmayı önleyebilmesi için 15- 20 dakika gibi bir süreye ihtiyaç vardır. 15- 20 dakika sonra preparasyon alanı kurutulmalıdır. Sistem görüntü almaya otomatik olarak başlayabildiği gibi pedal ile de tarama başlatılabilir (Sirona Dental Systems GmbH 2014)

Oklüzal tarama aşamasında taranan objeyle kamera camı arasında 0–15 mm mesafe olması gerekmektedir ki ideali 5 mm olarak belirtilmiştir. Sistem devamlı bir video çekimi şeklinde olduğu için tek bir nokta üzerinde uzun süre kalınmasına gerek yoktur. Bu taramalar sırasında kamera mümkün olduğunca dişe paralel olarak konumlandırılmalıdır (Sirona Dental Systems GmbH. 2014).

Aslında Omnicam, dijital ölçü verilerini yalnızca Sirona'nın desteklediği CAD yazılımı ve CAM cihazlarında çalışan özel dosyalar (.CS3, .SDT, .CDT, .IDT) olarak dışa aktaran kapalı bir sistemdir. Ancak son zamanlarda Connect ile tescilli dosyaları herhangi bir CAD sisteminde kullanılabilen STL dosyalarına dönüştürme imkanı sunmaktadır (Imburgia et al. 2017).

Sirona'nın CAD/CAM sistemi, klinisyen ve laboratuvarın restorasyon (inley, onley, kuron, köprü) tasarlamasına ve üretmesine izin verir. Buna ek olarak, Omnicam

ortodontik uygulamalar için özel tarama yazılımına (CEREC Ortho) sahiptir. Ayrıca cerrahi için özel bir yazılım (CEREC Guide) sayesinde implant yerleştirilmesi için cerrahi şablonlar üretilmesine imkan sağlar (Imburgia et al. 2017).

Sistem tasarım olarak Bluecam cihazına benzese de teknik olarak Bluecam teknolojisinden oldukça farklı çalışmaktadır. Bluecam içindeki sistem konfokal mikroskopi prensibini temel alırken Omnicam triangulasyon metodu ile çalışmaktadır (Mörmann 2006). Bluecam de mavi ışık kullanılırken bu cihazda polarize edilmemiş görünür dalga boyunda beyaz LED kullanılmaktadır (Kostiukova et al. 2014, Sirona Dental Systems GmbH, 2014).

Omnicam, Bluecam ile aynı yazılımı kullanmaktadır. Fakat Omnicam ile alınan görüntülerde dijital modellemeden önceki aşamada iyi taranmamış bölgeler çıkarılıp tekrar istenilen bölge taranabilmektedir. Sistemin Bluecam teknolojisinden asıl farkı ise pudra gereksiniminin ortadan kalkması, sistemin üç boyutlu video kaydı yapması ve tarama görüntüsünün doğal renklerde görülmesini sağlamasıdır (Kostiukova et al. 2014).

2.4.2.6. Trios Sistemi

3Shape (Kopenhag, Danimarka) firması tarafından ağız içi tarama sistemi ilk kez 2011 yılında tanıtılmıştır. Trios 3, tek renkli görüntüler üreten Trios Standard (2011) ve Trios Colour (2013)' dan sonra 3Shape tarafından üretilen üçüncü intraoral tarayıcıdır (Kostiukova et al. 2014). Mart 2017'de ise Trios 3'ün yeni bir kablosuz sürümü sunulmuştur: bu son sürümde tarayıcı, wi-fi yoluyla bağlanmakta ve tarayıcı ile bilgisayar arasında bir bağlantı kablosuna ihtiyaç duymamaktadır. Enfeksiyon kontrolü için tarayıcının ucu çıkartılıp otoklavda steril edilebilmektedir.

Trios 3 hafif bir tarayıcıdır. Konfokal mikroskopi tarama prensibi ile çalışmaktadır, pudra kullanımı gerektirmez ve renkli görüntüler elde edilebilmektedir

(Logozzo ve Franceschini 2011). Taranan objenin üç boyutlu yüzey yapısı sensörler tarafından ölçülen mesafelere uygun alanlar oluşturulması ile belirlenmektedir. Sistemin en belirgin özelliği taranan objeyle ilişkili olarak tarayıcının hareketine gerek kalmadan değişen odak düzlemidir. Kamera, optik sistem ve obje birbirlerine göre sabit haldeyken odak düzlemi belirlenen frekanslar arasında sürekli olarak değişmektedir. Ayrıca tarama sisteminde, taranan objeye gönderilen ışığın geçirildiği telesentrik lens sayesinde kayan odak düzlemi ile görüntü oluşturulurken minimal düzeyde distorsiyon olmaktadır (Logozzo ve Franceschini 2011).

Renkli tarama yapabilen cihazlara gelen program güncellemeleri ile üç boyutlu renkli görüntü almanın yanında yüksek çözünürlüklü iki boyutlu fotoğraf çekme, bu fotoğrafları arşivleme ve dış rengi ölçümü gibi özellikler de kazandırılmıştır. Ölçülen dış rengi veya çekilen vaka fotoğrafları laboratuvar ile de paylaşılabilir (3Shape A/S, 2014).

Trios sistemlerinde görüntü ile tarama eş zamanlı olmaktadır. Hekim taradığı bölgeyi aynı anda ekranda görebilmektedir. Tarama sonlandırıldıktan sonra elde edilen görüntü büyütülebilir, döndürülebilir veya fazlalıklar kesilebilmektedir. Ayrıca tarama sonrası eksik olarak gözüken yerler için tekrar geri dönülüp tarama yapılabilir (Kostiukova et al. 2014)

Sistemin sınırlandığı durumlar ise ağızda az sayıda diş bulunan ya da tam dişsiz vakalardır. Bu vakalarda çeneler arası ilişkiyi belirlemek zorlaşmaktadır.

Trios 3 kapalı bir sistemdir; yalnızca 3Shape bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı tarafından açılabilen tescilli dosyalar (DCM) üretir. DCM dosyaları sistem tarafından STL formatında CAD sistemine aktarılacak şekilde seçilebilir. 3Shape CAD (3Shape), DWOS (Dental Wings Açık Yazılım), Dental CAD (Exocad) bu formatla uyumlu sistemlerdir (Duret et al. 1988, Al-Rabab'ah et al. 2008). 3Shape CAD yazılımı ile, her türlü protetik restorasyon tasarımı yapılabilir.

Çizelge 2.2. Ağız içi tarayıcıların çalışma prensipleri (Ender et al. 2016)

SİSTEM	YÜZEY HAZIRLIĞI	ÇALIŞMA PRENSİBİ
CEREC Bluecam	Pudralama	Aktif Triangulasyon, tek görüntü çekimi
CEREC Omnicam	Yok	Aktif Triangulasyon, sürekli görüntüler
iTero	Yok	Konfokal Mikroskopi, tek görüntü çekimi
Lava COS	Pudralama	Aktif Wavefront Örnekleme, sürekli görüntüler
True Definition	Pudralama	Aktif Wavefront Örnekleme, sürekli görüntüler
3Shape Trios	Yok	Konfokal Mikroskopi, sürekli görüntüler

2.5. İmplant Destekli Protezlerin Ölçü Başarısına Etki Eden Faktörler

İmplantın ana modele üç boyutlu olarak doğru transferi, restorasyonda pasif uyumun sağlanması açısından önemli rol oynamaktadır. Klinik açıdan esas hedef, implant üzerine tam olarak yerleştirildiğinde gerilime neden olmayacak protez yapımının sağlanmasıdır. Yapılan araştırmalara göre implant konumlarının transfer edilmesinde ölçü hassasiyetini etkileyen birçok faktör olduğu ortaya koyulmuştur

(Wee 2000, De La Cruz et al. 2002, Holst et al. 2007, Del'Acqua et al. 2008, Filho et al. 2009, Ma ve Rubenstein 2012):

- Ölçü materyali
- Ölçü tekniği
- Ölçü kopinglerinin ağız içinde splintlenmesi
- Splint materyali
- Ölçü kopinginin modifikasyonu
- İmplant veya dayanak seviyesinde ölçü
- İmplant sayısı ve açılanmaları
- İmplantın subgingival derinliği
- Üretim hassasiyeti

Ölçü materyali ile ilgili olan kısımda elastomerik ölçü materyallerinin başarılarını etkileyen faktörler; ıslanabilirlik, hidrofilitiklik, rijidite, boyutsal stabilite ve elastik hafıza şeklinde sıralanabilir. Bu özellikler ele alındığında, sabit protezler için ideal ölçü materyalleri elastomerik ölçü materyalleridir. Dental implant ölçülerinde önerilen materyaller; polieterler, polisülfidler, kondenzasyon silikonlar (C tipi silikonlar), polivinil siloksanlar (A tipi silikonlar) ve vinil siloksan eterlerdir (Enkling et al. 2012).

Hedeflenen herhangi bir yüzey üzerinde adezyon sağlamak için, sıvının tüm yüzeyden kolayca akması ve katıya yapışması gerekir. Yüzeylerin bu özelliği ıslanabilirlik olarak bilinir. Protetik olarak ölçü materyalinin yüzey üzerine yayılma kapasitesini ifade eder ve elde edilecek ölçünün netliğini etkileyen önemli bir faktördür (Panichuttra et al. 1991, Rubel 2007).

Hidrofilitiklik, model elde etmek için ölçü üzerine dökülen alçının ölçü materyali yüzeyinde yayılma miktarını ifade eden bir kavramdır ve alçı modelin ağız ortamını

yansıtma kapasitesini doğrudan etkilemektedir. Alçının ölçü materyali üzerinde kolaylıkla yayılabilmesi sayesinde ölçü üzerindeki detay noktalar alçı modelde net bir şekilde ortaya çıkarılabilmektedir (Rupp et al. 2008).

Konvansiyonel ölçü başarısını etkileyen bir diğer faktör ise ölçü materyalinin rijidite düzeyidir. Ölçü materyallerinin, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması esnasında implant ölçülerinde kullanılan ölçü postlarının ölçü içerisinde yer değiştirmesini engelleyebilecek düzeyde bir rijiditeye sahip olmaları gerekir. Yüksek rijiditeye sahip olan polieter ölçü materyalleri de bu sebeple implant ölçülerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar (Sorrentino et al. 2010).

Boyutsal stabilite ve elastik hafıza da ölçü netliğini doğrudan etkileyen faktörlerdir (Lu et al. 2004). Boyutsal stabilitesi yüksek ölçü materyalleri, klinik ve laboratuvar ortamlarındaki farklı sıcaklık ve pH faktörlerinden; aynı zamanda ölçü sonrası geçen süreden minimum düzeyde etkilenecek ölçü netliğini koruma özelliklerine sahiptir. Elastik hafıza ise ölçü postları ile ölçü materyali arasında ortaya çıkabilecek gerilimi azaltarak daimi deformasyon oluşma ihtimalini azaltır (Vigolo et al. 2004).

İmplant üstü sabit protez ölçüleri açısından değerlendirildiğinde, polieter ve PVS oldukça iyi bir boyutsal stabilite ve yüksek netlik ortaya koysalar da ıslanabilirlikleri, sıcaklık ve pH değişimleri ile alçı model elde edilene kadar geçen süre içerisindeki uğradıkları hacimsel değişim göz önünde bulundurulunca implant ölçülerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olabilecekleri bilinmektedir (Campagni et al. 1982, Gorman et al. 2000).

Ölçü tekniğinin ölçü başarısına etkisi üzerine de çalışmalar yapılmıştır. Direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalar incelendiğinde; bunlardan bazıları 2 teknik arasında fark olmadığını (Herbst et al. 2000, Naconecy et al. 2004, Cabral ve Guedes 2007, Conrad et al. 2007), bazıları direkt tekniğin daha iyi olduğunu (Burns et al. 2003, Assunção et al. 2004, Daoudi et al. 2004, Del'Acqua et al. 2009)

ve bazıları da indirekt tekniğin daha başarılı bulunduğunu (Humphries et al. 1990, Spector et al. 1990, De La Cruz et al. 2002) belirtmektedir.

Ölçü tekniği ile birlikte ölçü postlarının splintlenip splintlenmemesi ve splint materyalleri de ölçü başarısını etkileyen faktörlerdendir. Çok üyeli implant sistemlerinde, ölçü parçalarının stabilitesinin sağlanması ve ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında ölçü materyalindeki deformasyonun azaltılması için, splintleme yapılması tavsiye edilmektedir (Vigolo et al. 2003). Ölçü öncesinde uygulanan splintlemenin, ölçü parçasının stabilizasyonunu sağladığı ve ölçü materyali içinde ölçü parçasının rotasyonel hareketine izin vermediği belirtilmiştir (Vigolo et al. 2003). Yapılan çalışmalarda üçten fazla sayıda ya da farklı açılarda yerleştirilmiş implantların varlığında splintlenmiş açık ölçü tekniğinin daha net sonuç verdiği bildirilmiştir (Assuncao et al. 2004, Assuncao et al. 2010).

Ancak splintleme yapılırken de kullanılacak splint materyali önem taşımaktadır. Splintleme materyallerinde oluşabilecek distorsiyonlar ve splint materyali ile ölçü parçaları arasındaki bağlantılardaki kırılmalar ölçü netliğini doğrudan etkileyebilecek problemlerdir (Spector et al. 1990, Burawi et al. 1997).

Splintlemede kullanılan materyaller arasında; akrilik rezinler (Assif et al. 1996, Vigolo et al. 2003, Vigolo et al. 2004), ortodontik teller (Hsu et al. 1993), prefabrike akrilik rezin barlar (Dumbrigu et al. 2000), kompozit rezinler (Assuncao 2008a), metal pinler (Naconecy et al. 2004, Öngül et al. 2012) sayılabilmektedir. Günümüzde splintleme için en sık kullanılan materyal akrilik rezin olduğundan, splintleme esnasında akrilik rezin yapısındaki büzülmenin minimum olması net ölçü elde edilmesinde oldukça önemlidir. Bazı çalışmalar akrilik rezinin ölçüden minimum 24 saat önce polimerize edilmesi gerektiğini belirtmiştir (Dumbrigue et al. 2000, Filho et al. 2009).

Bazı çalışmalar ise akrilik rezin yapısındaki büzülmenin minimum olması için splintleme materyalinin polimerizasyon sonrası belirli noktalardan çok ince şekilde

bölünüp aynı materyal ile tekrar birleştirilip akril hacminin azaltılmasını önermişlerdir (Assif et al. 1992). Sonuç olarak splintleme materyallerinin özelliklerinin ve uygulama tekniğindeki değişikliklerin ölçüde meydana gelen distorsiyonu etkilediği bildirilmiştir (Lee et al. 2008b).

Ölçü parçası yüzeyinde yapılan modifikasyonlar ile ölçü alınmasından, çalışma modeli hazırlanmasına dek geçen sürede, ölçü materyali içindeki ölçü parçası mikro hareketinin önüne geçilebileceği ve daha başarılı bir çalışma modeli oluşturulacağı yapılan bazı çalışmalarda savunulmuştur. Yüzey modifikasyonu olarak, ölçü postlarının dış yüzeyinin pürüzlendirilmesi, kullanılan ölçü materyaline ait adeziv ile yüzeyin kaplanması gibi mikro hareketliliği kısıtlayacak seçenekler önerilmiştir (Liou et al. 1994, Herbst et al. 2000, Vigolo et al. 2003, Assuncao et al. 2008b).

İmplant destekli restorasyonların üretimi için çok farklı sınıflamalarda ölçü teknikleri geliştirilmiştir. Bu sınıflamalardan biri de implant seviyesinde ve dayanak seviyesinde ölçüdür. İmplant seviyesinde ölçü tekniğinde iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra ölçü parçaları implanta bağlanır sonrasında açık veya kapalı kaşık yöntemiyle implantın konumu modele aktarılmaktadır. Açılı implantlarda ölçü netliğinin daha iyi olması, laboratuvar işlemlerinin daha kolay ilerlemesi bu tekniğin avantajlarından (Kupeyan ve Lang 1995, Choi et al. 2007). Dayanak seviyesinde ölçü tekniğinde ise doğal dişlerdekine benzer olarak direkt olarak implant üzerine açı, çap, boy bakımından uygun olarak seçilen dayanak yerleştirilip üzerinden ölçü alınmaktadır. Bu teknikte implantın sadece baş pozisyonunun kaydı alınmış olmaktadır. Bu teknikte implant dayanak birleşimindeki hata payının fazla olması tekniğin güvenilirliğini ve klinik kullanım oranını düşürmektedir (Lorenzoni et al. 2000). Yapılan çalışmalarda implant seviyesi ölçünün implantın açısal pozisyonunu dayanak seviyesi ölçüye göre daha iyi transfer ettiği belirtilmiştir (Alikhasi et al. 2011).

Dental implantların kemik içerisine yerleştirilmesinde anatomik ve fizyolojik sınırlamalar bulunmaktadır. Bu sınırlamaları elimine etmek için implantlar kemik

içerisine açılı bir şekilde yerleştirilebilir. Açılı implant yerleşiminin ölçü doğruluğuna etkisinin incelendiği çalışmalarda, ölçünün çıkarılma sırasında maruz kaldığı yırtılma kuvvetlerinin ne yoğunlukta olduğunun ve ne zaman süresince uygulandığının, elastomerik ölçü materyallerinin kalıcı deformasyonlarında çok büyük önem taşıdıkları belirtilmiştir (Assuncao et al. 2004, Vigolo et al. 2004, Holst et al. 2007). Bu nedenle, çok üyeli implant sistemlerinde kret tepesine dik yerleştirilmiş olan implantlardan ölçü alınması sırasında, hastanın ağzından kaşığın uzaklaştırılmasının daha kolay olduğu ve bu sayede ölçü materyalinin uğradığı kalıcı deformasyonun en aza indirildiği öne sürülmüştür (Holst et al. 2007). İmplantların kret düzlemi ile açılı yerleştirildiği durumlarda ise, splintleme ile birlikte rijit bir ölçü materyali (polivinil siloksan, polieter) kullanılıyor ise, ölçü materyalinin sertleşmesi sonrasında splintlenmiş ölçü parçalarının ölçüyle beraber ağızdan uzaklaştırılmasının oldukça zorlaştığı ve ölçünün deforme olabileceği söylenmiştir (Vigolo et al. 2004, Choi et al. 2007).

Bazı klinik durumlarda, mevcut kemiğe ve/veya estetik faktörlere bağlı olarak, implantlar daha subgingivale yerleştirilmek zorunda kalınabilir. Bunun sonucu olarak da, ölçü kopinglerinin supragingival olarak açıkta kalan kısmının oranı azalır. Bu durum, ölçü kopinglerinin ölçü materyali içerisindeki stabilitesini düşürerek, ölçü hassasiyetini etkileyebilir (Jang et al. 2011).

Conrad ve ark. ölçü parçalarının stabil olmadığı durumlarda, analoglar ile ölçü parçalarının birleştirilmesi esnasında rotasyon meydana gelebileceğini bildirmiştir (Conrad et al. 2007). Uzun ölçü parçalarının kullanımının subgingival yerleştirilmiş implantların varlığında ölçü netliğini arttırdığı bildirilmiştir (Wee 2000).

Bunların yanısıra implant destekli restorasyonlarda dijital ölçü alımında kullanılan tarayıcının çalışma prensibi ve kalitesi, klinisyen tecrübesi, opak ajan kullanılıp kullanılmaması, tarama şekli, yönü, taranan ark uzunluğu, tarama gövdesi özellikleri ve implant pozisyonu gibi faktörler hassasiyeti etkilemektedir (Giménez et al. 2015b, Rhee et al. 2015, Müller et al. 2016, Gimenez-Gonzalez et al. 2017).

2.6. Ölçü Doğruluğunun Değerlendirilmesi

Endosseöz implantlar, kemiğe doğrudan temas ile fonksiyonel olarak ankiloz olduklarından, periodontal ligamentin doğal hareketliliğinden yoksundurlar ve implant dayanak arayüzünde oluşan uyumsuzlukları tolere edemezler. Bu nedenle, uygun ölçü tekniği ve hassasiyeti ile implant konumlarının ana modele üç boyutlu olarak doğru transfer edilmesi, implant destekli protezlerin yapımında dikkat edilmesi gereken önemli bir aşamadır. İmplantların kemik içerisindeki konumu ile elde edilen ölçü modelindeki konumları ne kadar birbirine yakın olursa, protetik üst yapı da o derece pasif uyum sağlar (Filho et al. 2009).

Pasif uyumu sağlayabilmek, hataları en aza indirmek, implantların açığı ve konumlarını kemik içerisindeki şekliyle tam olarak modele aktarabilmek için en önemli aşama ölçü aşamasıdır (Herbst et al. 2000, Assunção et al. 2008b).

Protetik tedavide alınan ölçülerin değerlendirilmesi yapılırken sıklıkla 2 terim kullanılır: "doğruluk" ve "hassasiyet". "Doğruluk" terimi, bir ölçümün, ölçülen miktarın gerçek değeri ile eşleşebilme yeteneğini ifade eder (Ender ve Mehl 2013b). Hassasiyet ise, bir ölçümün tutarlı bir şekilde tekrarlanabilme kabiliyeti olarak tanımlanır: diğer bir deyişle, aynı nesnenin farklı ölçümlerinde kullanıldığında tarayıcının tekrarlanabilir sonuçları sağlama yeteneğidir (Ender et al. 2016a, Ender et al. 2016b). Sonucun sürekli tekrarlanabilirliği büyük önem taşır: aynı nesnenin farklı ölçümleri mutlaka karşılaştırılabilir olmalı ve birbirinden mümkün olduğunca az farklılık göstermelidir.

Yapılan çalışmalarda üretilen restorasyonların veya restorasyon üretmek için alınan ölçülerin doğruluğunun değerlendirilmesi farklı şekillerde yapılmıştır. Üretilen restorasyon üzerinden değerlendirme yapan çalışmalardan bazıları restorasyonların internal uyumuna (Cho et al. 2015, Berrendero et al. 2016, Cetik et al. 2017), bazıları marjinal uyumuna (Abdel-Azim et al. 2015, Pradies et al. 2015, Zarauz et al. 2016) dayanarak doğruluğu karşılaştırmıştır. Bazı çalışmalar ise doğruluğu hem marjinal

uyum hem de internal uyuma dayalı olarak değerlendirmiştir (Almeida et al. 2014, Malaguti et al. 2016, Yun et al. 2017). Alınan ölçü ve alçı modellerin hassasiyetini değerlendiren çalışmalar da bulunmaktadır (Ender et al. 2016a, Amin et al. 2017, Kamimura et al. 2017).

Restorasyonun marjinal ve internal uyumunu ölçmek için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Ana model üzerine restorasyon yerleştirilerek kenar uyumlarının fotoğraflarını elektron mikroskobu ile elde etmek ve bu fotoğraflar üzerinde ölçümler yapmak bu yöntemlerden biridir (Vahidi et al. 1991). Diğer bir yöntem de silikon replika tekniğidir. Restorasyonun içine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali yerleştirilip belirli bir kuvvet altında prepare edilmiş ana modele yerleştirilir, sertleşen silikondan kesitler alınarak mikroskop altında incelenir ve ölçümlere tabi tutulur (Boening et al. 2000, Mou et al. 2002, Reich et al. 2005).

Gelişen teknolojiyle birlikte restorasyonun uyumunu ve ölçünün doğruluğunu değerlendirmek için yüzey tarayıcıları da kullanılmaktadır. Bu teknikte prepare edilmiş diş modelinin dış yüzeyi ile restore edilmiş kronun iç yüzeyi optik tarayıcılar ile taranıp dijital ortama aktarılıp karşılaştırılabilmektedir (Luthardt et al. 2004).

Protetik tedavide ölçü doğruluğu değerlendirilmesi 2 boyutlu lineer ölçümler ve son yıllarda gelişen teknolojiyle birlikte 3 boyutlu ölçümler olarak yapılabilmektedir.

2 boyutlu ölçüm yapan çalışmalar ise mikroskop, dijital tarayıcı, intraoral radyografik film, profilometre gibi yöntemler kullanarak x, y, z eksenlerindeki yer değiştirme miktarını belirlemek için ölçümler yapmışlardır (Jo et al. 2010, Ferreira et al. 2012, Papaspyridakos et al. 2012, Fernandez et al. 2013). Farklı ölçü teknikleri ile üretilen farklı konumlandırılmış implantlar içeren modellerde implantlar arasındaki x, y, z eksenleri üzerindeki 3D uyumsuzluklarını ölçmek için bilgisayarlı koordinat ölçme makinesi (CMM), mikroskop, bilgisayarlı tomografi (BT) taraması ve son zamanlarda optik tarama ve dijitalleştirme cihazları gibi çok çeşitli yöntemler kullanılmıştır (Lee et al. 2008b, Papaspyridakos et al. 2014). Son yıllarda 3 boyutlu modellerin değerlendirilmesi için dijital verilerin bilgisayar programlarında üst üste

getirilmesi yoluyla karşılaştırma yapılması sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (Ribeiro et al. 2018).

2.7. Tersine Mühendislik Yazılımları

Ölçü doğruluğunun ve netliğinin araştırılmasında dijital ortamda çeşitli kalite kontrol yazılımları kullanılmaktadır. “Tersine mühendislik” yazılımları da denilen bu yöntemde alınan ölçüler dijital veri halinde bu yazılımlara yüklenmektedir.

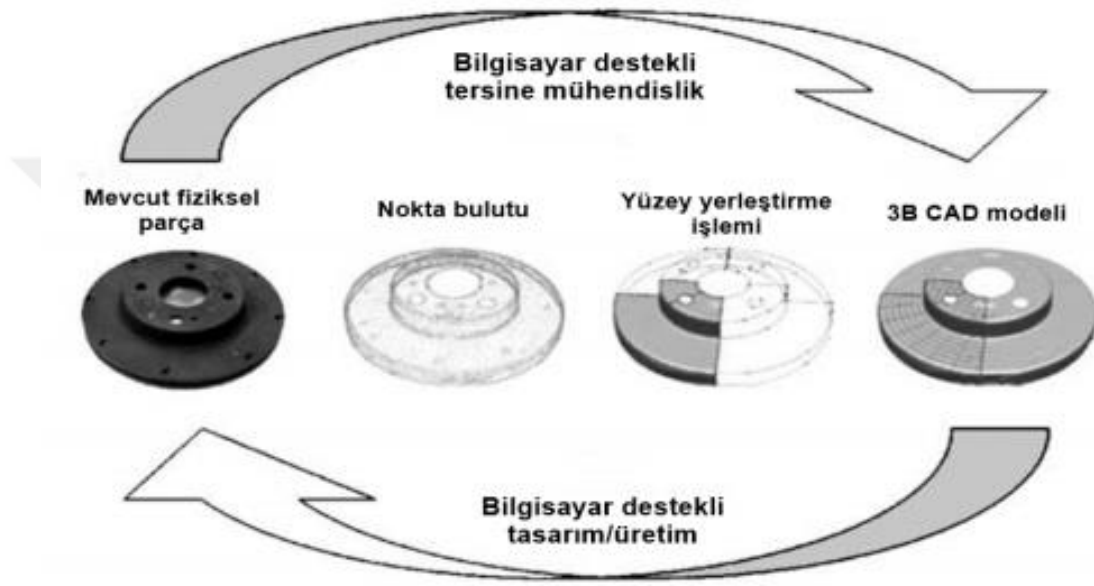
Tersine mühendislik, mevcut ürünleri tarayarak ve dijitalleştirerek geometrik bir CAD modeli elde etme süreci olarak da tanımlanabilmektedir. Tersine mühendislik süreci şu aşamalardan oluşmaktadır (Nedelcu et al. 2013):

- Tarama aşaması: Üç boyutlu tarayıcılar ile yüzey taraması yapılarak yüzey geometrisini tanımlayan nokta bulutları oluşturulur. 3 boyutlu tarayıcılar temaslı veya temassız çalışabilmektedir.
- Nokta işleme aşaması: Bu aşama nokta bulutu verilerinin aktarılmasını, toplanan verilerdeki hataları düzeltmeyi ve nokta sayısını azaltmayı içerir; nokta işleme aşamasının sonucunda, uygun şekilde birleştirilmiş nokta bulutu veri seti elde edilir.
- Geometrik model oluşturma: Bu aşamanın amacı, noktasal veri setlerinden CAD modellerinin oluşturulmasıdır (Nedelcu et al. 2013).

Geometrik modeller oluşturabilen bazı ticari yazılımlar şunlardır:

- Geomagic Wrap yazılımı nokta bulutu şeklindeki verilerin; tasarım, analiz ve üretimde kullanılabilen bir 3D poligonal ağa dönüştürülmesine yönelik bir yazılım aracıdır. Geomagic Wrap, farklı tarayıcı türlerinden toplanan büyük veri kümelerini işleyebilir, taranan verileri optimize edebilir, birden çok tarama veri kümesini hizalayıp birleştirebilir, hataları otomatik olarak algılayıp düzeltebilir, verileri farklı

formatlarda (STL, OBJ, VRML1 / 2, DXF, PLY ve 3DS) dışa aktarabilir (Nedelcu et al. 2013). RAPIDFORM XOR3 yazılımı, hemen hemen her türlü tarama veri setinin parametrik, düzenlenebilir modellerini oluşturmak için CAD ile 3 boyutlu tarama veri işlemeyi birleştiren bir "tersine mühendislik" uygulamasıdır. RAPIDFORM XOR3, CAD modelleri oluşturabilir ve geometriyi SolidWorks, Pro / E, AutoCAD, CATIA gibi formatlara aktarabilir (Nedelcu et al. 2013).



Şekil 2.3. Bilgisayar destekli tersine mühendislik süreci (Türkücü & Börklü, 2017)

- Rapidform Explorer yazılımı, kullanıcının 3 boyutlu modelleri ve tarayıcılar tarafından oluşturulan belirli dosyaların farklı formatlarda görüntülenmesine olanak tanıyan, geometrik ölçümü sağlayan ve raporlar oluşturan bir uygulamadır. 3D ağın mesafelerini, açılarını, kesitlerini, alanlarını, hacimlerini ve sapmalarını ölçmek ve PowerPoint, Excel, PDF veya TXT'deki raporlar için yazılımda araçlar bulunmaktadır (Nedelcu et al. 2013).

- GOM-Inspect yazılımı, 3D poligonal ağın incelenmesi ve işlenmesi, nokta bulutu şeklindeki boyutsal veri setlerinin analizi için bir uygulamadır. Yazılımın; CAD modellerini içe aktarma (IGES, STEP, vb.) , hizalama, ağ şeklindeki verileri işleme,

CAD verilerini karşılaştırma (yüzeyle, kesit, noktalar), 3D ve 2D analiz, rapor (tablolar, resimler, PDF) oluşturabilme ve verileri dışa aktarabilme gibi özellikleri vardır (Nedelcu et al. 2013).

Tersine mühendislik yazılımları diş hekimliği çalışmalarında görüntüleri bilgisayar ortamında üst üste koyarak, görüntüler arasındaki yer değiştirme miktarını belirler. Dental alanda kullanılan ölçü materyalleri ve tarama cihazlarının netliğinin ölçülmesinde, ölçü tekniklerinin hassasiyetinin karşılaştırılmasında bu özel yazılımlardan faydalanılmaktadır. Bu yöntemde etkinliği test edilmek istenen ölçü yöntemi ile elde edilen görüntüler, kontrol grubu olarak belirlenen bir endüstriyel tarama cihazıyla elde edilen görüntüler ile karşılaştırılmaktadır. Ortaya çıkan yer değiştirme miktarına göre ölçü yönteminin etkinliği değerlendirilmektedir (Andriessen et al. 2014, Patzelt et al. 2014, Güth et al. 2016, Mangano et al. 2016). Bu yazılımlar aracılığı ile görüntü kesitlere ayrılarak, her kesitin istenen bölgesinin kalınlığı mm veya mikrometre cinsinden elde edilebilmekte, her yöne döndürülerek veya büyütülerek üç boyutlu olarak incelenebilmektedir. Veriler, yazılımın özelliğine göre STL, IGES vb. formatlarda dışarıya aktarılabilir (Taneva et al. 2015, Gibelli et al. 2019).

2.8. Hipotez

Bu in vitro çalışmanın test edilen boş hipotezleri (H_0);

- 1) Farklı dişeti yüksekliklerine yerleştirilen implantların ölçü doğruluğunu etkilemeyeceği
- 2) Farklı konvansiyonel ölçü materyallerinin ve farklı intraoral tarayıcıların ölçü doğruluğunu etkilemeyeceğidir.

3.MATERYAL ve METOT

Farklı dişeti yüksekliklerine sahip tek diş implantlardan elde edilen konvansiyonel ve dijital ölçülerin ve modellerin doğruluğunu 3 boyutlu analiz yöntemi ile karşılaştırmak amacıyla ana model oluşturulmuştur. Ana model üzerinde 2 farklı dijital tarama cihazı ve 2 farklı konvansiyonel ölçü materyali ile her gruptan 8'er adet olmak üzere ölçüler alınmuştır. Ana model ve konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı modeller endüstriyel tarama cihazı smartScan (Breuckmann, Meersburg, Almanya) ile hassasiyetle taranmuştır. Elde edilen veriler tersine mühendislik yazılımı olan RAPIDFORM XOR3 kullanılarak ana model görüntüsüyle üst üste getirilmiştir. Böylece alınan ölçüler ve ana model üzerinde implant pozisyonunun üç boyutlu yer değiştirme miktarı belirlenmiştir.

3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi

Çalışmamızda 3 farklı dişeti yüksekliğinin karşılaştırılması amacıyla 3 adet standart dişli akrilik rezin alt çene modeli (Frasaco GmbH, Almanya) kullanılmıştır.

Ana model üzerinde 46 nolu diş tornavida yardımıyla çıkarılmıştır. Paralelometrenin (Bredent BF1, Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) çizici uç vidası

gevşetildikten sonra standart implant dayanağı (Biohorizons, Birmingham, ABD) ile birleştirilen bir pin yardımıyla 5,7 mm çapında 1 adet implant analoğu (Biohorizons, Birmingham, ABD) bu yuvaya oturtulup bu kısmı sıkıca vida ile sabitlenmiştir. Dayanak üzerinde dişeti seviyelerini belirtmek üzere 2, 4 ve 6 mm hizasında işaretleme yapılmıştır. Paralelometreye bağlı analoglar model üzerindeki 46 nolu diş bölgesine yerleştirilmiş ve komşu diş kolelerinden 2 mm daha derinde olacak şekilde geçici olarak sabitlenmiştir. Bu işlem 4 ve 6 mm derinliklere yerleştirilecek implant analogları için tekrar edilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Paralelometre ile implant analogunun modele yerleştirilmesi

İmplant analoglarının servikookluzal, bukkolingual ve meziodistal konumlarının standardizasyonu 3 boyutlu koordinat ölçüm cihazı CMM (A Dea Cmm Model Global Image 07.07.07, Hexagon Metrology S.p.A., Grugliasco, İtalya) ile ölçülerek sağlanmıştır. Ölçümü yapılacak olan ana model cihaz tablası üzerine yerleştirilmiş ve ana model koordinat bilgileri prob sistemi ile alınmıştır (Şekil 3.2). Ardından implant analogları ana modele soğuk pembe akrilik rezin (Procryla, President, Almanya) ile sabitlenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. CMM ile implant pozisyonlarının kontrolü



Şekil 3.3. İmplant analogu sabitlenmiş model

3 modelde standart dişeti şekillendirmesi yapılması için aynı marka dayanak üzerine kompozit şekillendirilmesi ile yeterli yükseklikte ve uygun şekilde bir iyileşme başlığı elde edilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Dişeti şekillendirmesinde kullanılan dayanak

Daha sonra ana modelde analoğa vidalanan iyileşme başlığı etrafında pembe mum (Cavex Set Up Regular, Cavex, Hollanda) ile 46 nolu diş bölgesinin dişeti modelasyonu komşu dişlerle aynı seviyede olacak şekilde yapılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Dişeti şekillendirmesi için yapılan mum modelasyon

Bu modelasyon üzerinden C tipi silikon (Zetaplus, Zhermack SpA, İtalya) ile ölçü alınarak komşu dişleri de içine alacak şekilde silikon indeks hazırlanmıştır (Şekil 3.6). Kullanılacak 3 ana modelin de dişeti bölgesi yoğun kıvamlı C tipi silikon indeks ile şekillendirilmiştir.



Şekil 3.6. Silikon indeks ile dişeti şekillendirme aşamaları

Silikon indeks iç yüzeyi vazelinle izole edilerek içine dişeti silikonu (Gingifast Rigid, Zhermack, İtalya) sıkılmıştır. İyileşme başlığı analoğa vidalı iken indeks yerleştirilmiş ve firma önerileri doğrultusunda 10 dk dişeti silikonunun sertleşmesi beklenmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Ana model a) vestibül ve b) okluzal görünümü

3.2. Konvansiyonel ve Dijital Yöntemler ile Ölçülerin Alınması

3.2.1. Konvansiyonel Yöntemler ile Ölçülerin Alınması

Konvansiyonel ölçü için öncelikle kişisel ölçü kaşığı yapımına başlanmıştır. Ölçü materyaline yeterli ve homojen kalınlıkta mesafe sağlamak için model üzerine 3 mm kalınlığında mum (Cavex Set Up Regular, Cavex, Hollanda) kullanılmış 3 ve 8 numaralı diş bölgesinde stoper oluşturulmuştur. Ardından model üzerine ışıkla polimerize olan kaide plağı malzemesi (Major Light Cure Tray, Major Dental, İtalya) akrilik model kenarlarına iyi adapte olacak şekilde uygulanmış, gerekli şekillendirmelerden sonra kaşığın içi ve dışı polimerize edilmiş ve oluşan fazlalık ve pürüzler için tesviye polisaj işlemi yapılmıştır. Rezin kaşıkların üzerinde basıncın azaltılması istenen bölgelerde retansiyon deliklerinin açılması uygun görülmüştür (Şekil 3.8). Ölçü aşamasına geçmeden önce rezin malzemenin polimerizasyon büzülmesinin ölçü doğruluğunu etkilememesi için 24 saat beklenmiştir.



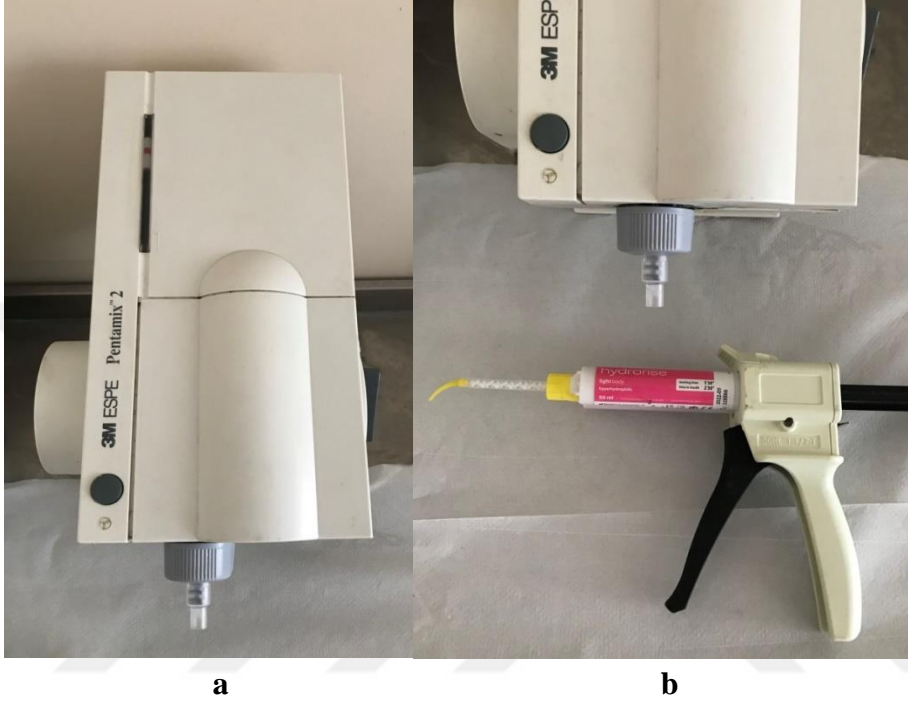
Şekil 3.8. Kişisel yarım ark kaşık

Tüm ölçüler oda sıcaklığında ve tek bir uygulayıcı tarafından alınmıştır. Yeni ölçü alınmadan önce ana model üzerinde varsa ölçü artıkları temizlenmiştir.

3.2.1.1. A Tipi Konvansiyonel Ölçü

Aynı markaya ait ölçü postları (Biohorizons, Birmingham, A.B.D) ana modelde uygun pozisyonda yerleştirilerek el kuvvetiyle implant analoguna vidalanmıştır. Polivinil siloksan ölçü malzemesi (Elite HD+, Zhermack SpA, İtalya) kullanılarak tek aşamalı ölçü tekniği uygulanmıştır. Yoğun kıvamlı ölçü malzemesi karıştırma cihazı

(Pentamix 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) yardımıyla kaşığa doldurulmuştur. Sonra akıcı kıvamlı ölçü malzemesi model üzerindeki implant ölçü parçasının üzeri ve etrafına karıştırma uçları kartuşa takılarak tabanca (Mixpack, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) yardımıyla sıkılmıştır (Şekil 3.9).



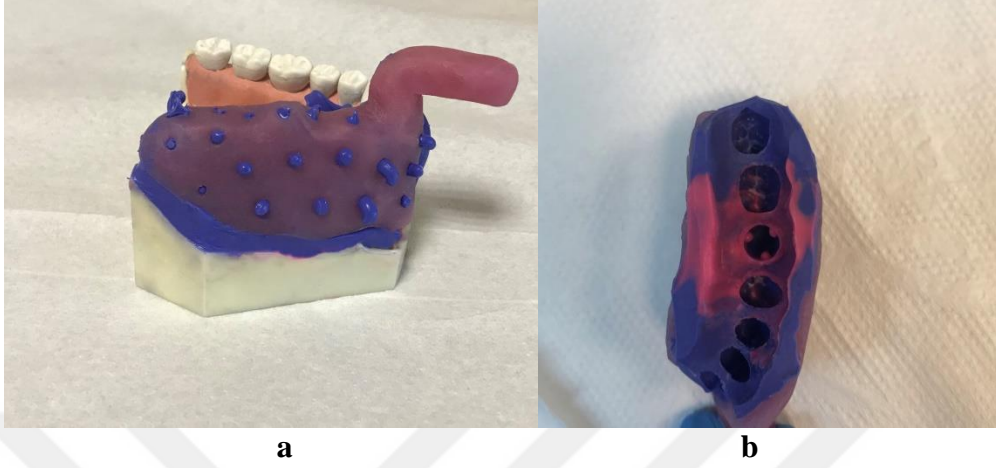
Şekil 3.9. a) Karıştırma cihazı ve b) karıştırma tabancası



Şekil 3.10. a) Ölçü postu yerleştirilmiş ana model b) A Tipi silikon akıcı kıvamlı ölçü malzemesinin uygulanışı

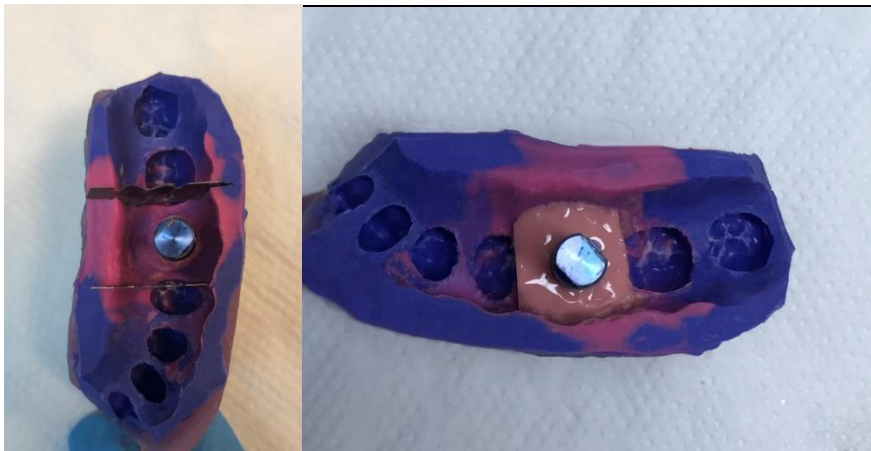
Kaşık içindeki yoğun kıvamlı ölçü malzemesinin de üzerine bir miktar akıcı kıvamlı ölçü malzemesi sıkılmış ve kaşık, model üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.10).

İşlem esnasında kaşık kenarlarına parmak basıncı uygulanarak kaşığın model üzerinde sabit kalması sağlanmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. a) A tipi silikon ölçünün ana modele uygulanması b) Ana modelden ayrılan ölçü

Ölçünün ana modelden uzaklaştırılmasının ardından ölçü postları modelden çıkarılarak el kuvvetiyle analoğa vidalanmıştır. Ölçü postu rehber olukları denk gelecek şekilde ölçü içerisindeki konumuna yerleştirilmiştir. Dişeti silikonu uygulanmadan önce implant bölgesini komşu dişlerden ayırması için metal plakalar kullanılmıştır. Ayrıca ölçü silikonu ve dişeti silikonunun birbirine bağlanmasını önlemek amacıyla ölçü postu çevresine separatör uygulanmış; ardından dişeti silikonu (Gingifast Elastic, Zhermack SpA, İtalya) uygulanmıştır (Şekil 3.12).

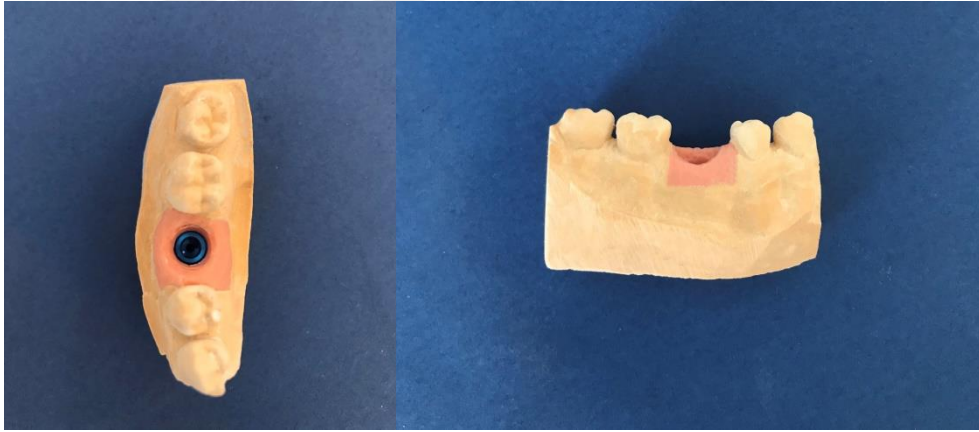


a

b

Şekil 3.12. a) Dayanak ve metal plakaların yerleştirilmesi ve b) dişeti silikonu uygulanması

Dişeti silikonu sertleştikten sonra metal plakalar çıkarılmış ve alçı aşamasına geçilmiştir. Firmanın önerileri göz önüne alınarak su/toz oranı 20 ml/ 100 gr olacak şekilde ayarlanmış ve vakumlu karıştırıcıda (Carlo De Giorgi, İtalya) karıştırılmıştır. Uygun oranda toz / su karışımı ile elde edilen tip IV sert alçı (Elite Rock, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya), vibratör cihazı üzerine yerleştirilen ölçü kaşığındaki ölçü boşluğuna tek noktadan yavaş bir şekilde dökülmüştür. Bu şekilde hava kabarcığı riski en aza indirilmeye çalışılmıştır. Alçı sertleşmesinin tamamlanması beklendikten sonra, alçı modeller ölçü materyalinden ayrılmıştır. En ince grenli su zımparası kullanılarak alçı modeller tesviye edilmiştir (Şekil 3.13).

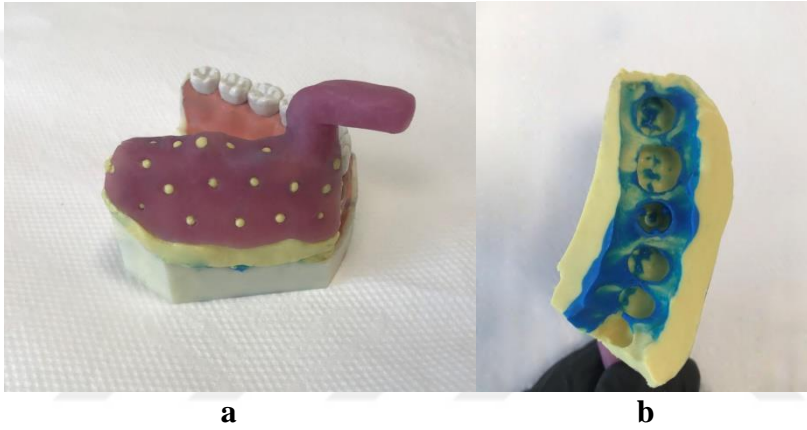


Şekil 3.13. A Tipi silikon ölçülerden elde edilen alçı modeller

3.2.1.2. C Tipi Konvansiyonel Ölçü

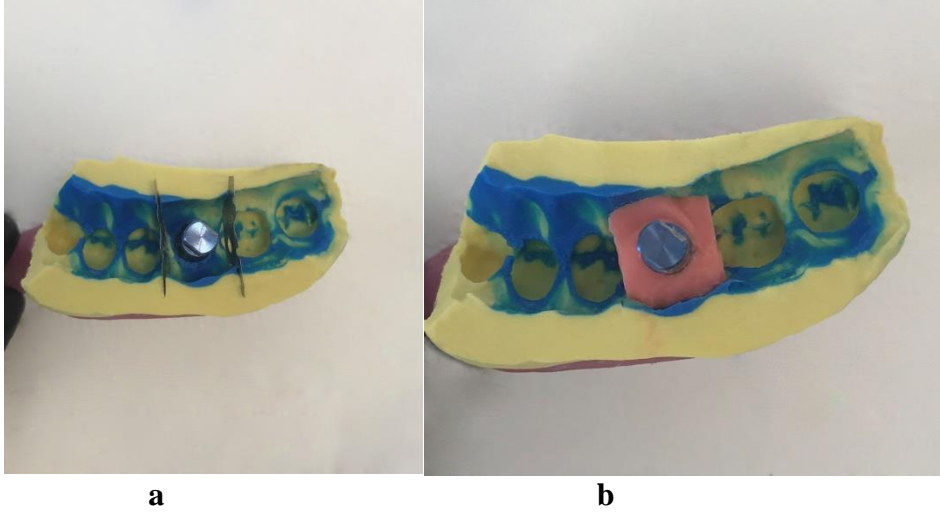
Aynı markaya ait ölçü postları (Biohorizons, Birmingham, ABD) ana modelde uygun pozisyonda yerleştirilerek el kuvvetiyle implant analoguna vidalanmıştır. Kondenzasyon silikon ölçü malzemesi (Zetaplus, Zhermack SpA, İtalya) ile tek

aşamalı ölçü tekniği uygulanmıştır. Akıcı kıvamlı ölçü malzemesi katalizörü ile firmanın önerdiği miktarda karıştırma kağıdı üzerinde karıştırılarak enjektöre yerleştirilmiştir. Yoğun kıvamlı ölçü malzemesi ise yine firmanın önerdiği miktarda katalizör ile homojen bir hale gelinceye kadar elde karıştırılmıştır. Ardından enjektör yardımıyla ana modeldeki ölçü postlarına akıcı kıvamdaki ölçü malzemesi uygulanırken, karıştırılmış olan yoğun kıvamlı ölçü malzemesi kaşık içerisine yerleştirilmiş ve üzerine akıcı kıvamlı ölçü malzemesi uygulanması ile birlikte kaşık ana modele yerleştirilmiştir. İşlem esnasında kaşık kenarlarına parmak basıncı uygulanarak kaşığın model üzerinde sabit kalması sağlanmıştır (Şekil 3.14).



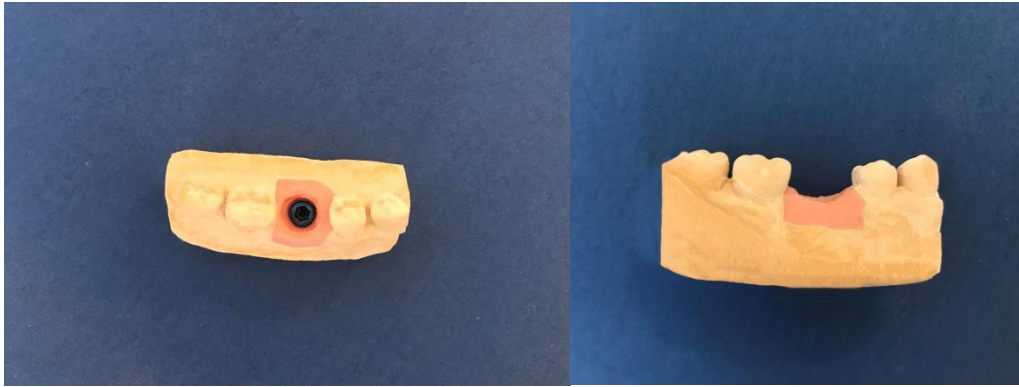
Şekil 3.14. a) C tipi silikon ölçünün ana modele uygulanması b) Ana modelden ayrılan ölçü

Ölçünün ana modelden uzaklaştırılmasının ardından ölçü postları modelden çıkarılarak el kuvvetiyle analoğa vidalanmıştır. Ölçü postu rehber olukları denk gelecek şekilde ölçü içerisindeki konumuna yerleştirilmiştir. Dişeti silikonu uygulanmadan önce implant bölgesini komşu dişlerden ayırması için metal plakalar kullanılmıştır. Ayrıca ölçü silikonu ve dişeti silikonunun birbirine bağlanmasını önlemek amacıyla ölçü postu çevresine separatör uygulanmış; ardından dişeti silikonu (Gingifast Elastic, Zhermack SpA, İtalya) uygulanmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. a) Dayanak ve metal plakaların yerleştirilmesi ve **b)** dişeti silikonu uygulanması

Dişeti silikonu sertleştikten sonra metal plakalar çıkarılmış ve alçı aşamasına geçilmiştir. Firmanın önerileri göz önüne alınarak su/toz oranı 20 ml/ 100 gr olacak şekilde ayarlanmış ve karıştırılmıştır. Uygun oranda toz/su karışımı ile elde edilen tip IV kahverengi sert alçı (Elite Rock, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya), vibratör cihazı üzerine yerleştirilen ölçü kaşığındaki ölçü boşluğuna tek noktadan yavaş bir şekilde dökülmüştür. Bu şekilde hava kabarcığı riski en aza indirilmeye çalışılmıştır. Alçı sertleşmesinin tamamlanması beklendikten sonra, alçı modeller ölçü materyalinden ayrılmıştır. En ince grenli su zımparası kullanılarak alçı modeller tesviye edilmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. C Tipi silikon ölçülerden elde edilen alçı modeller

3.2.2. Dijital Yöntemlerle Ölçülerin Alınması

3.2.2.1. Omnicam ile Dijital Ölçülerin Alınması

Dijital ölçü elde edilmesinde ilk grupta Omnicam (CEREC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Bilgisayarda mevcut olan “CEREC Premium” programında tarama ve tasarım işlemleri yapılmakta daha sonra üretim için aynı ortamdaki herhangi bir freze cihazı kullanılabilmekte veya veriler STL veri formatında laboratuvara gönderilebilmektedir.



Şekil 3.17. Omnicam tarayıcı ile dijital ölçü aşamaları

Ölçü alımına başlamak ve modellerin hasta girişlerini yapmak amacıyla “Add New patient” butonuna tıklanmasının ardından hasta bilgi formu doldurulmuş ve ardından gelen ekranda sırasıyla, yapılacak olan restorasyon tipi, dayanak tasarımı, altyapı ve tabakalama materyalleri, tarama gövdesi tipi ve marka bilgileri seçilmiştir. Ölçü alımına başlamadan önce tarama yapılacak dişin seçilmesi ile tarayıcı cihaz hazır hale gelmektedir. Tarama ekranında kayıt, veri eldesi, model eldesi, tasarım ve üretim

gibi aşamaların gösterildiği kısım ekranın üst kısmında yer almaktadır. Tarama başlarken alt çene, üst çene, bukkal, tarama gövdesi alt çene gibi aşamaların yer aldığı rehber sekme ekrana gelmektedir. Belirtilen aşamalar takip edilerek önce alt çene sonra üst çene, okluzyon taranmıştır. Sonrasında BioHorizons markasıyla uyumlu olan tarama gövdesi dijital ölçü parçası ana modelde implant analoguna yerleştirilerek model tekrar taranmış ve tarama işlemi bitirilmiştir. Referans model ile karşılaştırma yaparken referans olması adına 44, 45, 47 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, 47 nolu dişin distal yüzeyi ve 44 nolu dişin mezial yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Her bir çalışma grubu için 8' er adet tarama yapılmıştır (Şekil 3.17).

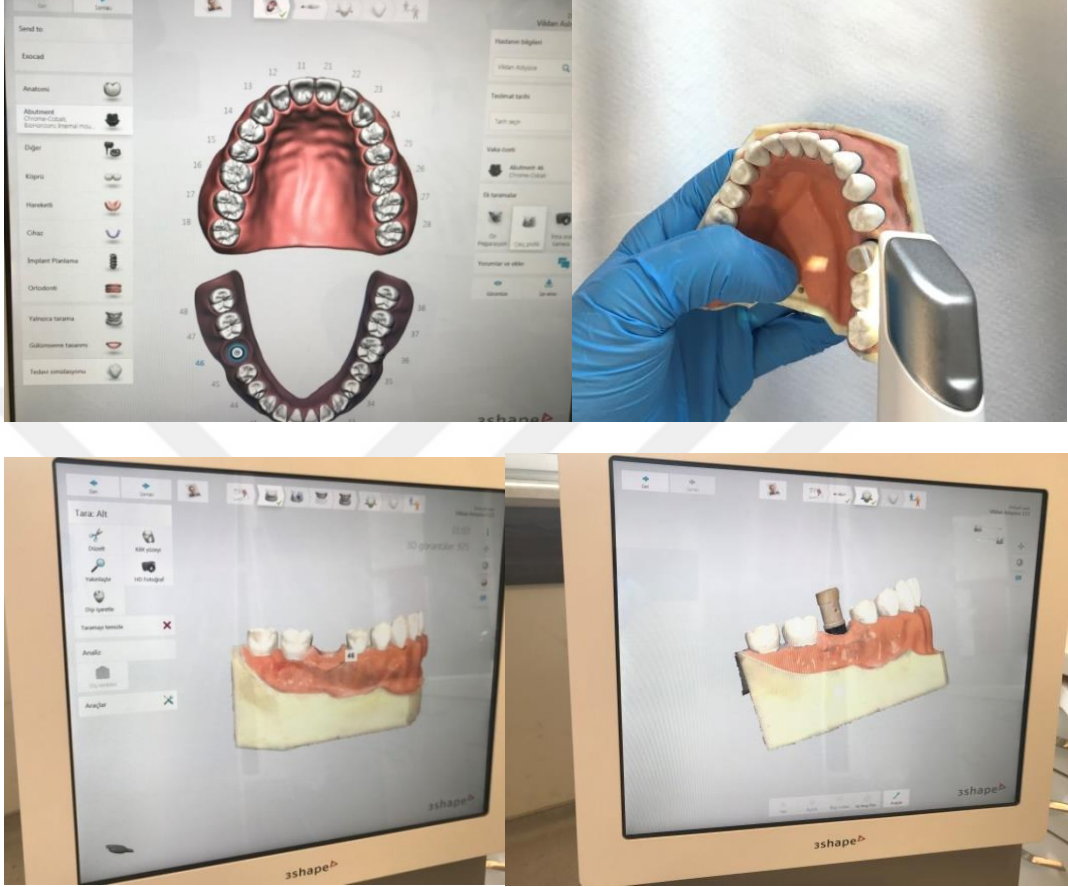
Cihazın referans noktaları kaybedip taramaya devam edemediği durumlarda daha önce taraması gerçekleştirilmiş bölgelere geri dönmüş ve tarama tekrar edilmiştir. Cihazın referans noktaları farklı algılayarak görüntüleri farklı eşleştirdiği durumlarda görüntüler silinerek taramalar tekrarlanmıştır.

Tarama tamamlandıktan sonra sanal model oluşturulmuştur. Dijital modeller export seçeneği ile taşınabilir belleklere STL dosya formatında kaydedilerek veri aktarımı yapılmıştır.

3.2.2.2. Trios 3 ile Dijital Ölçülerin Alınması

Bu aşamadaki ölçüler Trios 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcısı ile gerçekleştirilmiştir. Ölçü alımına başlamak ve modellerin hasta girişlerini yapmak amacıyla “New patient” butonuna tıklanmasının ardından “Add patient” başlıklı listedeki form her model için custom abutment seçeneği işaretlenerek doldurulmuştur. Ayrıca implant çapı, bağlantı şekli (internal, eksternal), renk, materyal gibi bilgiler istenen kısımlarda uygun seçenekler seçilmiştir. Ölçü alımına başlamadan önce tarama yapılacak dişin seçilmesi ile tarayıcı cihaz hazır hale gelmektedir. Üretici firmanın talimatlarına göre öncesinde belirlenen diş bölgelerinde ölçü alımı esnasında daha hassas bir algoritmanın çalıştığı belirtilmektedir. Kayıtlar tamamlandıktan sonra

ekranda “Tarayıcı hazır” ibaresi belirmiştir. Alt çene seçilerek tarama işlemine başlanmıştır.



Şekil 3.18. Trios 3 tarayıcı ile dijital ölçü aşamaları

Tarama gövdesi olmadan alt çene taranmıştır daha sonra BioHorizons markasıyla uyumlu olan tarama gövdesi dijital ölçü parçası ana modelde implant analoguna yerleştirilmiştir ve alt çene, karşıt çene ve okluzyon kaydı olarak 4 aşamadan oluşan bir tarama ekranı gelmiştir. İlk iki aşama tarama yapılarak işlem tamamlanmıştır. Referans model ile karşılaştırma yaparken referans olması adına 44, 45, 47 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, 47 nolu dişin distal yüzeyi ve 44 nolu dişin mezial yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Her bir çalışma grubu için 8’ er adet tarama yapılmıştır (Şekil 3.18).

Cihazın referans noktaları kaybedip taramaya devam edemediği durumlarda daha önce taraması gerçekleştirilmiş bölgelere geri dönmüş ve tarama tekrar edilmiştir. Cihazın referans noktaları farklı algılayarak görüntüleri farklı eşleştirdiği durumlarda görüntüler silinerek taramalar tekrarlanmıştır.

Tarama tamamlandıktan sonra sanal model oluşturulmuştur. Dijital modeller export seçeneği ile taşınabilir belleklere STL dosya formatında kaydedilerek veri aktarımı bu şekilde yapılmıştır.

3.3. Dijitalizasyon

3 ana modelden referans model elde edilmesinde ve konvansiyonel yolla elde edilen alçı modellerin dijitalizasyonunda endüstriyel referans tarayıcı olan smartScan (Breuckmann, Meersburg, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.19). SmartSCAN sistemleri, tersine mühendislik, hızlı prototipleme, dokümantasyon ve 3D modelleme gibi dijitalizasyon görevleri için kullanılan 45 µm çözünürlüğe sahip beyaz ışıklı 3D tarayıcılardır. Temel çalışma prensibi olarak patentli minyatürize projeksiyon tekniğini (MPT) kullanır ve ölçüm nesnesinin tüm yüzeyini kaydeder. Tarayıcının iki adet 1.4 megapiksel kırmızı-yeşil-mavi kamerası ve hem geometriyi hem de dokuyu kaydeden bir projektörü vardır. Ana modellerin ve alçı modellerin taranması sonrasında veriler tarayıcıya bağlı olan Optocat tarama programına (OPTOCAT 2015R2 AICON 3D Systems GmbH Braunschweig, Almanya) kaydedilmiştir.



Şekil 3.19. SmartScan (Breuckmann, Meersburg, Germany) 3 boyutlu tarayıcı

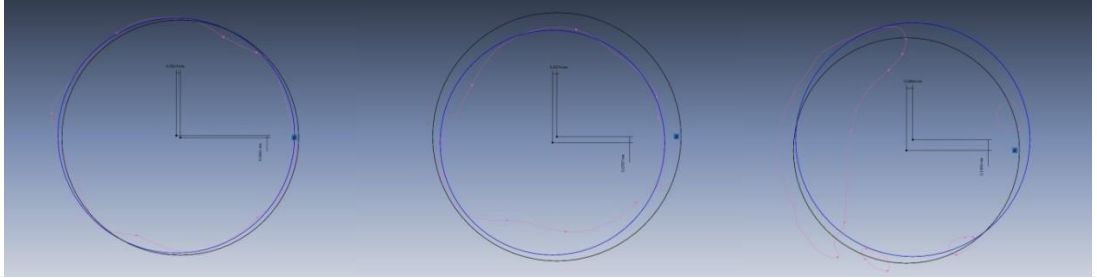
İmplant analoglarının konumlarının karşılaştırılması için intraoral tarayıcılardan ve alçı modellerden elde edilen tüm STL veriler bir tersine mühendislik yazılımı olan Rapidform XOR3 (INUS Technology, Seoul, Korea) programına aktarılmıştır. Referans model ile doğru bir eşleşme sağlamak için, 3 boyutlu modeller belirli noktalar referans oluşturacak şekilde implant bölgesi, bitişik dişler ve yaklaşık 15 mm ekli dişeti kalacak şekilde trimlenmiştir. Trimlenen modeller yine STL dosya formatında kaydedilmiştir ve genel 3 boyutlu karşılaştırması için tekrar Rapidform XOR3 programına aktarılmıştır.

Referans model ve deney modeli görüntülerinin üst üste getirilmesi işlemi esnasında önce kabaca eşleştirilmiştir, daha sonra ise best-fit alignment özelliği

kullanılarak nihai eşleşme yapılmıştır. Bu eşleştirmeler sonucunda ölçümlerin yapılması aşamasına geçilmiştir.

Ölçümler 3 boyutlu olarak x, y ve z eksenlerinde ayrı ayrı hesaplanmıştır. Referans ekseni olarak komşu 2 dişin eksenlerinin açıortayları esas alınmıştır. 45 ve 47 nolu komşu dişlerin tüberkül tepeleri belirlenerek bir referans düzlem oluşturulmuştur. Bu düzlem üzerinde x ve y eksenlerindeki yer değiştirme miktarı ölçülmüştür. İmplant analogunun orta noktasının z eksenindeki yer değiştirme miktarı ise bu tüberkül tepelerinden geçen düzlem ile implant analogunun orta noktası arasındaki mesafe ölçülerek belirlenmiştir.

İmplant analogu orta noktasının ana modele göre yer değiştirmesi mm cinsinden hesaplanmış ve lineer yer değiştirme (deplasman) farkları kaydedilmiştir (Şekil 3.20). Yer değiştirme miktarının sayısal olarak ölçümüne ek olarak hizalanmış model arasındaki farklılıkları gösteren renk haritaları da 3 boyutlu analiz için nitel sonuçlar olarak elde edilmiştir.



Şekil 3.20. İmplant analogunun x ve y ekseninde yer değiştirme miktarının ölçümü

3.4. İstatistiksel Değerlendirmeler

Veriler IBM SPSS Statistics (23/Armonk, NY: IBM Corp.) programına aktarılarak analiz edilmiştir. Çalışmamızda ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi, yer

değiştirme miktarının toplamı yoluyla gerçekleştirilmemiştir çünkü ortalama değerlendirmesinde negatif ve pozitif değerler sıfırlar ve sıfır değerinde veya sıfıra yakın bulunan toplam değerler, o eksene göre en iyi hassasiyeti temsil etmeyebilir.

Bu nedenle çalışmamızda üç eksendeki değerlerin karelerinin medyan ve toplamı değerlendirilmiştir.

Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal değişkenler Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş ve normal dağılıma uygunluk göstermediği için tanımlayıcı istatistikler (medyan, 25. ve 75 yüzdellik değerleri, minimum, maksimum) kullanılmıştır. İki grup arasında fark olup olmadığına Kruskal Wallis testi ile bakılmıştır. Çoklu karşılaştırmalarda ise iki grup arasında fark olup olmadığına Mann Whitney U testi ile bakılmıştır ve Bonferonni düzeltmesi uygulanmıştır. Tüm testlerde $p < 0.05$ değerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Farklı dişeti derinliklerine yerleştirilen implantlardan 4 farklı ölçü yöntemiyle elde edilen ölçüleri karşılaştırdığımız çalışmamızda ana modellerin ve alçı modellerin taranması ile toplamda 96 adet 3 boyutlu görüntü elde edilmiştir. Görüntülerin üst üste getirilmesi ile implant analogunun 3 boyutlu yer değiştirme miktarı ölçülerek mm cinsinden veriler elde edilmiştir. Verilerin dağılımı Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve normal dağılıma uygunluk göstermediği için tanımlayıcı istatistikler kullanılmıştır.

Farklı ölçü yöntemlerine ilişkin verilerin Kruskal Wallis test sonuçları Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3’ te gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. 2 mm dişeti olan yüksekliği modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	Trios 3	0,001 (0-0,002)	0-0,003	b	<0,001
	Omnica	0,002 (0-0,003)	0-0,003	b	
	A Tipi	0,002 (0,001-0,003)	0-0,003	b	
	C Tipi	0,006 (0,006-0,009)	0,003-0,015	a	
Y	Trios 3	0,001 (0,001-0,002)	0-0,002	b	0,001
	Omnica	0,001 (0-0,002)	0-0,003	b	
	A Tipi	0 (0-0,002)	0-0,004	b	
	C Tipi	0,008 (0,005-0,019)	0,003-0,027	a	
Z	Trios 3	0,001 (0-0,001)	0-0,002	b	<0,001
	Omnica	0 (0-0,001)	0-0,002	b	
	A Tipi	0,001 (0,001-0,002)	0,001-0,002	b	
	C Tipi	0,019 (0,012-0,106)	0,006-0,156	a	

2 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x, y, z eksenlerinin hepsinde ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. C tipi silikon ölçü grubunda 3

eksende de diğ er 3 ölçü grubuna göre anlamlı derecede daha fazla yer değı ştirme görülmü ştür. Dijital ölçü grupları ve A tipi silikon ölçü grubu arasında ise anlamlı bir fark bulunmamı ştır (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.2. 4 mm dişeti yüksekli ği olan modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	Trios 3	0,005 (0,004-0,006)	0,003-0,006	b	0,014
	Omnacam	0,005 (0,003-0,006)	0,003-0,007	b	
	A Tipi	0,006 (0,005-0,007)	0,004-0,008	b	
	C Tipi	0,01 (0,008-0,01)	0,001-0,012	a	
Y	Trios 3	0,006 (0,004-0,008)	0,003-0,263	b	0,006
	Omnacam	0,004 (0,003-0,006)	0,002-0,007	b	
	A Tipi	0,006 (0,005-0,007)	0,004-0,647	b	
	C Tipi	0,021 (0,009-0,069)	0,006-0,276	a	
Z	Trios 3	0,005 (0,003-0,006)	0,003-0,007	b	<0,001
	Omnacam	0,004 (0,003-0,006)	0,003-0,007	b	
	A Tipi	0,005 (0,004-0,006)	0,003-0,008	b	
	C Tipi	0,093 (0,044-0,144)	0,024-0,78	a	

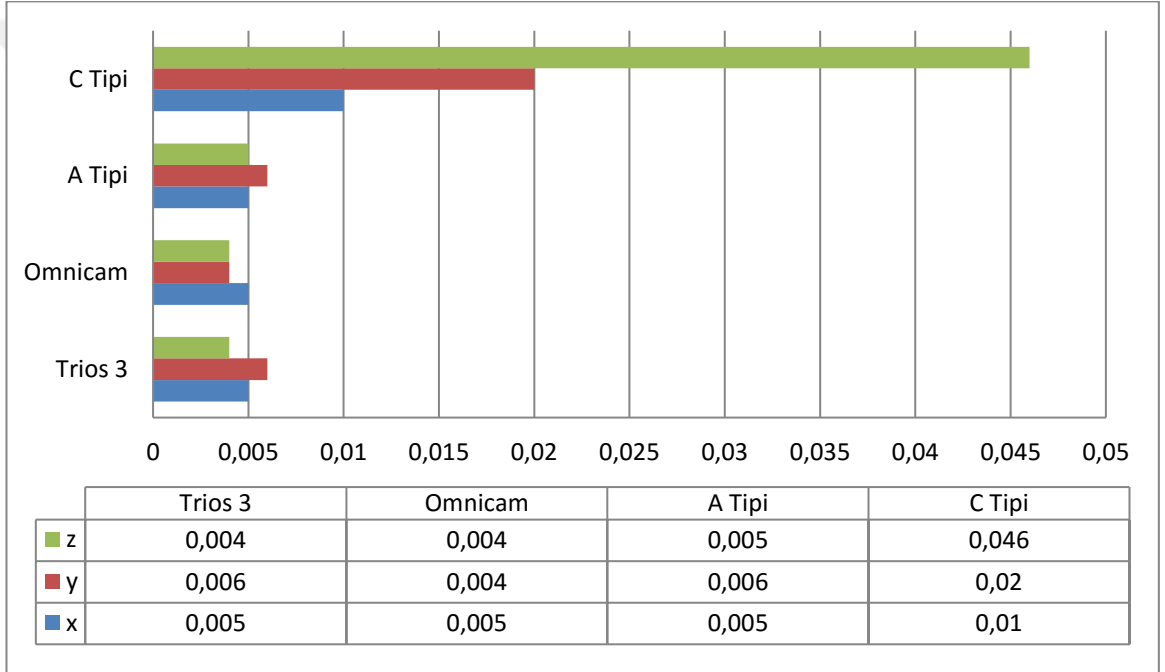
4 mm dişeti yüksekli ği olan modellerde x, y, z eksenlerinin hepsinde ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmu ştur. C tipi silikon ölçü grubunda 3 eksende de diğ er 3 ölçü grubuna göre anlamlı derecede fazla yer değı ştirme görülmü ştür. Dijital ölçü grupları ve A tipi silikon ölçü grubu arasında ise anlamlı bir fark bulunmamı ştır (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.3. 6 mm dişeti yüksekli ği olan modellerde farklı ölçü yöntemlerinin karşılaştırma sonuçları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	Trios 3	0,01 (0,009-0,014)	0,008-0,022	b	0,135
	Omnacam	0,009 (0,008-0,019)	0,007-0,05	b	
	A Tipi	0,011 (0,009-0,022)	0,005-0,041	b	
	C Tipi	0,036 (0,017-0,068)	0,005-0,12	a	
Y	Trios 3	0,011 (0,01-0,011)	0,008-0,013	b	0,002
	Omnacam	0,01 (0,009-0,013)	0,007-0,022	b	

	A Tipi	0,011 (0,009-0,013)	0,009-0,044	b	
	C Tipi	0,061 (0,02-0,165)	0,012-0,288	a	
Z	Trios 3	0,008 (0,006-0,01)	0,003-0,026	b	<0,001
	Omnicaam	0,009 (0,007-0,012)	0,006-0,024	b	
	A Tipi	0,016 (0,01-0,025)	0,008-0,035	b	
	C Tipi	0,04 (0,036-0,057)	0,033-0,107	a	

6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde ölçü grupları arasında x ekseninde anlamlı bir fark görülmezken y ve z ekseninde farklılık bulunmaktadır. Trios 3, Omnicaam ve A Tipi silikon ölçü grupları arasında anlamlı bir fark görülmezken C tipi silikon grubunda, y ve z ekseninde daha fazla yer değiştirme değeri görülmüştür (Çizelge 4.3).



Şekil 4.1. Farklı ölçü yöntemlerinin toplam bulgularının x, y, z eksenlerindeki değişim miktarları

Farklı ölçü yöntemlerine göre yer değiştirme miktarının incelendiği grafiğe göre C tipi silikon ölçü grubu 3 ekseninde de istatistiksel olarak anlamlı miktarda değişim göstermiştir. Z ekseninde A tipi silikon grubunda, Trios 3 ve Omnicaam ölçü gruplarından daha fazla yer değiştirme görülmüştür. Y ekseninde ise Omnicaam grubunda, A tipi silikon ve Trios 3 ölçü gruplarına göre daha az yer değiştirme görülmüştür. Ancak bunlar istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar değildir (Şekil 4.1).

Çizelge 4.4. Farklı dişeti yüksekliklerinin Trios 3 ölçü yönteminde bulguları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	2 mm	0,001 (0-0,002)	0-0,003	c	<0,001
	4mm	0,005 (0,004-0,006)	0,003-0,006	b	
	6 mm	0,01 (0,009-0,014)	0,008-0,022	a	
Y	2 mm	0,001 (0,001-0,002)	0-0,002	b	<0,001
	4 mm	0,006 (0,004-0,008)	0,003-0,263	a	
	6 mm	0,011 (0,01-0,011)	0,008-0,013	a	
Z	2 mm	0,001 (0-0,001)	0-0,002	b	<0,001
	4 mm	0,005 (0,003-0,006)	0,003-0,007	a	
	6 mm	0,008 (0,006-0,01)	0,003-0,026	a	

Çizelge 4.5. Farklı dişeti yüksekliklerinin Omnicam ölçü yönteminde bulguları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	2 mm	0,002 (0-0,003)	0-0,003	c	<0,001
	4mm	0,005 (0,003-0,006)	0,003-0,007	b	
	6 mm	0,009 (0,008-0,019)	0,007-0,05	a	
Y	2 mm	0,001 (0-0,002)	0-0,003	c	<0,001
	4 mm	0,004 (0,003-0,006)	0,002-0,007	b	
	6 mm	0,01 (0,009-0,013)	0,007-0,022	a	
Z	2 mm	0 (0-0,001)	0-0,002	c	<0,001
	4 mm	0,004 (0,003-0,006)	0,003-0,007	b	
	6 mm	0,009 (0,007-0,012)	0,006-0,024	a	

Çizelge 4.6. Farklı dişeti yüksekliklerinin A Tipi ölçü yönteminde bulguları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	2 mm	0,002 (0,001-0,003)	0-0,003	c	<0,001
	4mm	0,006 (0,005-0,007)	0,004-0,008	b	

	6 mm	0,011 (0,009-0,022)	0,005-0,041	a	
Y	2 mm	0 (0-0,002)	0-0,004	b	<0,001
	4 mm	0,006 (0,005-0,007)	0,004-0,647	a	
	6 mm	0,011 (0,009-0,013)	0,009-0,044	a	
Z	2 mm	0,001 (0,001-0,002)	0,001-0,002	c	<0,001
	4 mm	0,005 (0,004-0,006)	0,003-0,008	b	
	6 mm	0,016 (0,01-0,025)	0,008-0,035	a	

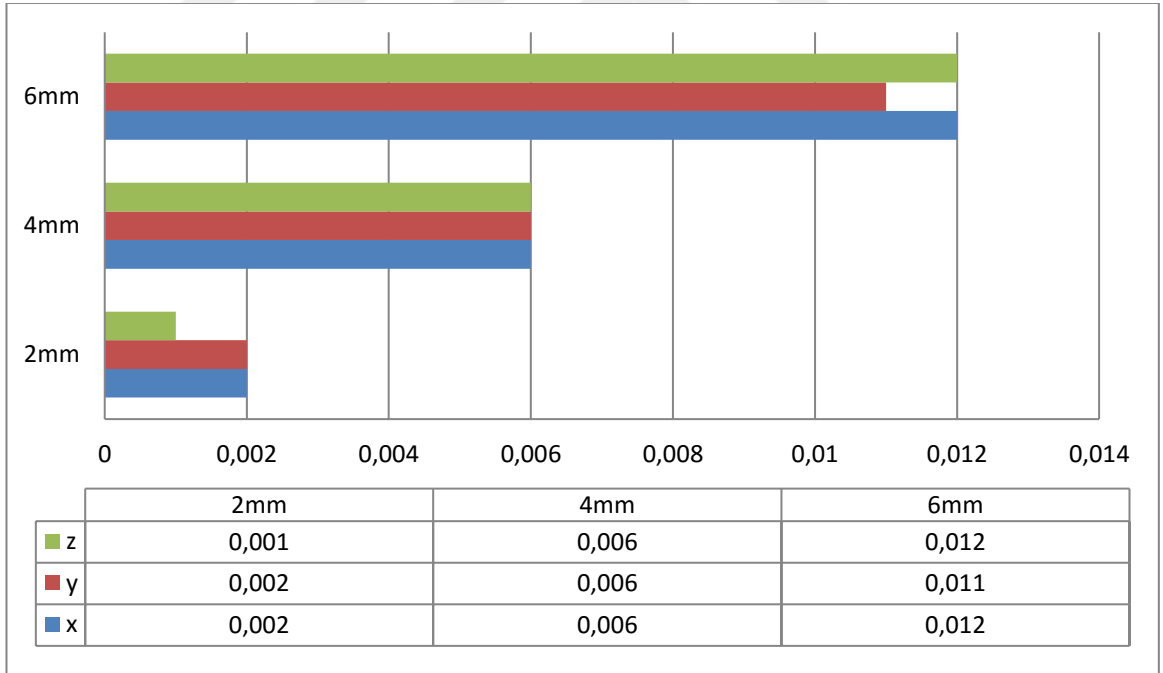
Çizelge 4.7. Farklı dişeti yüksekliklerinin C Tipi ölçü yönteminde bulguları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
X	2 mm	0,006 (0,006-0,009)	0,003-0,015	b	0,008
	4mm	0,01 (0,008-0,01)	0,001-0,012	b	
	6 mm	0,036 (0,017-0,068)	0,005-0,12	a	
Y	2 mm	0,008 (0,005-0,019)	0,003-0,027	b	0,015
	4 mm	0,021 (0,009-0,069)	0,006-0,276	b	
	6 mm	0,061 (0,02-0,165)	0,012-0,288	a	
Z	2 mm	0,019 (0,012-0,106)	0,006-0,156	a	0,132
	4 mm	0,093 (0,044-0,144)	0,024-0,78	a	
	6 mm	0,04 (0,036-0,057)	0,033-0,107	a	

C tipi silikon ölçü grubunda z ekseninde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. X ve y ekseninde ise 2 mm ve 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde benzer sonuçlar görülürken 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde anlamlı derecede fazla yer değiştirme değeri görülmüştür (Çizelge 4.4).

Uygulanan Kruskal Wallis testi sonucunda, yöntemler arasında toplamda x, y ve z eksenlerinde, Trios 3 ölçü grubunda x, y ve z eksenlerinde, Omnicam ölçü grubunda x, y ve z eksenlerinde, A tipi ölçü grubunda x, y ve z eksenlerinde, C tipi grubunda ise x ve y eksenlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Buna göre, toplamda 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x, y ve z ölçümleri diğer yöntemlere göre ve 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x, y ve z

ölçümleri, 2 mm dişeti yüksekliği olan modellere göre anlamlı derecede daha yüksektir. Trios 3 gruplarında 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x ölçümü diğer yöntemlere göre ve 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x ölçümü 2 mm dişeti yüksekliği olan modellere göre anlamlı derecede daha yüksek iken 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde y ve z ölçümleri diğer yöntemlere göre anlamlı derecede daha yüksektir. Omnicam gruplarında 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x, y ve z ölçümleri diğer dişeti gruplarına göre ve 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x, y ve z ölçümleri 2 mm dişeti yüksekliği olan modellere göre anlamlı derecede daha yüksektir. A tipi gruplarında 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x ve z ölçümleri, diğer dişeti gruplarına göre ve 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x ve z ölçümleri, 2 mm dişeti yüksekliği olan modellere göre anlamlı derecede daha yüksek iken 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde z ölçümü diğer yöntemlere göre anlamlı derecede daha yüksektir. C tipi gruplarında 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde x ve y ölçümleri diğer dişeti yüksekliği gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksektir.



Şekil 4.2. Farklı dişeti derinliklerinin toplam bulgularına göre x, y, z eksenlerindeki değişim miktarı

Farklı dişeti yüksekliğine sahip gruplardaki yer değiştirme miktarının incelendiği grafiğe göre 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde, diğer dişeti gruplarına göre, 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde, 2 mm dişeti yüksekliği olan modellere göre fazla yer değiştirme görülmüştür. 4 mm dişeti yüksekliği olan modellerde 3 eksendeki yer değiştirme miktarı istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 2 mm dişeti yüksekliği olan modellerde z ekseninde daha az yer değiştirme görülürken, 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde y ekseninde daha az yer değiştirme görülmüştür (Şekil 4.2).

Çizelge 4.8. $a^2=x^2+y^2+z^2$ işlemine göre farklı ölçü yöntemlerinin bulguları

		Median (P25–P75)	Min–Max		p
2mm	Trios 3	0,06 (0,05-0,068)	0,017-0,075	b	<0,001
	Omnica	0,064 (0,037-0,069)	0,011-0,077	b	
	A Tipi	0,066 (0,053-0,075)	0,029-0,09	b	
	C Tipi	0,173 (0,161-0,363)	0,16-0,435	a	
4mm	Trios 3	0,124 (0,116-0,14)	0,105-0,519	b	0,001
	Omnica	0,116 (0,111-0,12)	0,107-0,133	b	
	A Tipi	0,131 (0,119-0,139)	0,113-0,813	b	
	C Tipi	0,326 (0,253-0,471)	0,247-1,032	a	
6mm	Trios 3	0,168 (0,16-0,192)	0,15-0,23	b	<0,001
	Omnica	0,195 (0,175-0,204)	0,152-0,25	b	
	A Tipi	0,228 (0,172-0,259)	0,162-0,262	b	
	C Tipi	0,397 (0,365-0,533)	0,246-0,596	a	
Total	Trios 3	0,124 (0,068-0,162)	0,017-0,519	b	<0,001

Omicam	0,116 (0,069-0,175)	0,011-0,25	b
A Tipi	0,131 (0,075-0,188)	0,029-0,813	b
C Tipi	0,356 (0,246-0,436)	0,16-1,032	a

Uygulanan Kruskal Wallis testi sonucunda, ölçü yöntemleri arasında 3 eksenin toplamında, 2 mm, 4 mm, 6 mm dişeti yüksekliği olan modellerde C tipi silikon ölçü grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Buna göre, toplamda, tüm dişeti yüksekliği gruplarında C tipi silikon ölçü grubu diğer ölçü gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksek değerler göstermektedir. Trios 3, Omnicam ve A Tipi silikon ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (Çizelge 4.5).

5.TARTIŞMA

İmplantların 2, 4 ve 6 mm subgingival konumlara yerleştirildiği ve farklı ölçü materyalleri ve yöntemleri ile ölçüler üretilen bu çalışmada farklı dişeti yüksekliklerinin ve ölçü materyallerinin ölçü doğrulukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuş ve çalışmamızın boş hipotezi reddedilmiştir.

İmplant destekli protez üretiminin en önemli aşamalarından biri ağız içerisindeki implantların konumlarını ve açılanmalarını çalışma modeline doğru bir şekilde transfer etmektir (Karl et al. 2004). İmplant tedavisinde pasif uyum sağlayan ideal restorasyonlar üretmek amacıyla araştırılan konular arasında ölçü aşaması da yer almaktadır (Papaspriidakos et al. 2014, Kim et al. 2015).

Ölçü işleminin doğruluğunu ve hassasiyetini değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır (Chochlidakis et al. 2016, Bilmenoglu et al. 2020). Konvansiyonel veya dijital ölçü alımında ağız içi birçok faktör ölçü hassasiyetini etkilemektedir (Wee 2000, Filho et al. 2009, Ma ve Rubenstein 2012). Dijital ölçü ile ilgili yapılan çalışmalarda tarama cihazlarının ağız içi taramada ağız dışı taramaya kıyasla daha düşük hassasiyette sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Flügge et al. 2013). Ağız açıklığı kısıtlılığı, tükürük akışı miktarı gibi hasta kaynaklı sebeplerin bu duruma yol açabileceği düşünülmektedir (Ender et al. 2016a).

Andriessen ve ark. (2014) tarafından yapılan dişsiz mandibula dijital ölçülerinin konvansiyonel ölçülerden üretilen referans modellerle karşılaştırıldığı in vivo çalışmada 21 hastadan iTero cihazı ile intraoral optik tarama yapmıştır. Görüntülerin karşılaştırılmasında Geomagic Qualify (Geomagic, America) yazılımı kullanılmıştır. Dişsiz çenelerde özellikle implantlar arasında uzun mesafelerin olduğu vakalarda implantların optik tarama sırasında görüntü birleştirme hatası ile karşılaştığı bildirilmiştir. Aynı intraoral tarama cihazı (iTero) in vitro çalışmalarda kullanıldığında görüntü birleştirme hatası bulunmamıştır (Flügge et al. 2013). Bu duruma yol açan sebep olarak ise mukoza yüzeyinde hastaya bağlı olarak oluşacak farklılıkların, tarayıcının görüntülemeye devam edebilmek için referans nokta bulma kapasitesini etkilemesi ve bunun sonucunda yazılımın elde edilen görüntüleri hatalı birleştirme olduğu düşünülmektedir (Flügge et al. 2017). Çalışmamız hastaya bağlı faktörleri elimine ederek intraoral tarama cihazlarının ölçü doğruluğunu ve hassasiyetini optimal koşullarda değerlendirmek amacıyla in vitro olarak tasarlanmıştır.

İmplant pozisyonlarının ölçü doğruluğuna etkisini inceleyen çalışmaların büyük bir kısmı implantların açılanması üzerinde durmaktadır (Mpikos et al. 2012, Tsagkalidis et al. 2015, Papaspyridakos et al. 2016a, Arcuri et al. 2020). Bazı estetik ve anatomik nedenlerle veya kemik kaybının fazla olduğu bölgelerde, açılanmanın yanı sıra implantın derin bir diş eti pozisyonuna yerleştirilmesi gerekebilir. Bazı çalışmalarda implantlar dişeti seviyesinde (Balamurugan ve Manimaran 2013) veya supragingival (Sabouhi et al. 2015, Sabouhi et al. 2016) yerleştirilmiş ancak ölçü

tekniki, implant sayısı gibi faktörlerin ölçü doğruluğuna etkisi değerlendirilmiştir. Literatürde implantların vertikal pozisyonunun ölçü doğruluğuna etkisini değerlendiren kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda dişeti yüksekliğinin implant sayısından ve açılanmasından bağımsız olarak ölçü doğruluğuna etkisini incelemek amacıyla farklı dişeti yüksekliklerinde tek bir implant kullanılarak ölçü doğruluğu değerlendirilmiştir.

İmplantların subgingival konumlandırıldığı kapalı kaşık ölçü tekniğinin kullanıldığı klinik durumlarda ölçü parçalarının retansiyonunun azaldığı düşünülmektedir (Linkevicius et al. 2012). Çünkü ölçü parçasının bir kısmı dişeti seviyesinin altında kalacaktır. Böyle bir durumda ölçü parçasının ölçü içindeki stabilitesi etkilenebilir ve bu ölçüden elde edilen modeller de hatalı olabilir (Linkevicius et al. 2012). Subgingival derinlik ile ilgili, Lee ve arkadaşlarının yaptığı PVS ve PE ölçülerin boyutsal doğruluğunu değerlendirdikleri bir çalışmada, ana modele yerleştirilen 5 paralel implantın ikisi dişeti ile aynı seviyede biri 2 mm ikisi 4 mm derinlikte olacak şekilde ayarlanmıştır. İmplant derinliğinin PVS grubunun doğruluğu üzerinde hiçbir etkisi olmadığı belirtilmiştir. Bununla birlikte, polieter grubu için, 4 mm subgingival olarak yerleştirilmiş bir implantın ölçüsü, daha koronal olarak yerleştirilmiş bir implant ile karşılaştırıldığında daha büyük bir yatay bozulma göstermiştir. Ölçü kopinginin retatif kısmına 4 mm'lik bir uzantı eklemenin bu farkı ortadan kaldıracağı da belirtilmiştir (Lee et al. 2008a). Dijital implant ölçülerinin doğruluğunda da tarama gövdelerinin daha kısa ve daha az görünür olması doğruluğu olumsuz etkileyebilir (Flügge et al. 2017). Çalışmalarda daha subgingival konumlandırılmış implantlarla daha uzun tarama gövdelerinin kullanılması önerilmektedir (Gimenez-Gonzalez et al. 2017). Bazı çalışmalarda daha uzun tarama gövdeleri kullanılmış ve ölçü doğruluğuna katkı sağlayabileceği belirtilmiştir (Papaspyridakos et al. 2016a).

Farklı dişeti yüksekliklerinde (1, 3 ve 6 mm) implantlar yerleştirilen modelde ölçü doğruluğu değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmada benzer şekilde daha uzun ölçü kopingi kullanılarak alınan ölçüde daha az rotasyonel yer değiştirme olduğu bulunmuştur (Beyabanaki et al. 2017). İmplantların farklı gingival yüksekliklerde

(dişeti ile aynı seviyede, subgingival olarak 2 ve 4 mm) yerleştirildiği modellerden elde edilen dijital ölçülerin değerlendirildiği dört çalışmaya göre, implant derinliği ölçü doğruluğunu etkilememiştir (Giménez et al. 2014, Giménez et al. 2015a, Giménez et al. 2015b).

Bugüne kadar konvansiyonel ölçü işleminin doğruluğunu ve hassasiyetini değerlendiren çok sayıda çalışma yapılmıştır. Gelişen teknolojiyle birlikte CAD/CAM sistemlerinin dental alanda kullanımı yaygınlaşmış ve dijital ölçü de doğruluğu ve hassasiyeti değerlendirilen ölçü teknikleri arasında yerini almıştır. Sadece konvansiyonel ölçü materyallerini karşılaştıran çalışmalar (Wenz ve Hertrampf 2008, Akalin 2013, Moreira et al. 2015) ve sadece intraoral tarama cihazları arasında karşılaştırma yapan çalışmaların yanı sıra (Stimmelmayer et al. 2012a, Flügge et al. 2016, Vandeweghe et al. 2017) dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı pek çok çalışma (Lee et al. 2015, Chochlidakis et al. 2016, Amin et al. 2017) bulunmaktadır.

İmplantların üç boyutlu konumlarının konvansiyonel ölçü teknikleriyle kaydedilmesinde, doğru materyal seçimi önemli bir rol oynamaktadır. Elastomerik ölçü materyalleri arasında karşılaştırma yapan çalışmalardan birçoğu polieter ve polivinil siloksan ölçü doğrulukları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Barrett et al. 1993, Assif et al. 1999, Lorenzoni et al. 2000, Daoudi et al. 2001, Akça ve Çehreli 2004, Ortorp et al. 2005, Wenz ve Hertrampf 2008, Aguilar et al. 2010, Mostafa et al. 2010, Chang et al. 2012, Ferreira et al. 2012, Rutkunas et al. 2012, Akalin 2013). Bazı çalışmalar ise açılı implantlar için PVS ile paralel implantlar için polieter ile daha doğru sonuçlar elde edildiğini bildirmiştir (Sorrentino et al. 2010, Schmidt et al. 2018). Bazı çalışmalar da polieter ölçü materyalini daha başarılı bulmuştur (Shah et al. 2004, Del'Acqua et al. 2009).

Polivinil siloksan ve kondenzasyon silikon ölçü materyallerinin stabilitesini ve doğruluğunu akrilik dişli modeller veya diş destekli restorasyonlar üzerinde inceleyen çalışmalardan birçoğu kondenzasyon silikonu boyutsal stabilizasyon ve doğruluk

açısından daha başarısız bulmuştur (Chen et al. 2004, Faria et al. 2008, Marković et al. 2012, Vitti et al. 2013).

Polivinil siloksan ve kondenzasyon silikonu implant üzerinde inceleyen çalışmalardan Assunção ve ark. farklı açılanmalarda 4 implant yerleştirilmiş modelden elde edilen polisülfid, polieter, polivinil siloksan ve kondenzasyon silikon ölçülerini değerlendirdikleri çalışmada polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalleri diğerlerine göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Araştırmacılar kondenzasyon silikonun implant transfer ölçüsünde en kötü sonuçları verdiğini bildirmişlerdir (Assuncao et al. 2004).

Ancak bazı çalışmalarda polivinil siloksan ve kondenzasyon silikonu kullanılan ölçülerin doğruluklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ve bu malzemelerin implant ölçülerinde kullanıma uygun olduğu belirtilmiştir (Akalin et al. 2013). 4 implant yerleştirilmiş ana modele, PVS ölçü splintsiz olarak, kondenzasyon silikonu ve irreversible hidrokolloid ölçü akrilik rezinle splintlenerek uygulanan çalışmada analoglar 3 ölçü tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kondenzasyon silikonu ve irreversible hidrokolloidin splintli ölçü tekniği ile PVS kadar doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Ferreira et al. 2012). Polivinil siloksan ve kondenzasyon silikonu klinik olarak sıklıkla kullanılan materyallerdir. Bu nedenle çalışmamızın konvansiyonel ölçü grubunda polivinil siloksan ve kondenzasyon silikon ölçü materyallerinin doğruluğu karşılaştırılmıştır.

Dijital implant ölçülerinin, konvansiyonel ölçü tekniklerindeki birçok basamağı elimine etmesi sayesinde protez üretiminde hassasiyeti olumlu yönde etkileyebileceği düşünülmektedir (Howell et al. 2013). Bu durum dijital ölçünün de kliniklerde kullanımını yaygınlaştırmış ve bunun sonucu olarak konvansiyonel ölçü değerlendirmesini yapan çalışmaların yanı sıra sadece intraoral tarayıcıları değerlendiren pek çok çalışma da son yıllarda literatürde yerini almıştır (Mangano et al. 2016, Park 2016, Fukazawa et al. 2017, Güth et al. 2017, Renne et al. 2017, Bilmenoglu et al. 2020).

Bugüne kadar intraoral tarayıcıların doğruluğunu değerlendirmek amacıyla farklı çalışma tasarımları uygulanmıştır. Çalışmalarda tek diş taramaları (Mehl et al. 2009, Nedelcu et al. 2014, González et al. 2016), parsiyel ark taramaları (Ender et al. 2016b, Güth et al. 2017), tam arklar (Ender et al. 2013b, Patzelt et al. 2014, Kurz et al. 2015, Treesh et al. 2018, Schmidt et al. 2020) ve tam dişsiz çenelerin (Patzelt et al. 2013, Osnes et al. 2020) dijital taramaları üzerinde değerlendirmeler yapılmıştır.

İmplant destekli protezler için dijital ölçülerin doğruluğunu değerlendiren çalışmalar kısıtlıdır. Tek üye implant yerleştirilen modellerin (Lin et al. 2013, Nayyar et al. 2013, Joda ve Brägger 2014), 2 veya 3 implant yerleştirilmiş parsiyel dişsiz modellerin (Ajioka et al. 2016, Fukazawa et al. 2017) veya 5, 6 implant yerleştirilmiş tam dişsiz modellerin (Lin et al. 2014, Mangano et al. 2016, Imburgia et al. 2017) dijital ölçü doğruluğunu değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır.

Ölçü hassasiyetini karşılaştıran çalışmalar, intraoral tarayıcıların birçoğunda üye sayısı arttıkça hata miktarının arttığını bildirmiştir (Mangano et al. 2019). Tam ark implant destekli protezlerin üretiminde intraoral tarayıcıları değerlendiren bir derlemenin sonuçlarına göre taramaların hassasiyeti üzerinde implantlar arası mesafe, tarama gövdesinin tasarımı, tarama modeli ve uygulayıcının deneyimi etkili olmakla birlikte intraoral tarayıcıların klinik olarak kabul edilebilir oranda hata gösterdiği belirtilmiştir (Wulfman et al. 2020).

İntraoral tarayıcıların hassasiyet ve doğruluklarını değerlendiren çalışma konuları arasında tarayıcı çeşitleri arasındaki fark da yer almaktadır. Tam ark dişli modeller üzerinde intraoral tarayıcıların doğruluğunu karşılaştıran bir çalışmaya göre tam ark taramalarında doğruluğu ve hassasiyeti bakımından Trios 3, Omnicam'den daha başarılı sonuçlar verirken, parsiyel taramalar için de Omnicam daha başarılı sonuçlar vermiştir (Renne et al. 2017). Tam dişli hastalardan alınan dijital ölçülerin doğruluğunun karşılaştırıldığı in vivo çalışmada ise Trios 3'ün Omnicam'den daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Nedelcu et al. 2018). Tam dişli arkta prepare edilen bir diş için 4 intraoral tarayıcının doğruluğunu değerlendiren bir çalışmanın sonuçlarına göre hem tam dental arkın hem de prepare dişin taramalarında, Trios 3,

Omnicam'e göre daha yüksek başarı göstermiştir (Medina-Sotomayor et al. 2019). Tek üye, 2 üye ve tam ark implantların dijital ölçülerinin doğruluk ve hassasiyetinin değerlendirildiği bir çalışmada Trios 3, Omnicam'den daha az yer değiştirme miktarına sahip olduğu için daha başarılı bulunmuştur (Mangano et al. 2019).

Tam ark implant destekli protezler için True Definition, Trios 3, Omnicam, 3D progress, CS3500, CS3600, Planmeca Emerald and Dental Wings tarayıcılarının doğruluğunun 3 boyutlu değerlendirildiği bir çalışmada Trios 3'ün en iyi performansa, Omnicam'ın ise ortalama performansa sahip olduğu belirtilmiştir (Di Fiore et al. 2019). Bilmenoğlu ve ark (2020) yaptığı 6 implant yerleştirilmiş modelden 10 farklı intraoral tarayıcı kullanılarak alınan ölçülerin değerlendirildiği çalışmada Trios 3 ve Omnicam cihazları ile alınan ölçüler ana modelden diğer tarayıcılara göre daha az farklılık göstermiş ve tam ark implant ölçü alımında kullanılmak için uygun bulunmuştur. Vandeweghe ve ark' nın (2017) yaptığı bir çalışmada 6 implant yerleştirilmiş model intraoral tarayıcılarla (Lava C.O.S, True Definition, Omnicam, Trios 3) taranarak tarama cihazlarının doğruluğu değerlendirilmiştir. En yüksek doğruluk derecesine sahip olan tarayıcı; True Definition ve Trios 3 sistemleri olarak belirtilmiştir. 5 farklı intraoral tarayıcının (Omnicam, CS3600, i500, iTero Element ve Trios 3) doğruluğunu değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmada çift taraflı 6 adet implant yerleştirilmiş kısmi dişsiz mandibulanın taranmasıyla elde edilen sonuçlara göre Trios 3 ve i500, diğer tarayıcılardan daha iyi performans göstermiştir (Kim et al. 2019b). Parsiyel dişsiz (3 implant yerleştirilmiş) ve tam dişsiz (altı implant yerleştirilmiş) modellerden dört farklı intraoral tarayıcıyla (CS3600, Trios 3, Omnicam, True Definition) alınan ölçülerin doğruluğunu ve hassasiyetini karşılaştırmak amacıyla yapılan bir çalışmada her tarayıcı için parsiyel dişsiz modellerden elde edilen ölçüler daha başarılı bulunmuştur (Imburgia et al. 2017). 2 ve 3 implant yerleştirilen 2 model üzerinde farklı intraoral dijital ölçü sistemlerinin (iTero, Trios 3 ve True Definition) hassasiyetini inceleyen bir çalışmada Trios 3 ve True Definition intraoral tarayıcıların hassasiyetinin benzer olduğu, iTero tarayıcısının daha başarısız bulunduğu bildirilmiştir (Flügge et al. 2016). İntraoral tarayıcıları karşılaştıran çalışmalar incelendiğinde herhangi bir tarayıcının daha üstün olduğu

konusunda fikir birliği bulunmadığı görülmektedir. Farklı alışma tasarımları ve kullanılan intraoral tarayıcıların çeşitliliği bu duruma sebep olarak gösterilebilir. Çalışmamızda direkt dijital ölçü yöntemiyle Trios 3 ve Omnicam sistemleri ile alınan dijital ölçüler değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin hassasiyeti ile ilgili günümüze kadar yapılan çalışmalarda, ana modellerden elde edilen çalışma modellerinin hiçbiri ana model ile tam anlamıyla uyumlu bulunmamıştır (Wee 2000, Conrad et al. 2007, Mpikos et al. 2012). l ve çalışma modellerinin doğruluğunun incelendiği in-vitro çalışmaların sonuçlarına göre hem konvansiyonel hem de dijital ölçülerin hassasiyetinde değişen miktarlarda hata payı bulunmakta ve implant konumları birebir çalışma modeline aktarılmasında sıkıntılar yaşanmaktadır (Vigolo et al. 2004, Lee et al. 2008b, Stimmelmayer et al. 2012a). Çalışmamızda da deney gruplarında değişen oranlarda uyumsuzluk gözlenmiştir, kondenzasyon silikon ölçü grubu değerleri diğer gruplardan anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Dijital ve konvansiyonel ölçüleri üretilen restorasyonlara göre karşılaştıran çalışmaların birçoğu dijital ölçülerin konvansiyonel ölçülerden üstün olduğunu, ancak her ikisinin de klinik olarak kabul edilebilir değer aralığında olduğunu bildirmiştir. Dijital llerin internal uyum açısından daha başarılı bulunduğu bildirilmiştir (Abdel-Azim et al. 2014, Abdel-Azim et al. 2015, Pradiés et al. 2015, Berrendero et al. 2016, Cetik et al. 2017, Yun et al. 2017). Dijital grupta kronlar bir ara model üretmeye gerek kalmadan doğrudan tarama verilerinden, konvansiyonel grupta ise silikon ölçü ve alçı modellerden üretilmekte bu da deformasyonlara neden olabilmektedir. Ortaya çıkan sonuç araştırmacılar tarafından çalışma prosedürü farkı ile açıklanmıştır (Syrek et al. 2010, Almeida et al. 2014, Su ve Sun 2016, Zarauz et al. 2016). Dijital llerin marjinal bölge için internal uyum ortalama değerlerine kıyasla daha az uyum göstermesinin, uygulanan metot ve ölçüm tekniklerindeki değişikliklerden kaynaklanabileceği, ayrıca bu farklılığın pudralama işlemi sırasında marjinal bölgede toz birikiminden kaynaklı olabileceği söylenmiştir (Chandran et al. 2019).

İmplant ölçülerini değerlendiren çalışmalarda dijital ölçüleri daha başarılı bulan çalışmalar da vardır. Roig ve ark. (2020) yaptığı çalışmada 14 ve 16 diş bölgelerine paralel 2 implant yerleştirilen model kullanılmış, 3 farklı konvansiyonel ölçü tekniği (açık kaşık splintli, açık kaşık splintsiz, kapalı kaşık) ile 4 farklı optik tarama cihazının (Omnicam, True Definition, Trios 3, CS 3600) doğruluğu değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre elastomerik ölçülerle karşılaştırıldığında, tarama ölçüleri daha gelişmiş hassasiyet göstermiştir. Trios 3 ve CS3600 önemli ölçüde daha doğru sonuçlar göstermiştir.

2 farklı ağız içi tarayıcı (Omnicam ve True Definition) kullanılan dijital implant taramalarının doğruluğunu polieter konvansiyonel ölçülerle karşılaştırmak amacıyla yapılan in vitro çalışmada 30 derecelik açılma ile 2 implant analogu yerleştirilmiş kısmi dişsiz mandibular modeller kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm ölçü tekniklerinin doğruluğunun klinik olarak kabul edilebilir düzeylerde olduğu ancak True Definition cihazının en az 3D yer değiştirme değerlerine sahip olduğu belirtilmiştir (Marghalani et al. 2018).

Tam ark implant ölçülerinin doğruluklarının karşılaştırıldığı çalışmada 3 tanesi paralel biri 10°, biri 15° açılı 5 implant yerleştirilmiş modelden, iki farklı ağız içi tarayıcı (Omnicam ve True Definition) ile dijital ölçüler, polieter ile konvansiyonel ölçüler elde edilmiştir. True Definition ve Omnicam ile elde edilen ölçüler, splintli açık kaşık tekniğiyle elde edilen konvansiyonel ölçülerden önemli ölçüde daha doğru bulunmuştur. True Definition tarayıcı için Omnicam ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha az 3D yer değiştirme tespit edilmiştir (Amin et al. 2017).

Bahsedilen çalışmalardan farklı olarak konvansiyonel ve dijital ölçü doğruluklarını karşılaştıran çalışmalardan konvansiyonel ölçüyü daha başarılı bulan çalışmalar da mevcuttur (Revilla-León et al. 2020).

Polivinil siloksan (PVS) ölçü materyali ve iki farklı ağız içi tarayıcı (Trios 3 ve Omnicam) ile elde edilen tam ark ölçülerin doğruluğunu karşılaştırmayı amaçlayan bir

çalışmada dijital modeller üst üste getirilerek tersine mühendislik yazılımı (Geomagic Control, 3D Systems) ile yer değiştirme miktarları hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre konvansiyonel ölçüler, iki intraoral tarayıcıya kıyasla daha gelişmiş ortalama doğruluk değeri vermiştir. İki dijital tarayıcı arasında ise önemli bir fark bulunmamıştır (Malik et al. 2018). İn vivo ve in vitro tam ark için konvansiyonel ölçü ve dijital ölçüyü karşılaştıran çalışmalarda benzer sonuçlar bulunmuştur (Ender ve Mehl 2013b, Ender ve Mehl 2015, Ender et al. 2016a, Kuhr et al. 2016).

İki ağız içi tarayıcı (True Definition, Omnicam) ve konvansiyonel polieter ölçülerden elde edilen alçı modellerin doğruluğunu karşılaştırmak amacıyla yapılan bir çalışmada posterior dişsiz modellerde aralarında 30° açı olacak şekilde 2 implant yerleştirilmiştir. Sonuç olarak konvansiyonel ölçüler dijital ölçülere göre daha başarılı bulunmuştur. Ayrıca Omnicam ölçülerinden üretilen modellerin, True Definition ölçülerinden üretilen modellere kıyasla daha iyi bir hassasiyete sahip olduğu belirtilmiştir (Alshawaf et al. 2018).

Tek üye implantı olan 5 hastadan 3 dijital (iTero, True Definition, Trios 3) ve 1 konvansiyonel (polieter) yöntemle ölçü alınarak hassasiyetlerinin değerlendirildiği bir çalışmada ortalama hassasiyet değerlerinin konvansiyonel iş akışında tüm dijital iş akışlarına kıyasla daha uygun olduğu belirtilmiştir (Mühlemann et al. 2018).

Posterior bölgelerde iki implantı olan 36 hasta üzerinde yapılan dijital ölçü tekniğinin (Trios 3) konvansiyonel ölçü tekniklerine (pick-up ve transfer) kıyasla doğruluğunu değerlendiren çalışmanın sonuçlarına göre, dijital ölçü tekniği daha düşük doğruluk değerleri vermiştir. İntraoral dijital implant ölçülerinin parsiyel dişsiz çenelerde çok büyük mesafe ve açılma hatası gösterdiği bildirilmiştir (Alsharbaty et al. 2019).

Posterior bilateral 2 implant yerleştirilen modellerde dijital ölçü (Trios 3) ve konvansiyonel ölçü (PVS) yöntemlerinin üç boyutlu doğruluğunu ve klinik kabul

edilebilirliğini değerlendiren başka bir çalışmada dijital lu kullanılarak üretilen modeller daha başarısız bulunmuştur (Basaki et al. 2017).

Posterior iki implant yerleştirilen bir ana modelden; intraoral tarayıcı (Lava COS) kullanılarak üretilen sanal bir modeli, açık kaşık PVS silikon lu kullanılarak üretilen alçı model ile karşılaştırarak doğruluklarını değerlendiren başka bir çalışmada ise dijital yöntemde konvansiyonel yönteme göre daha fazla hata bulunmuştur (Ajioka et al. 2016).

Konvansiyonel luilerle dijital luileri karşılaştıran başka bir çalışmada ana modelde iki implant; 0, 10 ve 20 derecelik bukkolingual aılanma ile yerleştirilmiş, deney gruplarındaki 3D yer değiştirme miktarları karşılaştırılmıştır. En başarılı sonuç paralel implantlarda konvansiyonel lu ile elde edilmiştir. Açılı implantlarda konvansiyonel ve dijital lu grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Chia et al. 2017).

Konvansiyonel ve dijital luilerin hassasiyetini değerlendiren çalışmaların bazılarında ise iki lu tekniği arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Diş destekli sabit protezler için konvansiyonel luilerle dijital luilerin karşılaştırıldığı birçok çalışma, dijital lu tekniği ile üretilen restorasyonların, konvansiyonel lu tekniği ile üretilenlere kıyasla benzer marjinal uyumsuzluk gösterdiğini bildirmiştir (Abdel-Azim et al. 2015, Berrendero et al. 2016, Chochlidakis et al. 2016).

Tam ark luileri karşılaştıran bir in vitro çalışmada, dijital luilerin doğruluğunun konvansiyonel luilerin doğruluğuna benzer olduğu sonucu bildirilmiştir. Araştırmacılar tarafından her iki (Lava C.O.S. ve Bluecam) dijital lu grubunda da tarama öncesinde uygulanan pudralama işlemi nedeniyle tarama doğruluğunun etkilendiği düşünülmüştür (Ender ve Mehl 2011). Konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı modeller ile dijital ölçüden üretilen modelleri karşılaştıran bir çalışma da dijital modelleri, konvansiyonel modeller ile karşılaştırılabilir doğrulukta bulmuştur (Lee et al. 2015).

Tam ark açılı ve paralel beş implant yerleştirilen çenelerden doğruluklarını karşılaştırmak amacıyla konvansiyonel (implant seviyesi-dayanak seviyesi ve splintli-splintsiz) ve dijital (Trios 3) ölçüler alınmıştır. Splintlenmemiş, implant seviyesi ölçü grubu ve kontrol grubu arasında anlamlı 3D farklılıklar bulunurken diğer gruplarda anlamlı bir fark bulunamıştır (Papaspriidakos et al. 2016a). Benzer yöntemle Cho ve ark. (2015) diş destekli protezler için yaptığı çalışmada dijital ve konvansiyonel ölçüleri karşılaştırmış, internal ve marjinal bitiş çizgisi alanında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir.

Ribeiro ve ark yaptığı çalışmada paralel ve açılı implantlardan konvansiyonel ve dijital ölçülerle elde edilen modeller dijital ortamda tersine mühendislik yazılımı kullanılarak üst üste getirilmiştir ve 3 boyutlu yer değiştirme miktarı ölçülmüştür. İn vitro çalışmadan elde edilen sonuçlara göre tam ark dijital ölçülerin doğruluğu konvansiyonel ölçülerin doğruluğuna yakın bulunmuştur (Ribeiro et al. 2018).

Dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerinin doğruluğunu tek üye ve tam ark implant destekli altyapıların marjinal uyumu ile değerlendirilen bir çalışmada tek üyeler için, konvansiyonel iş akışında, tam ark altyapılar için ise dijital iş akışında daha uyumlu restorasyonlar elde edildiği gözlemlenmiştir (Abdel-Azim et al. 2014).

Konvansiyonel ve dijital ölçülerin doğruluğunu karşılaştıran çalışmaları inceleyen bir derlemede, dijital implant ölçülerinin konvansiyonel implant ölçüleri kadar doğru olduğu belirtilmiştir. Konvansiyonel ölçülerin doğrusal ve açılal yer değiştirme miktarı, parsiyel dişsiz çenelerde tam dişsiz çenelere göre daha az bulunmuştur. Dijital implant ölçülerinde ise tam dişsiz ve parsiyel dişsiz çeneler için fark bulunmamıştır (Flügge et al. 2018). Alikhasi ve ark.'nın yaptığı, konvansiyonel ve dijital implant ölçülerinin doğruluğunu değerlendiren 8 in vitro ve 2 in vivo çalışmadan oluşan derlemede 10 çalışmadan 5'i dijital ölçülerin daha fazla hata içerdiğini bildirmiştir ve 5 tanesi de dijital ve konvansiyonel ölçüler arasında neredeyse benzer doğruluk bulmuştur. 2 in vivo çalışma, implant ölçüleri için dijital tarayıcıların doğruluğunun yetersiz olduğunu bildirmiştir (Alikhasi et al. 2017).

Literatür incelendiğinde, tek diş restorasyonu ve 2, 3 üyeli sabit protezler için dijital ölçülerin klinik olarak yeterliliğinin konvansiyonel ölçülere benzer kabul edildiği görülmektedir (Joda ve Brägger 2015, Schepke et al. 2015, Joda et al. 2017, Sakornwimon ve Leevailoj 2017). Bu tür az üyeli restorasyonlar için dijital ölçülerle elde edilen doğruluk ve kesinlik, konvansiyonel ölçülerle karşılaştırılabilir olarak belirtilmiştir (Seelbach et al. 2013, Rhee et al. 2015, Gjølvd et al. 2016, Serag et al. 2018). Bazı araştırmacılar da 3'ten az implantın olduğu klinik durumlarda konvansiyonel ölçülerin, 4 ve daha fazla implant olduğunda ise dijital taramaların daha doğru olduğu sonucuna varmıştır (Rech-Ortega et al. 2019). Ancak yine de literatürde konvansiyonel ve dijital ölçü netliği ile ilgili bir fikir birliğine varılamamıştır. Çalışmamızda tek implant için dijital ölçü ve A tipi silikon ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, C tipi silikon ölçü grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farkla birlikte daha fazla yer değiştirme değerleri görülmüştür.

Konvansiyonel ve dijital ölçülerde meydana gelen doğrusal ve açısal yer değiştirme miktarı değerlendirilirken, doğrudan ölçü ve modellerin değerlendirildiği çalışmaların yanı sıra (Calesini et al. 2014, Amin et al. 2017) üretilen restorasyonlar üzerinden ölçü doğruluğunu değerlendiren birçok çalışma da mevcuttur (Syrek et al. 2010, Chandran et al. 2019).

Bu çalışmalar için dikkate alınması gereken bir nokta şudur; ortaya çıkan yer değiştirme değerleri ölçü alımı ve implant destekli protez üretimindeki birçok adımı kapsamaktadır (Zen et al. 2015). İntraoral tarama cihazlarının netliğinin ölçülmesinde de, üretilen restorasyonların internal ve marjinal uyumunun ölçülmesi yetersiz kalabilmektedir. Çünkü restorasyonun uyumu; restorasyonun üretiminde kullanılan materyaller, freze cihazının etkinliği, kullanılan frez uçlarının kalitesi gibi faktörlerden de etkilenmektedir. Bu nedenlerle, intraoral tarama cihazlarının etkinliğini, restorasyonun uyumunun ölçülmesi yöntemi ile belirlemek, restorasyonun üretimi sırasında ortaya çıkabilecek hataları da elde edilen sonuçlara yansıtacaktır (Syu et al. 1993, Schmalz et al. 1995, Luthardt et al. 2005, Mehl et al. 2009). Üretim aşamalarındaki hata payını ortadan kaldırmak için çalışmamızda üretilen

restorasyonlar değil ölçülerden elde edilen modeller değerlendirilmeye tabi tutulmuştur.

Ölçü doğruluğunu değerlendirirken referans ve deney modelleri arasındaki doğrusal ve açısal yer değiştirme miktarını inceleyen pek çok çalışma CMM kullanmıştır (Alikhasi et al. 2013, Bergin et al. 2013, Ehsani et al. 2013, Wegner et al. 2013, Ng et al. 2014, Di Fiore et al. 2015, Ebadian et al. 2015, Geramipannah et al. 2015, Tsagkalidis et al. 2015, Selvaraj et al. 2016, Shankar et al. 2016, Siadat et al. 2016, Beyabanaki et al. 2017, Fukazawa et al. 2017, Ghahremanloo et al. 2017, Gupta et al. 2017, Alsharbaty et al. 2019).

Kullanılan diğer yöntemler arasında; mikroskoplar (Chang et al. 2012, Akalin et al. 2013, Ibrahim ve Ghuneim 2013, Aldosari 2014, Aldosari et al. 2015, Ghanem et al. 2016, Haghi et al. 2017), dijital mikrometreler (Al Quran et al. 2012, Tarib et al. 2012), profil projektör (Reddy et al. 2013, Vigolo et al. 2014) veya lazer ölçüm makinesi (Eliasson ve Örtorp 2012) sayılabilir. Ayrıca doğrusal mesafelerin ölçümleri için alçı modellerin standart fotoğrafları üzerinde değerlendirme yapan çalışmalar da vardır (Rutkunas et al. 2012, Ibrahim ve Ghuneim 2013, Hazboun et al. 2015).

Literatürde bir intraoral tarayıcının doğruluğunu değerlendirmenin en doğru yolunun taramalarını, bir endüstriyel makine (endüstriyel optik tarayıcı, koordinat ölçüm makinesi) ile elde edilen bir referans taramasıyla üst üste getirmek olduğu söylenmiştir (Aragón et al. 2016, Chochlidakis et al. 2016, Goracci et al. 2016, Imburgia et al. 2017, Mangano et al. 2017, Ahlholm et al. 2018). İntraoral tarayıcıların doğruluğunu değerlendirmek için hem görüntülerin birleştirilerek eşleştirilmesi yöntemi (Mangano et al. 2016, Bohner et al. 2017, Güth et al. 2017, Imburgia et al. 2017, Renne et al. 2017, Medina-Sotomayor et al. 2019) hem de iki ayrı görüntü üzerinden mesafe ölçümü ile karşılaştırma yöntemi kullanılabilir (Ajioka et al. 2016, Fukazawa et al. 2017, Di Fiore et al. 2019). Bazı çalışmalarda intraoral ve laboratuvar tarayıcıların doğruluğunun karşılaştırılması da stl verilerin eşleştirilmesi yoluyla yapılmıştır (Emir ve Ayyıldız 2019, Pagano et al. 2019). Bu görüntülerin veya modellerin eşleştirilmesinden sonra, farklılıkları gösteren renkli haritalar oluşturmak

için tersine mühendislik yazılımları da sıklıkla kullanılabilir (Imburgia et al. 2017). Tarama verilerinin üst üste getirilerek değerlendirilmesini sağlayan yazılımlar, farklı gruplar arasındaki farklılıkları 3 boyutlu olarak ölçmek ve karşılaştırmak için etkili ve hassas bir tekniktir ve güncel araştırmalar için önerilen teknik olarak belirtilmektedir (Papaspıridakos et al. 2014).

2020 yılında yapılan tarama gövdesi materyali, pozisyonu ve uygulayıcının, Trios 3 tam ark intraoral tarama doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmada stl veriler özel bir yazılım (Geomagic Studio 12, ABD) üzerinde üst üste getirilerek değerlendirilmiştir (Arcuri et al. 2020). Tam dişli ark taramalarında 3 intraoral tarayıcının (Omnicam, True Definition, Trios 2) farklı tarama şekillerinde yer değiştirme miktarlarının incelendiği bir çalışmada tarama verileri standart bir STL dosyası formatında dışa aktarılmış ve bir tersine mühendislik yazılımı olan GOM Inspect yazılımı ile analiz edilmiştir (Schmidt et al. 2020). Benzer yöntemi kullanan başka bir çalışmada ana modelin 7 intraoral tarayıcı kullanılarak taranması ile elde edilen dijital tarama verileri Geomagic Control X (3D Systems, Santa Ana, CA, USA) programı üzerinde üst üste getirilmiş ve yer değiştirme miktarları karşılaştırılmıştır (Bocklet et al. 2019).

Dijital implant taramalarının doğruluğunu konvansiyonel ölçülerle karşılaştırmak amacıyla yapılan çalışmalarda ise konvansiyonel ölçü veya alçı model taranarak dijital verisi elde edilmekte ve bilgisayar programı üzerinde ana model ile karşılaştırılabilmektedir (Öngül et al. 2012, Stimmelmayr et al. 2012a, Stimmelmayr et al. 2012b, Howell et al. 2013, Ono et al. 2013, Pozzi et al. 2013, Gökçen-Rohlig et al. 2014, Lin et al. 2015, Sabouhi et al. 2015, Shim et al. 2015b, Pera et al. 2016, Sabouhi et al. 2016, Amin et al. 2017, Basaki et al. 2017, Marghalani et al. 2018). Bu yöntemi ölçü doğruluğunun değerlendirilmesinde kullanan pek çok çalışma vardır (Papaspıridakos et al. 2016b, Amin et al. 2017). Ancak Güth ve ark. (2016) görüntü hatalarının fazlalığı nedeniyle sadece parsiyel modellerin değerlendirilmesinde bu yöntemin kullanılmasını önermektedir.

Özetleyecek olursak ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi uzun yıllardır diş hekimliği çalışmalarında yer almaktadır. Bunun için farklı değerlendirme teknikleri geliştirilmiştir. Bazı çalışmalarda restorasyon üretildikten sonra dayanak ve restorasyon arasındaki marjinal ve internal uyumun ölçülmesi şeklinde, az sayıda çalışmada deney modellerine implant destekli altyapıların yerleştirilmesinin ardından gerilimin ölçülmesi şeklinde değerlendirilmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte referans model ve deney modeli arasındaki uyumsuzluğun veya alınan referans noktalar arasındaki mesafelerin dijital ortamda karşılaştırılması da sıklıkla kullanılmaktadır. Çalışmamızda da ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi için ana model ve konvansiyonel ölçüden elde edilen parsiyel alçı modeller, yüksek çözünürlüklü bir endüstriyel tarayıcı kullanılarak dijitalleştirilmiş daha sonra tüm dijital veriler, ana modelin dijital görüntüsü ile eşleştirilerek x, y, z eksenlerinde yer uyumsuzluklar belirlenmiştir.

Doğrusal yer değiştirme miktarının değerlendirilmesi, implant ölçülerinin doğruluğunu değerlendirmede en sık kullanılan yöntemdir. Doğrusal distorsiyon miktarını ölçmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. İmplant veya dayanak merkezlerini referans alarak aralarındaki doğrusal mesafeyi (tek bir düzlemde) ölçmek, implant veya dayanak merkezlerinin 3 boyuttaki yer değiştirme miktarını (D_x , D_y , D_z) ölçmek, implant veya dayanak merkezlerinin doğrusal mesafedeki toplam değişim miktarını (D_r , $D_r^2 = D_x^2 + D_y^2 + D_z^2$) ölçmek bu yöntemlerden bazılarıdır. İmplant veya dayanak yer değiştirmesi, bir implant ölçüsünün doğruluğunu değerlendirmede önemli bir faktördür. Bu nedenle x, y ve z eksenlerinde her bir implantın veya dayanak orta noktasının yer değiştirme miktarının değerlendirilmesi doğrusal distorsiyon miktarını ölçmek için en mantıklı değerlendirme yöntemi gibi görünmektedir. Ancak bir ölçü tekniği, diğer ölçü tekniğinden x eksen yönünde daha fazla yer değiştirme, ancak başka bir ekseninde daha az yer değiştirme ile sonuçlandığında, hangi ölçü tekniğinin daha doğru olduğunu belirlemek zorlaşmaktadır. Bu nedenle, birçok çalışma, hangi ölçü tekniğinin daha doğru olduğunu belirlemek için toplam 3 boyutlu yer değiştirme (D_r) miktarını da

değerlendirmiştir (Kim et al. 2015). Çalışmamızda 3 eksendeki yer değiştirme miktarları ve toplam yer değiştirme miktarı birlikte değerlendirilmiştir.

Ölçü doğruluğunu, referans modellerde ve deney modellerinde implantlara yerleştirilen tarama gövdesi veya ölçü postları arasındaki üç boyutlu yüzey değişimlerinin ölçümü ile değerlendiren çalışmalar da bulunmaktadır (Papaspriidakos et al. 2012, Calesini et al. 2014, Kurtulmus-Yilmaz et al. 2014, Lee et al. 2015, Papaspriidakos et al. 2016a, Papaspriidakos et al. 2016b, Amin et al. 2017, Vandeweghe et al. 2017). Ancak ölçü parçalarının implanta bağlanmasında yer değiştirmeler olabilmekte ve bu nedenle ölçü parçalarının pozisyonlarının karşılaştırılması klinik ve laboratuvar prosedürlerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında istenilen sonucu verememektedir (Chia et al. 2017).

Kim ve ark. (2019) yaptığı çalışmada bu nedenlerden ötürü tarama gövdesi pozisyonlarını değil, ana modeldeki implant analoglarının pozisyonlarını, konvansiyonel alçı modellerin dijital verileriyle ve intraoral dijital taramalarla elde edilen dijital modellerle karşılaştırmıştır. Sonuç olarak konvansiyonel ölçünün tam ark modelinde intraoral tarayıcı kullanılarak elde edilen dijital taramadan önemli ölçüde daha az doğrusal yer değiştirmelere sebep olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda bu nedenlerle ana modele yerleştirilmiş olan implant analoglarında meydana gelen konum değişiklikleri değerlendirilmiştir.

6. SONUÇLAR

Paralel yerleştirilmiş tek implant içeren modellerden alınan ölçülerin doğruluğuna konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin ve implantın vertikal konumunun etkisinin incelendiği bu in vitro çalışmada çalışma sınırları dâhilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Ana modeldeki implant pozisyonları, hiçbir deney modeline birebir transfer edilememiştir. Her ölçü grubunda hata payı bulunmaktadır.
2. Omnicam ve Trios 3 intraoral tarayıcı grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
3. Ölçü doğruluğu karşılaştırıldığında konvansiyonel ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. C tipi silikon ölçü grubunda A tipi silikon ölçü grubuna göre daha fazla yer değiştirme değerleri görülmüştür.
4. İmplantın vertikal derinliği ölçü doğruluğunu etkilemektedir. Farklı dişeti seviyelerindeki ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Derin yerleşimli implant ölçüleri daha fazla yer değiştirme miktarına sahiptir. En fazla yer değiştirme miktarı 6 mm derinlikte en az yer değiştirme miktarı ise 2 mm derinlikte yerleştirilen implantlarda bulunmuştur.

7. KAYNAKÇA

3M ESPE (2009) Lava Chairside Oral Scanner User Guide Version 2.0. Erişim: [<http://multimedia.3m.com/mws/media/546536O/lava-chairside-oral-scannerbrochure.pdf>]. Erişim tarihi:05.09.2020

3M ESPE. (2014). True Definition Scanner Technical Specifications. Erişim: [<https://multimedia.3m.com/mws/media/931491O/3m-true-definition-scanner-white-paper.pdf>]. Erişim tarihi:05.09.2020

3Shape A/S (2014) Digital Impression Solution. Erişim: [<https://docplayer.net/21477507-Trios-digital-impression-solution.html>] Erişim tarihi: 05.10.2020

ABDEL-AZIM T, ROGERS K, ELATHAMNA E, ZANDINEJAD A, METZ M, MORTON D (2015) Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 114:554-559.

ABDEL-AZIM T, ZANDINEJAD A, ELATHAMNA E, LİN W, MORTON D (2014). The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant-Based Single Units and Complete-Arch Frameworks. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29: 1281-1288.

AGUILAR ML, ELIAS A, VIZCARRONDO C, PSOTER WJ (2010). Analysis of three-

dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103: 202-209.

AHLHOLM P, SIPILA K, VALLITTU P, JAKONEN M, KOTIRANTA U (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 27: 35-41.

AHMAD I (2012). Section 10: Materials for indirect restorations. In *Prosthodontics at a Glance*.

AJIOKA H, KIHARA H, ODAIRA C, KOBAYASHI T, KONDO H (2016). Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by intra-oral optical impression. *PLoS ONE*, 11: e0164048.

AKALIN ZF, ÖZKAN YK, EKERİM A (2013). Effects of Implant Angulation, Impression Material, and Variation in Arch Curvature Width on Implant Transfer Model Accuracy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28: 149–157.

AKÇA K, ÇEHRELİ MC (2004). Accuracy of 2 Impression Techniques for ITI Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19: 517-523.

AKTÖRE H., KURTULMUŞ-YILMAZ S. (2015). The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(2):214-227.

AL-RABAB'AH MA, MACFARLANE TV, MCCORD JF (2008). Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(3):109-15.

AL QURAN FA, RASHDAN BA, ABU ZOMAR ARA, WEINER S (2012). Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence International*, 43(2), 119–125.

ALBREKTSSON T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(1):75-84.

ALDOSARI AMA (2014). Does steam autoclaving affect the accuracy of implant impression systems? *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 4:550–554.

ALDOSARI AMA, ALBAKER AM, ALSHIHRI AA, ALJADEED MI, ALWARDI LA, ANIL S (2015). Accuracy of interchangeable implant impression systems: An in vitro pilot study. *Implant Dentistry*, 24(3):317-22.

- ALIKHASI M, ALSHARBATY MHM, MOHARRAMI M (2017). Digital implant impression technique accuracy: A systematic review. *Implant Dentistry*, 26(6):929-935.
- ALIKHASI M, BASSIR SH, NAINI, R. B. (2013). Effect of Multiple Use of Impression Copings on the Accuracy of Implant Transfer. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2):408-14.
- ALIKHASI M, SIADAT H, MONZAVI A, MOMEN-HERAVI F (2011). Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *Journal of Oral Implantology*, 37: 649-657.
- ALMEIDA E SILVA JS, ERDELT K, EDELHOFF D, ARAUJO E, STIMMELMAYR M, VIEIRA LC, GUTH JF (2013) Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*; 18(2):515-23.
- ALSHARBATY MHM, ALIKHASI M., ZARRATI S, SHAMSHIRI AR (2019). A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28(4):902-908.
- ALSHAWAF B, WEBER HP, FINKELMAN M, EL RAFIE K, KUDARA Y, PAPASPYRIDAKOS P (2018). Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 29(8):835-842.
- AMIN S, WEBER HP, FINKELMAN M, EL RAFIE K, KUDARA Y, PAPASPYRIDAKOS P (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 28: 1360-1367.
- ANDERSSON M, ODÉN A (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1):59-64.
- ANDRIESSEN FS, RIJKENS DR, VAN DER MEER WJ, WISMEIJER DW (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111: 186-194.
- ARAGÓN ML, PONTES LF, BICHARA LM, FLORES-MIR C, NORMANDO D (2016). Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: A systematic review. *European Journal of Orthodontics*, 38: 429-434.
- ARCURI L, POZZI A, LIO F, ROMPEN E, ZECHNER W, NARDI A (2020). Influence of

implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2):128-136.

ASSIF D, FENTON A, ZARB G, SCHMITT A (1992). Comparative accuracy of implant impression procedures. *Implant Dentistry*, 1(4): 303.

ASSIF D, MARSHAK B, SCHMIDT A. (1996). Accuracy of implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11(2): 216-222.

ASSIF D, NISSAN J, VARSANO I, SINGER A (1999). Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(6): 885–888.

ASSUNÇÃO WG, BRITTO RC, RICARDO BARÃO VA, DELBEN JA, DOS SANTOS PH (2010). Evaluation of Impression Accuracy for Implant at Various Angulations. *Implant Dentistry*, 19(2): 167-174.

ASSUNÇÃO WG, CARDOSO A, GOMES EA, TABATA LF, DOS SANTOS PH (2008a). Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 - Influence of transfer copings surface abrasion. *Journal of Prosthodontics*, 17(8):641-7.

ASSUNÇÃO WG, FILHO GH, ZANIQUEILI O (2004). Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dentistry*, 13: 358-366.

ASSUNÇÃO WG, TABATA LF, CARDOSO A, ROCHA EP, GOMES EA (2008b). Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dentistry*, 17: 248–256.

AUGTHUN M, DENT M, CONRADS G, NAT R (1997). Microbial Findings of Deep Peri-implant Bone Defects. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12(1):106-12.

BALAMURUGAN T, MANIMARAN P. (2013). Evaluation of accuracy of direct transfer snapon impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(3):226-32.

BARRETT MG, DE RIJK WG, BURGESS JO (1993). The Accuracy of Six Impression Techniques for Osseointegrated Implants. *Journal of Prosthodontics*, 2: 75-82.

- BASAKI K, ALKUMRU H, DE SOUZA G, FINER Y (2017). Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4):792–799.
- BERGIN JM, RUBENSTEIN JE, MANCL L, BRUDVIK JS, RAIGRODSKI AJ (2013). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4):243-51.
- BERRENDERO S, SALIDO MP, VALVERDE A, FERREIROA A, PRADIES G (2016) Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Invest*; 20:1714-6.
- BESL PJ, MCKAY ND (1992). A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2):239-256.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9): 505-511.
- BEYABANAKI E, SHAMSHIRI AR, ALIKHASI M, MONZAVI A (2017). Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *Journal of Prosthodontics*, 26(1):48-55.
- BİLGİN MS, BAYTAROĞLU EN, ERDEM A, DİLBER E (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, 10(2):286-291.
- BİLMENOĞLU C, CİLİNGİR A, GECKİLİ O, BİLHAN H, BİLGİN T (2020). In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 3913(19):30754-1.
- BIRNBAUM NS, AARONSON HB (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29: 494, 496, 498-505.
- BOCKLET C, RENNE W, MENNITO A, BACRO T, LATHAM J, EVANS Z, NASH J (2019). Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthodontics and Craniofacial Research*, 22(1):168-174.
- BOEDDINGHAUS M, BRELOER ES, REHMANN P, WOSTMANN B (2015) Accuracy of

single tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*, 19:2027-2034.

BOENING KW, WOLF BH, SCHMIDT AE, KASTNER K, WALTER MH (2000) Clinical fit of Procera All-Ceram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84: 419-424.

BOHNER LOL, DE LUCA CANTO G, MARCIÓ BS, LAGANÁ DC, SESMA N, TORTAMANO NETO P (2017). Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5):617-623.

BURAWI G, HOUSTON F, BYRNE D, CLAFFEY N (1997). A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77: 68-75.

BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T, PATTERSON EA (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6):592-9.

BURNS J, PALMER R, HOWE L, WILSON R (2003). Accuracy of open tray implant impressions: An in vitro comparison of stock versus custom trays. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89: 250-255.

BUTTA R, TREDWIN CJ, NESBIT M, MOLES DR (2005). Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(6):540-4.

CABRAL LM, GUEDES CG (2007). Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dentistry*, 16(2): 187-194.

CALESINI G, ZARONE F, SORRENTINO R, MICARELLI C, FABIANELLI A, PAPACCHINI F, GHERLONE E (2014). Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: An in vitro study. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(3):822-7.

CAMPAGNI WV, PRESTON JD, REISBICK MH (1982). Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 47: 606-611.

CAPUTI S, VARVARA G (2008) Dimensional accuracy of resultant casts made by amonophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 99(4):274-81.

- CARESTREAM HEALTH INC. (2013) CS 3500 Intraoral Scanner Technical Specifications. Erişim:[<https://www.atlasresell.com/sites/default/files/CS3500%20Brochure%20US.pdf>] Erişim tarihi: 02.09.2020
- CARLSSON K, DANIELSSON PE, LILJEBORG A, MAJLÖF L, LENZ R., ÅSLUND N. (1985). Three-dimensional microscopy using a confocal laser scanning microscope. *Optics Letters*, 10(2):53-5.
- CARR AB (1992a). A comparison of impression techniques for a five implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*,6: 448-455.
- CARR AB (1992b). Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*,7: 468-475.
- ÇEHRELİ MC, AKÇA K (2006). Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: An in vitro study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 26(4):379-85.
- CETIK S, BAHRAMI B, FOSSOYEUX I, ATASH R (2017). Adaptation of zirconia crowns created by conventional versus optical impression: In vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3):208-216.
- CHAI JV, YEUNG TC. (1991). Wettability of nonaqueous elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics.*, 4(6): 555–560.
- CHANDRAN SK, JAINI J, BABU AS, MATHEW A, KEEPANASSERIL A (2019). Digital Versus Conventional Impressions in Dentistry: A Systematic Review. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*, 13(4): 1-6.
- CHANG WG, VAHIDI F, BAE KH, LIM BS (2012). Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *The International Journal of Prosthodontics*, 25: 44-47.
- CHEE W, JIVRAJ S. (2006). Impression techniques for implant dentistry. *British Dental Journal*, 201(7):429-32.
- CHEN SY, LIANG WM., CHEN FN (2004). Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry*, 32(8):603-9.
- CHIA VA, ESGUERRA RJ, TEOH KH, TEO JW, WONG KM, TAN KB (2017). In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant

Angulation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32: 313-321.

CHO SH, SCHAEFER O, THOMPSON GA, GUENTSCH A (2015) Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*; 113:310-315.

CHOCHLIDAKIS KM, PAPASPYRIDAKOS P, GEMINIANI A, CHEN CJ, FENG IJ, ERCOLI C (2016) Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*; 116:184-90.

CHOI JH, LIM YJ, YIM SH, KIM CW (2007). Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22: 761-768.

CHRISTENSEN GJ (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9):1301-3.

CHRISTENSEN GJ (2008a). Ensuring accuracy and predictability with double-arch impressions. *Journal of the American Dental Association*, 139(8):1123-5.

CHRISTENSEN GJ (2008b). Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *Journal of the American Dental Association*, 139(6):761-3.

CHRISTENSEN GJ (2009). Impressions are changing: Deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *Journal of the American Dental Association*, 140(10):1301-4.

CHRISTENSEN GJ (2019). Misch's Contemporary Implant Dentistry. *Elsevier, Mosby*.

CONRAD HJ, PESUN IJ, DELONG R, HODGES JS (2007). Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97: 349-356.

COOPER LF (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics*, 18(2):116-22.

DAOUDI MF, SETCHELL DJ, SEARSON LJ. (2001). A Laboratory Investigation of the Accuracy of Two Impression Techniques for Single Tooth Implants. *International Journal of Prosthodontics*, 14: 152-158.

- DAOUDI MF, SETCHELL DJ, SEARSON LJ (2003). A laboratory investigation of the accuracy of the repositioning impression coping technique at the implant level for single-tooth implants. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 14(2):152-8.
- DAVIDOWITZ G, KOTICK PG (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3):559-70.
- DE LA CRUZ JE, FUNKENBUSCH PD, ERCOLI C, MOSS ME, GRASER GN, TALLENTS RH (2002). Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(3):329-36.
- DEL'ACQUA MA, CHÁVEZ AM, AMARAL ALC, COMPAGNONI MA, MOLLO F (2009). Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(4), 771–776.
- DEL'ACQUA MA, CHÁVEZ AM, COMPAGNONI MA, MOLO F (2010). Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(4): 715–721.
- DEL'ACQUA MA, ARIOLI-FILHO J, COMPAGNONI M (2008). Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 23(2):226-36.
- DELONG R, HEINZEN M, HODGES JS, KO CC, DOUGLAS WH (2003). Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *Journal of Dental Research*, 82: 438-442.
- DI FIORE A, MENEGHELLO R, GRAIFF L, SAVIO G, VIGOLO P, MONACO C, STELLINI E (2019). Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(4):396-403.
- DI FIORE A, MENEGHELLO R, SAVIO G, SIVOLELLA S, KATSOULIS J, STELLINI E (2015). In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(2):e721-9.
- DONOVAN TE, CHEE WWL (2004). A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental Clinics of North America*, 48(2): 445-70.

- DUELLO GV (2018). Intraoral Scanning for Single-Tooth Implant Prosthetics: Rationale for a Digital Protocol. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 39(1):28-34.
- DUMBRIGUE HB, GURUN DC, JAVID NS (2000). Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84: 108-110.
- DURET F, BLOUIN JL, DURET B (1988). CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 117(6):715-20.
- DURET F, PRESTON JD (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2):150-4.
- EBADIAN B, RISMANCHIAN M, DASTGHEIB B, BAJOGHLIF (2015). Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dental Research Journal*, 12(2):136-43.
- ECKERT SE, MERAW SJ, CAL E, OW RK (2000). Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: A Retrospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(5):662-7.
- EHSANI S, SADAT H, ALIKHASI M (2013). The Effect of Implant Connection Length on the Dimensional Impression Accuracy of Inclined Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28: 315-320.
- ELIASSON A, ORTORP A (2012). The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14 (1): 30-38
- EMIR F, AYYILDIZ S (2019). Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(4):434-439.
- ENDER A, MEHL A. (2011). Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14: 11-21.
- ENDER A, MEHL A. (2013a). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16: 11-21.
- ENDER A, ATTIN T, MEHL A (2016a). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115: 313-320.

- ENDER A, MEHL A (2013b). Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109: 121-128.
- ENDER A, MEHL A (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*, 46: 9-17.
- ENDER A, ZIMMERMANN M, ATTIN T, MEHL A (2016b). In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clinical Oral Investigations*, 20: 1495-1504.
- ENKLING N, BAYER S, JOHREN P, MERICSKE-STERN R (2012). Vinylsiloxanether: A new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1):144-51.
- FARIA ACL, RODRIGUES RCS, MACEDO A., DE MATTOS M, RIBEIRO RF (2008). Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian Oral Research*, 22(4):293-8.
- FERNANDEZ MA, PAEZ DE MENDOZA CY, PLATT JA, LEVON JA, HOVIJITRA ST, NIMMO A (2013). A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *Journal of Prosthodontics*, 22(5): 367-376.
- FERREIRA VF, BARBOZA EP, GOUVÊA CV, BIANCHINI GM, MUSSALLEM F, CARVALHO WR (2012). Comparative study of the polyvinyl siloxane technique with resin-splinted transfer copings used for multiple implant abutment impressions. *Implant Dentistry*, 21(1): 72-76.
- FILHO HG, MAZARO JVQ, VEDOVATTO E, ASSUNÇÃO WG, SANTOS PH (2009). Accuracy of impression techniques for implants. part 2 - Comparison of splinting techniques. *Journal of Prosthodontics*, 18(2):172-6.
- FLUGGE T, ATT W, METZGER M, NELSON K (2017). A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies—An Experimental Approach. *Journal of Prosthodontics*, 26: 34-41.
- FLUGGE T, ATT W, METZGER M, NELSON K (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *The International Journal of Prosthodontics*, 29: 277-283.

- FLUGGE T, VAN DER MEER WJ, GONZALEZ BG, VACH K, WISMEIJER D, WANG P (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29 (16): 374-392.
- FLUGGE T, SCHLAGER S, NELSON K, NAHLES S, METZGER MC (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144: 471-478.
- FUKAZAWA S, ODAIRA C, KONDO H (2017). Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4):450-459.
- GALLUCCI G, BENIC G, ECKERT S, PAPASPYRIDAKOS P, SCHIMMEL M, SCHROTT A, WEBER HP (2014). Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29: 287-90.
- GERAMIPANAH F, SAHEBI M, DAVARI M, HAJIMAHMOUDI M, RAKHSHAN V (2015). Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clinical Oral Implants Research*, 26(9):1098-105.
- GHAHREMANLOO A, SEIFI M, GHANBARZADE J, ABRISHAM SM, JAVAN RA (2017). Effect of Polyvinyl Siloxane Viscosity on Accuracy of Dental Implant Impressions. *Journal of Dentistry*, 14(1):40-47.
- GHANEM RA, NASSANI MZ, BAROUDI K, ABDEL FATTAH A (2016). Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 7(3):225-31.
- GIBELLI D, CELLINA M, CAPPELLA A, GIBELLI S, PANZERI MM, OLIVA AG, SFORZA C (2019). An innovative 3D-3D superimposition for assessing anatomical uniqueness of frontal sinuses through segmentation on CT scans. *International Journal of Legal Medicine*, 133(4):1159-1165.
- GIMENEZ-GONZALEZ B, HASSAN B, ÖZCAN M, PRADIES G (2017). An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *Journal of Prosthodontics*, 26: 650-655.
- GIMÉNEZ B, ÖZCAN M, MARTINEZ-RUS F, PRADIES G (2014). Accuracy of a Digital

Impression System Based on Parallel Confocal Laser Technology for Implants with Consideration of Operator Experience and Implant Angulation and Depth. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29: 853-862.

GIMÉNEZ B, ÖZCAN M, MARTINEZ-RUS F, PRADIES G (2015a). Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: Effect of clinically relevant parameters. In *Implant Dentistry*, 24: 498-504.

GIMÉNEZ B, ÖZCAN M, MARTINEZ-RUS F, PRADIES G (2015b). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 1: 54-64.

GIMÉNEZ B, PRADIES G, MARTINEZ-RUS F, ÖZCAN M (2015). Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30: 56-64.

GINTAUTE A, PAPATRIANTAFYLLOU N, ALJEHANI M, ATT W (2018). Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures for multiple straight and tilted dental implants. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 13(4):550-565.

GJELVOLD, B, CHRCANOVIC BR, KORDUNER EK, COLLIN-BAGEWITZ I, KISCH J (2016). Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *Journal of Prosthodontics*, 25: 282-287.

GÖKÇEN-ROHLİG B, ÖNGÜL D, SANCAKLI E, ŞERMET B (2014). Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dentistry*, 23(3):283-8.

GONZÁLEZ DE VILLAUMBROSIA P, MARTINEZ-RUS F, GARCIA-OREJAS A, SALIDO MP, PRADIES G (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116: 543-550.

GORACCI C, FRANCHI L, VICHI A, FERRARI M (2016). Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence. *European Journal of Orthodontics*, 38 (4): 422-428.

GORMAN CM, MCDEVITT WE, HILL RG (2000). Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental Materials*, 16: 389-395.

- GRAIG RPJ (2002). Restorative dental materials. *Mosby. St Louis*, 11: 668-71.
- GREENBERG AM (2015). Dental Implants and Evolving Discipline. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27: 9-10.
- GUPTA S, NARAYAN AI, BALAKRISHNAN D (2017). In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *International Journal of Dentistry*, 2017:6306530.
- GUTH JF, EDELHOFF D, SCHWEIGER J, KEUL C (2016). A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clinical Oral Investigations*, 20:1487-1494.
- GUTH JF, KEUL C, STIMMELMAYR M, BEUER F, EDELHOFF D (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17: 1201-1208.
- GUTH JF, RUNKEL C, BEUER F, STIMMELMAYR M, EDELHOFF D, KEUL C (2017). Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical Oral Investigations*, 21(5):1445-1455.
- HAGHI H, SHIEHZADEH M, NAKHAEI M, AHRARY F, SABZEVARI S (2017). Effect of technique and impression material on the vertical misfit of a screw-retained, three-unit implant bridge: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 17(1):41-47.
- HAMALIAN TA, NASR E, CHIDIAC JJ (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics*, 20(2):153-60.
- HAZBOUN GBA, MASRI R, ROMBERG E, KEMPLER J, DRISCOLL CF (2015). Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(5):425-31.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1):10-5.
- HERBST D, NEL JC, DRIESSEN CH, BECKER PJ (2000). Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83: 555-561.

- HOLST S, BLATZ MB, BERGLER M, GOELLNER M, WICHMANN M (2007). Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence International*, 38(1):67-73.
- HOWELL KJ, MCGLUMPHY EA, DRAGO C, KNAPIK G (2013). Comparison of the Accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and Conventional Implant Impression Techniques. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28: 228-240.
- HSU CC, MILLSTEIN PL, STEIN RS (1993). A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(6):588-93.
- HUMPHRIES RM, YAMAN P, BLOEM TJ (1990). The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 5: 331-336.
- IBRAHIM TO, GHUNEIM WA (2013). Composite resin versus two different splinting techniques on evaluation of impression accuracy for dental implants. *Life Science Journal*, 10: 1013-1018.
- IMBURGIA M, LOGOZZO S, HAUSCHILD U, VERONESI G, MANGANO C, MANGANO FG (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17: 92.
- JANG HK, KIM S, SHIM JS, LEE KW, MOON HS (2011). Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26: 1011-1015.
- JI Z, LEU MC (1989). Design of optical triangulation devices. *Optics and Laser Technology*, 21(5): 339-341.
- JO SH, KIM K, SEO JM, SONG KY, PARK JM, AHN SG (2010). Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: An in vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(4), 128–133.
- JODA T, BRÄGGER U (2014). Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 25: 1304-1306.
- JODA T, BRÄGGER U (2015). Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial.

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 30(5):1047-53.

JODA T, LENHERR P, DEDEM P, KOVALTSCHUK I, BRAGGER U, ZITZMANN NU (2017). Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 28: 1318-1323.

JOHNSON GH, CRAIG RG (1986). Accuracy of addition silicones as a function of technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(2):197-203.

KAHRAMANOĞLU E, ASLAN YU, ÖZKAN Y, KESKİN ÖZYER E (2019). İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(2): 124-132.

KALPANA D, HARISH G, MAHESH PC, SWATI S, MADHURI V, BRUNDA K (2015). CAD CAM in dentistry—A Review. *IJRID*, 5(2): 14-21.

KAMIMURA E, TANAKA S, TAKABA M, TACHI K, BABA K (2017). In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS ONE*, 12(6) :e0179188.

KARL M, ROSCH S, GRAEF F, TAYLOR TD, HECKMANN SM (2005). Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4):324-30.

KARL M, WINTER W, TAYLOR TD, HECKMANN SM (2004). In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19: 30–37.

KIM JH, KIM KR, KIM S (2015). Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2):185-92.e1.

KIM KR, SEO KY, KIM S (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6):543-549.

KIM RJY, BENIC GI, PARK JM (2019). Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position. *PLoS ONE*, 14(11): e0222070.

KIM RJY, PARK JM, SHIM JS (2018). Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *Journal of Prosthetic*

Dentistry, 120: 895-903.

KIM Y, OH TJ, MISCH CE, WANG HL (2005). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16: 26-35.

KOSTIUKOVA VV, RIAKHOVSKII AN, UKHANOV MM (2014) Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologia*, 93(1), 53-59.

KOURTIS SG, SOTIRIADOU S, VOLIOTIS S, CHALLAS A (2004). Private practice results of dental implants. Part I: Survival and evaluation of risk factors - Part II: Surgical and prosthetic complications. *Implant Dentistry*, 13(4):373-85.

KUHR F, SCHMIDT A, REHMANN P, WOSTMANN B (2016). A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *Journal of Dentistry*, 55:68-74.

KUPEYAN HK, LANG BR (1995). The role of the implant impression in abutment selection: A technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10(4):429-33.

KURTULMUS-YILMAZ S, OZAN O, OZCELIK TB, YAGIZ A (2014). Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *Journal of Dentistry*, 42: 1551-1559.

KURZ M, ATTIN T, MEHL A (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical Oral Investigations*, 19: 2035-2043.

LE GUÉHENNEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P, AMOURIQ Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 23: 844-854.

LEE H, ERCOLI C, FUNKENBUSCH PD, FENG C (2008a). Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(2):107-13.

LEE H, SO JS, HOCHSTEDLER JL, ERCOLI C (2008b). The accuracy of implant impressions: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100: 285-291.

LEE SJ, BETENSKY RA, GIANNESCHI GE, GALLUCCI GO (2015). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6):715-9.

- LEE SJ, MACARTHUR RX, GALLUCCI GO (2013). An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110: 420-423.
- LEINFELDER KF, ISENBURG BP, ESSIG ME (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of the American Dental Association*, 118(6):703-7.
- LEONHARDT Å, RENVERT S, DAHLÉN G (1999). Microbial findings at failing implants. *Clinical Oral Implants Research*, 10(5):339-45.
- LIN WS, HARRIS B, ELATHAMNA E, ABDEL-AZIM T, MORTON D (2015). Effect of Implant Divergence on the Accuracy of Definitive Casts Created from Traditional and Digital Implant-Level Impressions: An In Vitro Comparative Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30: 102-109.
- LIN WS, HARRIS BT, MORTON D (2013). The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3):187-91.
- LIN WS, HARRIS BT, ZANDINEJAD A, MORTON D (2014). Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111: 1-5.
- LINDHE J, BERGLUNDH T, ERICSSON I, LILJENBERG B, MARINELLO C (1992). Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clinical Oral Implants Research*, 3(1):9-16.
- LINKEVICIUS T, SVEDIENE O, VINDASIUTE E, PUISYS A, LINKEVICIENE L (2012). The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4):238-43.
- LIOU A, NICHOLLS J, YUODELIS R, BRUDVIK J (1994). Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Implant Dentistry*, 6: 377-383.
- LOGOZZO S, FRANCESCHINI G (2011). A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative State Of The Art And Comparative Analysis Of The Technological. *The Internet Journal of Medical Technology*, 5(1).
- LOGOZZO S, ZANETTI EM, FRANCESCHINI G, KILPELÄ A, MÄKYNEN A (2014).

Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54 (3): 203-221.

LORENZONI M., PERTL C, PENKNER K, POLANSKY R, SEDAJ B, WEGSCHEIDER WA (2000). Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(7):629-38.

LU H, NGUYEN B, POWERS JM (2004). Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92: 151-154.

LUTHARDT RG, LOOS R, QUAAS S (2005). Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *International Journal of Computerized Dentistry*, 8(4):283-94.

LUTHARDT RG, BORNEMANN G, LEMELSON S, WALTER MH, HULS A (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(6):680-5.

MA J, RUBENSTEIN JE (2012). Complete arch implant impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107: 405-410.

MALAGUTI G, ROSSI R, MARZIALI B, ESPOSITO A, BRUNO G, DARIOL C, DI FIORE A (2016). In vitro evaluation of prosthodontic impression on natural dentition: A comparison between traditional and digital techniques. *ORAL and Implantology*, 9(1):21-27.

MALIK J, RODRIGUEZ J, WEISBLOOM M, PETRIDIS H (2018). Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 31: 107-113.

MANGANO FG, GANDOLFI A, LUONGO G, LOGOZZO S (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17: 149.

MANGANO FG, VERONESI G, HAUSCHILD U, MIJIRITSK E, MANGANO C (2016). Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLoS ONE*, 11: e0163107.

MANGANO FG, HAUSCHILD U, VERONESI G, IMBURGIA M, MANGANO C,

- ADMAKIN O (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 19(1):101.
- MARGHALANI A, WEBER HP, FINKELMAN M, KUDARA Y, EL RAFIE K, PAPASPYRIDAKOS P (2018). Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119: 574-579.
- MARKOVIĆ D, PUŠKAR T, HADŽISTEVIĆ M, POTRAN M, BLAŽIĆ L, HODOLIČ J (2012). The Dimensional Stability Of Elastomeric Dental Impression Materials. *Contemporary Materials*, 3(1): 105-110.
- MARTIN CB, CHALMERS EV, MCINTYRE GT, COCHRANE H, MOSSEY PA (2015). Orthodontic scanners: What's available? *Journal of Orthodontics*, 42(2): 136–143.
- MCCABE JF, WALLS A (2008). *Applied Dental Materials* (9th ed.). Wiley-Blackwell Publishing.
- MEDINA-SOTOMAYOR P, PASCUAL-MOSCARDO A, CAMPS AI (2019). Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5):811-820.
- MEHL A, HICKEL R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2: 9-35.
- MEHL A, ENDER A, MORMANN W, ATTIN T (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(1):11-28.
- MISCH CE (2014). *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1): 97-106.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28:44-56.
- MOREIRA J, RODRIGUES NF, PINHO M, FONSECA JC, VILACA JL (2015). Accuracy

Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(2): 751-64.

MORENO A, GIMÉNEZ B, ÖZCAN M, PRADIES G (2013). A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. *Implant Dentistry*, 22(4):320-5.

MORMANN WH (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137:7-13.

MORMANN WH, BINDL A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2):405-26.

MOSTAFA N, ELGENDY M, KASHEF NA, HALIM MM (2010). Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*, 23: 6.

MOU SH, CHA T, WANG JS, SHIAU YY (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3): 248-255.

MPIKOS P, KAFANTARIS N, TORTOPIDIS D, GALANIS C, KAISARLIS G, KOIDIS P (2012). The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6), 1422–1428.

MUHLEMANN S, GRETER EA, PARK JM, HÄMMERLE F, THOMA DS (2018). Precision of digital implant models compared to conventional implant models for posterior single implant crowns: A within-subject comparison. *Clinical Oral Implants Research*, 29: 931-936.

MULLER P, ENDER A, JODA T, KATSOULIS J (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*, 47: 343-349.

MUPPARAPU M, SINGER SR (2004). Implant imaging for the dentist. *Journal of the Canadian Dental Association*, 70(1):32.

NACONECY MM, TEIXEIRA ER, SHINKAI SA, FRASCA CF, CERVIERI A (2004). Evaluation of the Accuracy of 3 Transfer Techniques for Implant-Supported Prostheses

with Multiple Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19: 192-198.

NAGRATH R, LAHORI M, AGRAWAL M (2014). A Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Surface Detail Reproduction of Four Hydrophilic Vinyl Polysiloxane Impression Materials Tested Under Dry, Moist, and Wet Conditions-An In Vitro Study. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 14(1):59-66.

NALLASWAMY D (2009). Implant dentistry; dental implantology. In *Textbook of prosthodontics*, 720–742.

NASSAR U, OKO A, ADEEB S, EL-RICH M, FLORES-MIR C (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3): 172-178.

NAYYAR N, YILMAZ B, MCGLUMPHY E (2013). Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109: 210-215.

NEDELCO D, RAJIC A, AVASILOAIE R (2013). The Reverse Engineering of a Spring Support using the Noomeo Optinum 3D Scanner and the Rapidform XOR3 Software The paper presents an application of the Reverse Engineering technology using a Noomeo Optinum 3D scanner to read the complex, (1): 199–207.

NEDELCO RG, PERSSON K (2014). Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6):1461-71.

NEDELCO RG, OLSSON P, NYSTROM I, RYDÉN J, THOR A (2018). Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of Dentistry*, 69: 110-118.

NG S, TAN K, TEOH KH, CHENG A, NICHOLLS J (2014). Three-Dimensional Accuracy of a Digitally Coded Healing Abutment Implant Impression System. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4):927-36.

NISSAN J, GHELFAN O (2009). The press-fit implant impression coping technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101: 413-414.

ÖNGÜL D, GÖKÇEN-RÖHLİG B, ŞERMET B, KESKİN H (2012). A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian Dental Journal*, 57: 184-189.

- ONO S, YAMAGUCHI S, KUSUMOTO N, NAKANO T, SOHMURA T, YATANI H (2013). Optical impression method to measure three-dimensional position and orientation of dental implants using an optical tracker. *Clinical Oral Implants Research*, 24(10):1117-22.
- ORTORP A, JEMT T, BÄCK T (2005). Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: A comparative laboratory study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1):43-50.
- OSNES CA, WU JH, VENEZIA P, FERRARI M, KEELING AJ (2020). Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(1):6-11.
- PAGANO S, MORETTI M, MARSILI R, RICCI A, BARRACO G, CIANETTI S (2019). Evaluation of the accuracy of four digital methods by linear and volumetric analysis of dental impressions. *Materials*, 12(12):1958.
- PANICHUTTRA R, MARIETONES R, GOODACRE C, MUNOZ CA, KETH MOORE B (1991). Hydrophilic poly(Vinyl Siloxane) Impression Materials: Dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *International Journal of Prosthodontics*, 4: 240-248.
- PAPASPYRIDAKOS P, BENIC GI, HOGSETT VL, WHITE GS, LAL K, GALLUCCI GO (2012). Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6):676-681.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, GALLUCCI G, DOUKOUDAKIS A, WEBER HP, CHRONOPOULOS V (2014). Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4): 836–845.
- PAPASPYRIDAKOS P, GALLUCCI GO, CHEN CJ, HANSEN S, NAERT I, VANDENBERGHE B (2016a). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 27: 465-472.
- PAPASPYRIDAKOS P, HIRAYAMA H, CHEN CJ, HO CH, CHRONOPOULOS V, WEBER HP (2016b). Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clinical Oral Implants Research*, 27: 1099-1105.
- PAPASPYRIDAKOS P, LAL K, GEORGE MS, WHITE S, WEBER H, DENT M, DENT M (2012). Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit

of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26(6): 1267-72.

PARK JM (2016). Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: Sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5):354-362.

PATEL N (2010). Integrating Three-Dimensional Digital Technologies for Comprehensive Implant Dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 141: 4-20.

PATZELT M, EMMANOUILIDI A, STAMPF S, STRUB JR, ATT W (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, 18: 1687-1694.

PATZELT M, VONAU S, STAMPF S, ATT W (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *Journal of the American Dental Association*, 144(8): 914-920.

PERA F, PESCE P, BEVILACQUA M, SETTI P, MENINI M (2016). Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner. *Implant Dentistry*, 25(2):232-7.

PHILLIPS K (1994). The accuracy of three implant impression techniques: A threedimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9: 533- 40.

Planmeca E4D Technologies. (2014). About Us & Education Learning Tools. Erişim: [<https://materialbank.planmeca.com>] Erişim tarihi: 02.09.2020

POZZI A, TALLARICO M, MANGANI F, BARLATTANI A (2013). Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD/CAM complete-arch prostheses: A randomised controlled trial reporting data at 3 years post-loading. *European Journal of Oral Implantology*, 6(4):325-40.

PRADIES G, ZARAUZ C, VALVERDE A, FERREIROA A, MARTINEZ-RUS F (2015). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *Journal of Dentistry*, 43(2):201-8.

PUNJ A, BOMPOLAKI D, GARAICOA J (2017). Dental Impression Materials and Techniques. *Dental Clinics of North America*, 61(4):779-796.

- RASHIDAN N, ALIKHASI M, SAMADIZADEH S, BEYABANAKI E, KHARAZIFARD, MJ (2012). Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(2): 218-225.
- RECH-ORTEGA C, FERNÁNDEZ-ESTEVAN L, SOLÁ-RUIZ MF, AGUSTIN-PANADERO R, LABAIG-RUEDA C (2019). Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 24(1):89-95.
- REDDY S, PRASAD K, VAKIL H, JAIN A, CHOWDHARY R (2013). Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 16: 279-284.
- REICH S, WICHMANN M, NKENKE E, PROESCHEL P (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113(2): 174-179.
- RENNE W, LUDLOW M, FRYML J, SCHURCH Z, MENNITO A, KESSLER R, LAUER A (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(1):36-42.
- REVILLA-LEÓN M, ATT W, ÖZCAN M, RUBENSTEIN J (2020). Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(20)30220-1.
- RHEE YK, HUH YH, CHO LR, PARK CJ (2015). Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-Dimensional superimposition. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7: 460-467.
- RIBEIRO P, HERRERO-CLIMENT M, DIAZ-CASTRO C, RIOS-SANTOS JV, PADRÓS R, MUR JG, FALCÃO C (2018). Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—An in vitro study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15: 1599.
- ROIG E, GARZA LC, ÁLVAREZ-MALDONADO N, MAIA P, COSTA S, ROIG M, ESPONA J (2020). In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. *PLoS ONE*, 15(2):e0228266.
- RUBEL BS (2007). *Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials*

Most Commonly Used in Restorative Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(3): 629-42.

RUDOLPH H, LUTHARDT RG, WALTER MH (2007). Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Computers in Biology and Medicine*, 37(5): 579-587.

RUDOLPH H, SALMEN H, MOLDAN M, KUHN K, SICHWARDT V, WOSTMANN B, LUTHARDT RG (2016). Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 24(1): 85-94.

RUPP F, AXMANN D, GEIS-GERSTORFER J (2008). Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*, 21: 69-71.

RUTKUNAS V, SVEIKATA K, SAVICKAS R (2012). Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 25(5): 512-515.

SABOUHI M, BAJOGHLI F, ABOLHASANI M (2015). Evaluation of the Three-Dimensional Accuracy of Implant Impression Techniques in Two Simulated Clinical Conditions by Optical Scanning. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1):26-34.

SABOUHI M, BAJOGHLI F, DAKHILALIAN M, BEYGI A, ABOLHASAN M (2016). Effects of impression coping design, impression technique, and dental undercuts on the accuracy of implant impressions assessed by 3-dimensional optical scanning: An in vitro study. *Implant Dentistry*, 25(2):238-46.

SAKAGUCHI R, POWERS J (2012). Craig's Restorative Dental Materials. *Elsevier Mosby*.

SAKKA S, BAROUDI K, NASSANI MZ (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(4):258-61.

SAKORNWIMON N, LEEVAILOJ C (2017). Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(3):386-391.

SALINAS TJ (2009). Treatment of edentulism: Optimizing outcomes with tissue management and impression techniques. *Journal of Prosthodontics*, 18(2):97-105.

- SCHEPKE U, MEIJER A, KERDIJK W, CUNE MS (2015). Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114: 403-406.
- SCHMALZ G, FEDERLIN M., REICH E (1995). Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(4):392-9.
- SCHMIDT A, BENEDICKT CR, SCHLENZ MA, REHMANN P, WOSTMANN B (2020). Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2):167-174.
- SCHMIDT A, HÄUSSLING T, REHMANN P, SCHAAF H, WOSTMANN B (2018). Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2):245-251.
- SEELBACH P, BRUECKEL C, WOSTMANN B (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, 17(7): 1759-1764.
- SELVARAJ S, DORAIRAJ J, MOHAN J, SIMON P (2016). Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 16(2):167-75.
- SERAG M, NASSAR AL, AVONDOGLIO D, WEINER S (2018). A Comparative Study of the Accuracy of Dies Made from Digital Intraoral Scanning vs. Elastic Impressions: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 27(1):88-93.
- SHAH S, SUNDARAM G, BARTLETT D, SHERRIFF M (2004). The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. *Journal of Dentistry*, 32(8):653-8.
- SHANKAR R, SAHOO S, KRISHNA H, KUMAR S, KUMAR S, NARULA S (2016). Accuracy of implant impressions using various impression techniques and impression materials. *Journal of dental implants*, 6(1):29-36.
- SHETTY RM, BHANDARI GR, MEHTA D (2014). Vinyl polysiloxane ether: A break through in elastomeric impression material. *World Journal of Dentistry*, 5(2):134-137
- SHILLINGBURG HT, HOBBS S, WHITSETT LD (1981) Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, Berlin, Rio de Janeiro and

Tokyo, p 221.

SHIM JS, LEE JS, LEE JY, CHOI YJ, SHIN SW, RYU JJ (2015a). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Science*, 23(5):515-22.

SHIM JS, RYU JJ, SHIN SW, LEE JY (2015b). Effects of implant angulation and impression coping type on the dimensional accuracy of impressions. *Implant Dentistry*, 24(6):726-9.

SIADATH H, ALIKHASI M, BEYABANAKI E, RAHMAN S (2016). Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(3):265-70.

SIERVO S, PAMPALONE A, VALENTI G, BANDETTINI B, SIERVO R (1992). Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *Journal of the American Dental Association*, 123(4):63-7.

Sirona Dental Systems GmbH (2014) CEREC AC with CEREC Omnicam Operating Instructions. Erişim: [<https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cerecchairside-solutions/cerec-ac-with-cerec-omnicam.html>] Erişim tarihi: 03.11.2020

SKALAK R (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6): 843-8.

SORRENTINO R, GHERLONE EF, CALESINI G, ZARONE F (2010). Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: An in vitro comparative study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12: 63-76.

SPECTOR MR, DONOVAN TE, NICHOLLS JI (1990). An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(4): 444-7.

STIMMELMAYR M, ERDELT K, GUTH JF, HAPPE A, BEUER F (2012a). Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model-a digital approach. *Clinical Oral Investigations*, 16(4): 1137-42.

STIMMELMAYR M, GUTH JF, ERDELT K, EDELHOFF D, BEUER F (2012b). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16: 851-856.

- STRUB JR, REKOW ED, WITKOWSKI S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9): 1289-96.
- SU TS, SUN J (2016). Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3):362-7.
- SYREK A, REICH G, RANFTL D, KLEIN C, CERNY B, BRODESSER J (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, 38(7): 553-9.
- SYU JZ, BYRNE G, LAUB LW, LAND MF (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 6:25-30.
- TANEVA E, KUSNOTO B, EVANS CA (2015). 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. In *Issues in Contemporary Orthodontics*.
- TARIB NA, SEONG TW, CHUEN KM, KUN MS, AHMAD M, KAMARUDIN KH (2012). Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 20(1):35-39.
- THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS: NINTH EDITION. (2017). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(1).
- TINSCHERT J, NATT G, HASSENPFUG S, SPIEKERMANN H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1): 25-45.
- TOUCHSTONE A, NIETING T, ULMER N (2010). Digital Transition: The Collaboration Between Dentists and Laboratory Technicians on CAD/CAM Restorations. *Journal of the American Dental Association*, 141: 9-15.
- TREESH JC, LIACOURAS PC, TAFT RM, BROOKS DI, RAICIULESCU S, ELLERT DO (2018). Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3):382-388.
- TSAGKALIDIS G, TORTOPIDIS D, MPIKOS P, KAISARLIS G, KOIDIS P (2015). Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4):517-23.

- TÜRKÜCÜ T, BÖRKLÜ HR (2017). Tersine Mühendislik Yaklaşımına Dayalı Yeni Bir İmalat İçin Tasarım İşlem Modeli. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*.
- VAHIDI F, EGLOFF ET, PANNO FV (1991). Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(4): 426-431.
- VAN NOORT R (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1):3-12.
- VAN ROEKEL NB (1992). Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*, 5(2):114-21.
- VANDEWEGHE S, VERVACK V, DIERENS M, DE BRUYN H (2017). Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 28: 648-653.
- VIGOLO P, FONZI F, MAJZOUB Z, CORDIOLI G (2004). An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92: 470-476.
- VIGOLO P, MAJZOUB Z, CORDIOLI G (2003). Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89: 186-192
- VIGOLO P, MUTINELLI S, FONZI F, STELLINI E (2014). An In Vitro Evaluation of Impression Techniques for Multiple Internal- and External-Connection Implant Prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4):807-18.
- VITTI RP, SILVA B, CONSANI X, SINHORETI C (2013) Dimensional accuracy of stone casts made from silicone-based impression materials and three impression techniques. *Brazilian Dental Journal*; 24(5):498-502.
- WALKER, M. P. (2003). Dental Materials and Their Selection. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic, and Reconstructive Dentistry*, 12(2):152-153.
- WALKER MP, ALDERMAN N, PETRIE CS, MELANDER J, MCGUIRE J (2013). Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *Journal of Prosthodontics*, 22(5):362-6.

- WEE AG (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83: 323-331.
- WEGNER K, WESKOTT K, ZENGİNEL M, REHMANN P, WOSTMANN B (2013). Effects of Implant System, Impression Technique, and Impression Material on Accuracy of the Working Cast. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(4):989-95.
- WENZ H, HERTRAMPF K (2008). Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 23: 39-47.
- WISMEIJER D, MANS R, VAN GENUCHTEN M, REIJERS HA (2014). Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 25: 1113-1118.
- WULFMAN C, NAVEAU A, RIGNON-BRET C (2020). Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(2):161-167.
- YAVUZYILMAZ H, ULUSOY MM, KEDİCİ PS, KANSU G (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü* (1st ed.) Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları.
- YUN MJ, JEON YC, JEONG CM, HUH JB (2017). Comparison of the fit of cast gold crowns fabricated from the digital and the conventional impression techniques. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(1): 1-13.
- YÜZBAŞIOĞLU E, KURT H, TURUNC R, BİLİR H (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14:10.
- ZAİMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 60(9).
- ZARAUZ C, VALVERDE A, MARTINEZ-RUS F, HASSAN B, PRADIES G (2016). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clinical Oral Investigations*, 20:799-806.
- ZEN BM, SOARES EF, RODRIGUES MA, LUTHI LF, CONSANI X, MESQUITA MF,

HENRIQUES P (2015). Comparison of the accuracy of different transfer impression techniques for osseointegrated implants. *Journal of Oral Implantology*, 41(6): 662-7.

ZIMMERMANN M, MEHL A, MORMANN WH, REICH S (2015). Intraoral scanning systems - a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2): 101-129.



ÖZGEÇMİŞ

I- Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ASLIYÜCE, Vildan

Uyruğu : T.C.

Doğum Tarihi ve Yeri : 22.06.1992, ANKARA

e-mail : dtvildanasliyuce@gmail.com

II- Eğitim Bilgileri

2017-2020 Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı/ Uzmanlık Programı

2010-2015 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2006-2010 Özel Yavuz Sultan Fen Lisesi, ANKARA